

Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik

Medizinische Physik 2013

Herausgegeben von Harald Treuer

Medizinische Physik

44. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

18.–21. September 2013 • Köln

Abstractband

Herausgegeben von Harald Treuer
Klinik für Stereotaxie und Funktionelle Neurochirurgie
Zentrum für Neurochirurgie des Universitätsklinikums Köln
Universität zu Köln
Kerpener Straße 62
50937 Köln

ISBN 978-3-9816002-1-6

© Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik e. V. (DGMP)

Inhaltsverzeichnis

Vorträge

1. Teletherapie – Applikationssysteme (ID 1-7) 4
2. Nuklearmedizin und Molekulare Bildgebung I (ID 8-12)....18
3. Neuromodulation I (ID 13-15)....30
4. ITG/DGA/DEGA Diskussionssitzung – Hörwahrnehmung mit technischen Hörhilfen jenseits der Sprachverständlichkeit – Teil 1 (ID 16-18)....33
5. ITG/DGA/DEGA Diskussionssitzung – Hörwahrnehmung mit technischen Hörhilfen jenseits der Sprachverständlichkeit – Teil 2 (ID 19-21)....36
6. Grundlagen Dosimetrie (ID 22-29)....39
7. MRT – CEST und freie Themen (ID 30-35)....66
8. Neuromodulation II (ID 36-38)....84
9. Medizinische Robotik (ID 39-44)....87
10. Magnetic Particle Imaging (ID 45-49)....95
11. Audiologie I – Kognitive Faktoren beim Sprachverstehen/Höranstrengung (ID50-54)....109
12. Strahlenschutzkurs (ID 55)....114
13. Young Investigator Forum (ID 56-61)....115
14. Audiologie II – Objektive Maße für die Höranstrengung (ID 62-66)....134
15. Strahlenschutzkurs II (ID 67)....141
16. Teletherapie – Bestrahlungsplanung (ID 68-73)....142
17. Phasenkontrast/Innovative Konzepte (ID 74-78)....154
18. Partikeltherapie I (ID 79-84)....166
19. Freie Themen (ID 85-91)....178
20. Plenarvortrag (ID 92)....195
21. Teletherapie – IGRT/ART (ID 93-100)....196
22. Brachytherapie (ID 101-107)....217
23. Computertomographie (ID 108-115)....232
24. Plenarvortrag (ID 116)....256
25. Qualitätssicherung (ID 117-124)....258
26. Partikeltherapie II (ID 125-130)....275
27. Hybridbildgebung (ID 131-138)....286
28. Dosimetrie – Grundlagen und Brachytherapie (ID 139-146)....301
29. Diffusion und MRT der Lunge (ID 147-152)....327
30. Bildverarbeitung, Visualisierung, Computing (ID 153-159)....340
31. Strahlenschutz (ID 160-168)....357
32. 2D/3D-Dosimetrie (ID 169-176)....376
33. Nuklearmedizin und Molekulare Bildgebung II (ID 177-182)....404
34. Teletherapie – IMRT (ID 183-189)....423
35. Abdominelle und kardiale MRT (ID 190-195)....440

Posterbegehungen

36. Bildverarbeitung, Visualisierung, Computing (P 1-6) 463
37. CT, Röntgendiagnostik und Brachytherapie (P 7-12) 475
38. Hybridbildgebung und Nuklearmedizin (P 13-15) 493
39. Dosimetrie I (P 16-26) 501
40. Dosimetrie II (P 27-37) 532
41. MRT I (P 38-48) 560
42. MRT II (P 49-59) 598
43. Teletherapie I (P 60-71) 627
44. Teletherapie II (P 72-83) 654
45. Strahlenschutz (P 84-89) 680
46. Qualitätssicherung (P 90-96) 691
47. Partikeltherapie (P 97-104) 710
48. Freie Themen (P 105-113) 724

1. Teletherapie – Applikationssysteme

1 Spezialitäten der Strahlapplikation

G. Sroka-Perez[1]
[1]Universitätsklinikum Heidelberg, Klinik für Radioonkologie und Strahlentherapie, Heidelberg

Einleitung: Die Entwicklungen der modernen Bestrahlungsgeräte und Applikationstechnik (z.B. Cyberknife, Tomotherapie, Vero und MR-Linac) beschäftigen sich nach wie vor mit der Frage, wie eine optimal an das Zielvolumen angepasste Dosisverteilung erzielt werden kann unter Verwendung intelligenter Bildgebung direkt am Beschleuniger. Dabei verzichten diese Systeme auf das traditionelle C-Arm Design und versuchen durch innovatives technisches Design den Anforderungen der Hochpräzisions-IMRT Rechnung zu tragen.

Cyberknife: Hierbei handelt es sich um einen robotergestützten Linearbeschleuniger. Der Linac ist auf einen Industrieroboter montiert, welcher von fast beliebigen Richtungen und Orientierungen im Raum einstrahlen kann [1]. Für die Kollimierung der 6MV Photonenstrahlung dienen wahlweise Rundkollimatoren, ein Iris-Kollimator oder ein Lamellenkollimator. Das Beschleunigersystem ist mit zwei orthogonal zueinander stehenden Röntgenanlagen verbunden. Die Bildgebung kann online für die Nachführung des Beschleunigers verwendet werden. Somit können sich bewegende Zielvolumina getrackt werden, was einen geringen Sicherheitssaum des PTV ermöglicht. Das Cyberknife wird vorwiegend für kleinvolumige Bestrahlungen und hier speziell für Einzeitbestrahlungen oder bei Hypofraktionierung eingesetzt.

Tomotherapie: In diesem Applikationsbereich unterscheidet man die serielle und die helikale Tomotherapie. Die serielle Variante kann mittels eines konventionellen Linacs appliziert warden, wenn ein Spezialkollimator (Mimic) als Zubehör verwendet wird [2]. Jede Rotationsbestrahlung mit moduliertem Strahl durch den Schlitzkollimator wird gefolgt von einer Tischverschiebung für die nächste Rotation.
Für die helikale Tomotherapie ist der 6MV Beschleuniger auf einer Ringgantry montiert [3]. Die Modulation des Strahles erfolgt über einen pneumatisch betriebenen binären MLC (Feldbreite 40cm, Feldlänge 1cm, 2,5cm oder 5cm). Während der Rotationsbestrahlung wird die Patientencouch kontinuierlich durch die Bestrahlungsebene gefahren. Dabei können Zielvolumina von bis zu 160cm Länge ohne Feldansätze bestrahlt werden. Zur Bildgebung ist auf dem Ring ein Detektorarray montiert, welches mit 3MV Photonenstrahlung für Fan Beam CTs verwendet wird.

Vero: Das Vero SBRT System (BrainLAB AG, Feldkirchen, Germany) verfügt über einen 6MV Linac, welcher auf einer Ringgantry montiert ist [4]. Ein doppelt kardanisch aufgehängter MLC wird für das Tracking beweglicher Zielvolumina eingesetzt. Dabei können mit dem MLC beliebige Felder der IMRT moduliert werden. Die maximale Auslenkung der MLC-Achse beträgt 2,5 Grad in beide Richtungen. Zur Realisierung nonkoplanarer Einstrahlrichtungen kann die Ringgantry aus der Ebene senkrecht zur Tischachse um maximal $\pm$ 60 Grad herausgedreht werden. Auf dem Ring sind zwei kV-Systeme unter jeweils 45 Grad zur Strahlachse für die Bildgebung montiert. Diese Anordnung unterstützt sowohl Cone Beam CTs als auch Echtzeit Röntgenaufnahmen während der Bestrahlung mit einer Wiederholrate von 15 Frames/s. Mit dem Vero System können somit bewegliche Zielvolumina bei der Bestrahlung getrackt werden. Zusätzlich steht an der Vero Maschine ein Infrarot Kamerasystem zur Verfügung, welches für die initiale Positionierung des Patienten oder zur Akquisition des Atemsignales verwendet werden kann [5].

MR-Linac: Bestrahlungsgeräte, welche einen Linearbeschleuniger mit einem MR Tomographen kombinieren, sind derzeit noch nicht für Anwendungen am Patienten verfügbar. Ein Prototyp steht momentan am University Medical Center Utrecht [6] und wird im Hinblick auf physikalische Eigenschaften und Implikationen für die Strahlentherapie wissenschaftlich untersucht.

Literatur

[1] Accuray product brochure for CyberKnife System, Accuray document P/N 500500.A.
[2] Carol M et al. The field-matching problem as it applies to the peacock three dimensional conformal system for intensity modulation. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 1996, 34(1):183-7.
[3] Fenwick JD et al. Quality Assurance of a helical tomotherapy machine. Phys Med Biol 2004, 49:2933-2953.
[4] Kamino Y et al. Development of a four-dimensional image-guided radiotherapy system with a gimbaled X-ray head. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2006;66:271–8.
[5] ExacTrac Vero Clinical User Guide, version 3.1, BrainLab AG Germany, 2012, 253.
[6] Raaymakers B W et al. Integrating a 1.5 T MRI scanner with a 6 MV accelerator: proof of concept Phys. Med.Biol. 2009, 54 N229–37

2 Innovationen bei Linac & Co

N. Hodapp[1]
[1]Universitätsklinik, Strahlentherapie, Freiburg

Einleitung: Innerhalb der Kette der Module zur Durchführung einer Teletherapie gibt es seit vielen Jahren einen spannenden Wettbewerb nicht ihr schwächstes Glied sondern Herausforderer für die übrigen zu sein. Gab die Bestrahlungsplanung lange Zeit den oberen Rand des Erreichbaren vor so haben inzwischen die Bildgebung als Grundlage der Bestrahlungsplanung sowie die Technik der Bestrahlung gleichgezogen. Die verschiedenen technischen Module der Therapie sind so eng miteinander verbunden dass sich neue Entwicklungen gegenseitig ergeben und bedingen. So erforderte die Einführung der intensitätsmodulierenden Techniken in der Bestrahlungsplanung eine Verbesserung der Beschleunigertechnologie. Hierzu gehören eine höhere Ganggenauigkeit aller mechanischen Teile der Linearbeschleuniger, höhere Dosisleistungen, vollelektronische Steuerung und Überwachung aller Parameter zur Erhöhung ihrer Änderungsgeschwindigkeit z.B. der Lamellengeschwindigkeit oder der Gantryrotation. Die Anbindung an Radioonkologieklinikinformationssysteme und die Integration bildgebender Systeme in den Ablauf der Therapie am Bestrahlungsgerät waren ebenfalls Folge der engen Beziehung der Module.

Multilamellenkollimatoren: Lamellenkollimatoren wurden bereits vor fast 50 Jahren in der Therapie eingesetzt (1). Ihre allgemeine Verbreitung fanden sie, als sie elektronisch steuerbar wurden. Zuerst nur konformierend, später dann fluenzmodulierend wurden immer höhere Anforderungen an die Ortsauflösung der Dosisverteilung gestellt. Linearbeschleuniger wurden so weiterentwickelt, dass die hochaufgelösten Dosisverteilungen der Bestrahlungsplanung auch umgesetzt werden konnten. Multilamellenkollimatoren sind inzwischen Standard zur Feldformung. Hier wurden bei allen Systemen eine verbesserte Ortsauflösung durch verkleinerte Lamellenbreiten, der Lamellengeschwindigkeit, der Positionierungsgenauigkeit und Präzision sowie der Interleafleakage erreicht. Diese Verbesserungen ermöglichten die Reduzierung von Einschränkungen, die ältere MLC der Planung auferlegten. Andere Unterschiede, die sich weniger deutlich bemerkbar machen, werden durch die Bauweise der Multilamellenkollimation beeinflusst. Es zeigte sich, dass die unterschiedlichen Bauarten Kompromisse darstellten mit jeweils spezifischen Stärken und Schwächen (2). Einen deutlichen Fortschritt brachte die Interdigitation, d. h. die Ermöglichung der Passage opponierender Leaves. Hierdurch konnten mehrere kleinere benachbart, voneinander unabhängige Zielvolumina simultan bestrahlt werden. Auch für IMAT ergaben sich dadurch größere Freiheitsgrade. Hier könnten noch weitere Fortschritte folgen. IMAT hat gegenüber der IMRT keine Verbesserung der Dosisverteilung bewirkt, jedoch kürzere Bestrahlungszeiten ermöglicht.

Qualitätssicherung: Der komplexe Ablauf und die bessere Orts- und Dosisauflösung moderner Teletherapie verbunden mit dem nicht mehr intuitiv herstellbaren Zusammenhang zwischen Dosisverteilung und Feldform erfordert zuverlässige Qualitätssicherung in weitaus größerem Umfang als bisher und dies unter der Erwartung der Beibehaltung des gleichen Patientendurchsatzes wie bei 3D konformaler Bestrahlung (9). Somit ist IGRT ein wesentlicher Bestandteil der Qualitätssicherung für IMRT und IMAT geworden. Für die dosimetrische Qualitätssicherung sind Ersatzmessungen der Dosisverteilung in Standardphantomen bzw. die Fluenzkontrolle für einzelne Strahlrichtungen üblich. Näher am Patienten ist die Überprüfung mittels Portal Dosimetry, die sich z. Zt. noch in Entwicklung befindet (7). In der Diskussion steht immer noch ob einer patientennahen oder gerätenahen Qualitätssicherung der Vorzug zu geben ist (8).

Ausgleichsfilterloser Betrieb: Homogene Fluenz des Therapiestrahls wurde lange Zeit als unabdingbar betrachtet da sie eine Voraussetzung für die Dosismonitorberechnung mit Tabellen war. Für einfache Gegenfeld- und Vierfeldertechnikentechniken war es so unter der Vernachlässigung von Dichte- und Oberflächeninhomogenitäten möglich, die Beschreibung der Dosisverteilung auf die Dosis im Referenzpunkt in der Tiefe des halben Durchmessers auf dem Zentralstrahl zu reduzieren. Durch die inzwischen fast ausschließliche Bestrahlungsplanung mit Computern und Anwendung fluenzmodulierender Techniken sind diese historischen Gründe weggefallen. So können die Vorteile der filterlosen Technik genutzt werden, das sind eine größere Intensität, eine homogenere Energieverteilung im gesamten Bestrahlungsfeld, geringere Störung der Fluenz bei kleinen Fehlern der Steuermagneten, geringere Streustrahlung und Elektronenkontamination durch den Wegfall des Filters, niedrigere Neutronenrate bei hohen Photonenenergien, geringere Leckstrahlung und somit eine geringere Belastung des Gewebes außerhalb des Bestrahlungsgebiets (4). Bei ausschließlich filterfreiem Betrieb kann sogar eine Reduktion des baulichen Strahlenschutzes möglich werden (3).

ROKIS-Anschluss: Die enorm angewachsene Datenmenge der zur Steuerung einer Therapie notwendigen Parameter erfordert eine schnelle und sichere Datenübergabe an den Beschleuniger. Gleichzeitig sollen möglichst viele Parameter des Bestrahlungsablaufs aufgezeichnet werden um eine ausreichend genaue Rekonstruktion der applizierten Dosis im Fall einer Störung rekonstruieren zu können, denn hierzu sind Abschätzungen wie sie in der konformalen Therapie noch ausreichend waren nicht mehr anwendbar (5). Probleme ergeben sich, wenn Produkte verschiedener Hersteller kombiniert werden müssen. Hierzu sind Erweiterungen des DICOM RT Standards in der Entwicklung (6).

Zusammenfassung: Nach ihrer Einführung in die Bestrahlungsplanung mussten die Erfordernisse der intensitätsmodulierenden Techniken an den Bestrahlungsgeräten umgesetzt werden. Um das Potential, das durch die inverse Planung möglich wurde, ausnutzen zu können mussten die Linearbeschleuniger aufgerüstet werden. Sie erhielten schnellere Leafbewegungen, geringere Leafleakage, höhere Dosisleistung, schmalere Lamellen, Lamelleninterdigitierung, so dass für IMRT und IMAT-Techniken eine höhere Ortsauflösung der Dosis und steilere Dosisgradienten möglich wurden. Filterausgleichsloser Betrieb kann die Bestrahlungsplanung vereinfachen, zu höherem Wirkungsgrad des Beschleunigers führen und den Strahlenschutz vereinfachen.
ROKISysteme verwalten die teilweise extremen Datenmengen und stellen sie dem Linearbschleuniger zur Verfügung und ihr ordnungsgemäßer Ablauf wird in Subsekundenintervallen überprüft und dokumentiert. Die enge Verzahnung der technischen Einheiten in der Teletherapie bedingt einen schnellen und intuitiv zu bedienenden Austausch der Daten. Hier sind noch Verbesserungen notwendig.

Literatur

[1] Conformation Radiotherapy: Rotation Techniques as Applied to Radiography and Radiotherapy of Cancer, S. Takahashi, Acta Radiologica Suppl. 242, 1965
[2] The Multileaf Collimator – A complete Guide, Galvin J. M., AAPM Proceedings of the 41. annual Meeting 1999
[3] Impact of a flattening filter free linear accelerator on structural shielding design, Jank J, Kragl G, Georg D., Z Med Phys. 2013 Jun 10
[4] Current status and future perspective of flattening filter free photon beams, Georg D, Knöös T, McClean B., Med Phys. 2011 Mar;38(3):1280-93.
[5] DIN 6875-3:2008-03 Spezielle Bestrahlungseinrichtungen - Teil 3: Fluenzmodulierte Strahlentherapie - Kennmerkmale, Prüfmethoden und Regeln für den klinischen Einsatz
[6] A DICOM-RT-based toolbox for the evaluation and verification of radiotherapy plans Spezi E., Lewis D.G., Smith C.W., 2002 Phys. Med. Biol. 47, 4223
[7] In vivo dosimetry in external beam radiotherapy. Mijnheer B, Beddar S, Izewska J, Reft C. Med Phys. 2013 Jul; 40(7)
[8] Implementation of phantom-less IMRT delivery verification using Varian DynaLog files and R/V output., Agnew CE, King RB, Hounsell AR, McGarry CK., Phys Med Biol. 2012 Nov 7;57(21):6761-77
[9] IMRT: delivery techniques and quality assurance, Williams P. C., The British Journal of Radiology, 76 (2003), 766–776

3 Dosimetrischer Vergleich von Bestrahlungsplänen in der stereotaktischen Radiochirurgie mit einem adaptierten Linearbeschleuniger und mit einem Cyberknife

M. Hoevels[1], K. Luyken[1], S. Hunsche[1], M. Kocher[2], V. Visser-Vandewalle[1], M. Ruge[1], H. Treuer[1]
[1]Uniklinik Köln, Stereotaxie und Funktionelle Neurochirurgie, Köln
[2]Uniklinik Köln, Klinik für Strahlentherapie, Köln

Fragestellungen: Stereotaktische Radiochirurgie mit einem adaptierten Linearbeschleuniger (Linac-SRS) ist eine erfolgreiche und etablierte Therapieoption für Hirnmetastasen und eine Reihe benigner Hirntumoren [1,2]. Isozentische Bestrahlungstechnik und ein Satz von 24 mit 1.5 mm abgestuften Rundkollimatoren bzw. ein Mikrolamellenkollimator (mikroMLC) mit 1.5 mm Lamellenbreite ermöglichen die Erzeugung von Dosisverteilungen mit hoher Konformität [3,4]. Es soll untersucht werden, ob mit einem Cyberknife mit 12 Rundkollimatoren (Stufung: 2.5 mm bis 5 mm) und einer nicht-isozentrischen Bestrahlungstechnik mindestens gleichwertige Bestrahlungspläne erzeugt werden können.

Material und Methoden: Die im August 2012 in unserer Klinik mit Linac-SRS behandelten Patienten (n=16) wurden als Referenz ausgewählt. Die Planungen erfolgten für Rundkollimatoren mit STP3.5 (Leibinger) für mMLC-Pläne mit VIRTUOSO 3.0.3 (Leibinger). Alle Fälle wurden später mit dem Cyberknife Planungsprogramm Multiplan 4.5.0 (Accuray) für ein Cyberknife ohne Flattening-Filter retrospektiv nachgeplant. Randbedingungen waren gleiche Rand- und Maximaldosis sowie eine Bestrahlungszeit von weniger als 60 Minuten pro Zielvolumen. Für die Cyberknife-Planungen wurde die sequentielle Optimierung gewählt mit den Optimierungszielen (i) Target coverage, (ii) Conformity und (iii) minimal MU.
Die Bestrahlungspläne wurden paarweise visuell und bezüglich Dosiskonformität (nCI^{-1}), minimaler Dosis im Zielvolumen, Coverage und VOI10 (mit >10 Gy bestrahltes Hirnvolumen) verglichen und mit dem Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test verbundener Stichproben auf Signifikanz geprüft (IBM SPSS Statistics V20).

Ergebnisse: Es wurden 16 Patienten und 23 Zielvolumina mit Linac-SRS bestrahlt. Von den Patienten hatten 8 Hirnmetastasen, 3 Akustikusneurinome, 3 Hypophysenadenome, 1 Meningeom und 1 AVM. Rundkollimatoren wurden bei 9 Patienten und 15 Zielvolumina und der MikroMLC bei 7 Patienten und 8 Zielvolumina verwendet. Mediane Zielvolumengröße war 1,99 ml (Spannweite: 0.01–7,9 ml). Die Randdosis war im Median 18 Gy (Mittelwert 17.5 Gy, Spannweite: 12–25 Gy) und die mediane Isodose war 64.9 % (Mittelwert 66.1 %, Spannweite: 58.7–80.0 %).
Für alle 16 Patienten und für 22 der 23 Zielvolumina waren die Cyberknife-Pläne den Linac-SRS-Plänen visuell und in den Kennzahlen überlegen. Im Mittel war die Coverage um +0.7% (Spannweite: -0.5 – +6.5%) signifikant höher (p=0.006), die minimale Dosis um 1.3 Gy (Spannweite: -6.7 – +4.4 Gy) signifikant höher (p=001), der Konformitätsindex um 15 % (Spannweite: -0.0 – +27.0 %) signifikant höher (p<0.001) und das VOI10 um +0.2 ml (Spannweite: -2.2 – +2.0 ml) kleiner (p=0.157). Die erwartete Behandlungsdauer am Cyberknife war im Mittel 40 min±12 min / Target.

Diskussion: Die Erzeugung von fokalen und konformen Dosisverteilungen am Cyberknife war ohne Probleme in allen Fällen möglich, die gleichzeitige Optimierung des VOI10 in einigen Fällen jedoch anspruchsvoll. Die Durchführung der „Vergleichsplanungen“ für Cyberknife hatte für die beteiligten Physiker einen positiven Trainingseffekt.
Im Ergebnis zeigt der Vergleich der Pläne, dass das Cyberknife die größere Stufigkeit seiner Kollimatoren von 2.5 mm im Vergleich zu der optimalen Stufigkeit von 1.5 mm für 6 MV Photonenstrahlung [5], wie wir sie in unserer Klinik auch seit über 20 Jahren einsetzen, durch die Möglichkeit der nicht-isozentrischen Strahllenkung mehr als ausgleichen kann. Die einzige Ausnahme, bei der ein Cyberknife-Plan dem Linac-SRS-Plan und auch nur bezüglich VOI10 nicht überlegen war, war ein 2.8 ml großes, rein konvex Zielvolumen, das mit dem mikroMLC bestrahlt wurde. Aber dieser Vorteil wurde durch das zweite Zielvolumen im selben Patienten wieder kompensiert.
Offen bleibt die Frage, inwieweit die Cyberknife-Pläne optimal sind. Bei der Linac-SRS ist die Möglichkeit zur Erzeugung optimaler Pläne durch den Zeitdruck bei der Behandlung des im stereotaktischen Rahmen fixierten Patienten definitiv begrenzt.

Literatur

[1] Voges J, Sturm V. Radiochirurgie. In: Schlegel U, Weller M, Westphal M (Hrsg.). Neuroonkologie, 2. Auflage. (Stuttgart, New York: Thieme), 2003, 149-155.
[2] El Majdoub F, Elawady M, Bührle C, El-Khatib M, Hoevels M, Treuer H, Müller RP, Sturm V, Maarouf M. µMLC-LINAC radiosurgery for intracranial meningiomas of complex shape. Acta Neurochir (Wien). 2012; 154: 599-604.
[3] Pastyr O, Hartmann GH, Schlegel W, Schabbert S, Treuer H, Lorenz WJ, Sturm V. Stereotactically guided convergent beam irradiation with a linear accelerator: localization-technique. Acta Neurochir. (Wien). 1989; 99: 61–4.
[4] Schlegel W, Pastyr O, Kubesch R, Stein J, Diemer T, Höver KH, Rhein B. A computer controlled micromultileaf-collimator for stereotactic conformal radiotherapy. Proc. 12th Int. Conf. on the Use of Computers in Radiation Therapy (Salt Lake City, UT) pp 79–82, 1997.
[5] Bortfeld T, Oelfke U, Nill S. What is the optimum leaf width of a multileaf collimator? Med. Phys. 2000; 27: 2494-2502.

4 Verwendung halbleiterbasierter in-vivo-Dosimetriesonden (HL-basierte IVD) zur Verifikation thorakaler Berstrahlungen mit Hilfe eines konventionellen Linearbeschleunigers und an der helikalen Tomotherapie

J. Krüger[1], S. Garbe[2], T. Müdder[2], T. Wilhelm-Buchstab[2], F. Schoroth[2]
[1]Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Düsseldorf
[2]Radiologische Universitätsklinik, Strahlentherapie, Bonn

Einleitung: Die Präzision thorakaler Bestrahlungen in der helikale IMRT ist stark von der Positionierungsgenauigkeit des Patienten abhängig. Des Weiteren weist der zugrundeliegende AAA-Algorithmus zur Berechnung von Wasserenergiedosiswerten im Lungenbereich und im Bereich von Prothesen Ungenauigkeiten auf. Aus diesen Gründen bedürfen thorakale Bestrahlungen in der IMRT einer besonderen dosimetrischen Überwachung. Ziel dieser Studie ist es, eine geeignete Kalibrierung der Halbleitermesssonden an der helikalen Tomotherapie einzuführen, um anschließend eine Überwachung der Primär- und der Streustrahldosis während der Bestrahlung in ausreichender Genauigkeit durchführen zu können.

Material und Methoden: Die Messungen wurden sowohl mit einem Tomotherapie Hi Art II System (Accuray) als auch einem konventionellen LINAC Mevatron MD2 (Siemens) an Patienten und Phantomen durchgeführt. Die verwendeten T60010RO-Sonden (PTW, Freiburg) sind axial richtungsunabhängig und eignen sich dadurch für die helikale IMRT. Sie wurden zur Bestimmung der Primär- und der Streustrahldosis der Risikoorgane (Lungen, Gonaden, Linsen) auf der Thoraxwand (Primärstrahlanteile), oberhalb des Umbilicus und auf dem Jugulum (Streustrahlung) befestigt.
Zur Bestimmung ihrer Eigenschaften wurden zunächst die Dosislinearität, Dosis-leistungsabhängigkeit, Winkel- und Temperaturabhängigkeit, sowie Kurzzeit- und Langzeitdrift am MD2 überprüft. Durch eine Kalibrierung gemäss der ESTRO Booklets 1 und 5 [1, 2] kann am konventionellen Linearbeschleuniger von der Oberflächendosis auf die Dosis in dmax (für 6MV-Strahlung bei 1,7cm) geschlossen werden (siehe Abbildung 1). Dazu wird im Dosismaximum ein Normdosimeter (Ionisationskammer TM30001, PTW) platziert, welches als Referenzwert zur Kalibrierung der HL-Messsonden dient. Über die Software VivoSoft 3.0 (PTW, Freiburg) kann der jeweilige Kalibrierfaktor der Sonden ermittelt werden.
In konventioneller Bestrahlungstechnik der Thoraxwand mittels Tangetialfeld und einer Bestrahlung der zervikalen Lympfabflusswege über opponierende Felder (siehe Abbildung 2) konnten die vom Planungssystem ermittelten Dosen verifiziert werden. Eine Übertragung auf die helikale IMRT wurde sowohl für das MV-CT wie auch für die Therapie durchgeführt. Zunächst wurden die Sonden für die Anwendung in der helikalen Tomotherapie gemäß der ESTRO Booklets als Ein- und Austrittssonden kalibriert und später als Oberflächensonden zur Ermittlung der Hautdosis. Mit Hilfe des Cheese Phantoms (Tomotherapie) wurden die verschiedenen Kalibrierungsmethoden untersucht (siehe Abbildung 3). Dazu wurden 3 Sonden so positioniert, dass jeweils nur Eintrittsdosis, Austrittsdosis oder Streustrahlanteile von je einer Sonde gemessen wurden.

Ergebnisse: Die Messungen am konventionellen LINAC ergaben eine dem Abstandsquadratgesetz folgende Dosisabhängigkeit durch Variation des Fokus-Hautabstandes (<1,5 %). Weiterhin wurde eine Dosislinearität im Bereich von 0,1Gy bis 2Gy (< 1%) ermittelt. Die in der Literatur [3] beschriebene Richtungsunabhängig konnte bestätigt werden. Ermittelt man die Messwerte bei Variation der Feldgrößen mit Hilfe einer Ionisationskammer (TM30001, PTW) und mit den HL-Messsonden, so ist ersichtlich dass die HL-Sonden die Dosis bei kleineren Feldern unterschätzen, wobei sie diese bei größeren Feldern überschätzen. Um den Langzeitdrift der Sonden zu untersuchen, wurden diese nach eine Kalibrierung im Zeitintervall von 40 Tagen (ohne erneute Kalibrierung) jeweils mit 1 Gy bestrahlt. Insgesamt unterlagen 5 der 7 verwendeten Sonden kaum Schwankungen (<1,5%). Die Auswertung der Messdaten der Patientenbestrahlung am MD2 ergab interfraktionell atembedingt relative Standardabweichungen bis zu 68% an der Feldgrenze und 4% am Isozentrum. Die Abweichungen zu den theoretisch ermittelten Dosiswerten betrug weniger als 6%. Die vier in helikaler IMRT gemessenen Patienten wiesen atembedingt interfraktionelle Abweichungen von bis zu 26% auf. Weitere Messungen zur Quantifizierung der Abweichungen zu den theoretisch ermittelten Dosiswerten werden bereits durchgeführt.

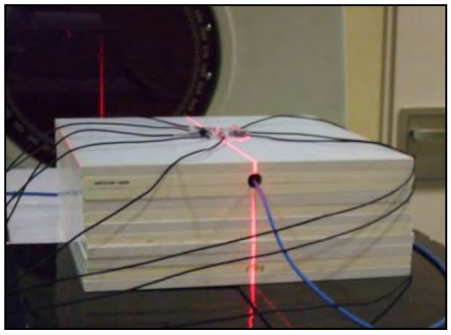
Diskussion: Mit den HL-basierten IVD lassen sich sowohl Primär- als auch die Streustrahldosis während thorakaler Bestrahlungen am konventionellen Linearbeschleuniger und in der helikalen IMRT ermitteln. Eine tägliche Kalibrierung ist nicht notwendig, dennoch sollte eine regelmäßige Kalibrierung durchgeführt werden, da zwei aus sieben Sonden Schwankungen von bis zu 3,5% unterlagen. Es hat sich herausgestellt, dass eine Kalibrierung gemäß der ESTRO Booklets für die helikale Tomotherapie

ungeeignet ist. Eine Kalibrierung zur Ermittlung der Hautdosis kann zur Bestimmung von Dosiswerten verwendet werden.

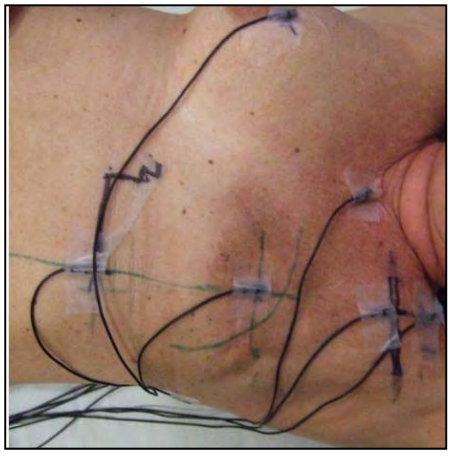
Literatur

[1] ESTRO Booklet No. 1 (1994), Physics for clinical Radiotherapy J. Van Dam, G. Marinello: Methods for in vivo Dosimetry in external Radiotherapy
[2] ESTRO Booklet No.5 (2001) Physics for clinical Radiotherapy D. Huyskens, R. Bongaeres, J. Verstrate, M. Lööf, H.Noyström, C.Fiorino, S. Broggi, N. Jornet, M.Ribas, D.I. Thwaites: Practical Guidlines fort the Implementation of in vivo Dosimetry with Diodes in external Radiotherapy with Photon Beams (external Dose)
[3] Gebrauchsanweisung in-vivo-Halbleiter Messsonde T60010MP, T60010HP, T60010L, T60010RO und T60010EP ab SN 200 PTW Freiburg 2010-06

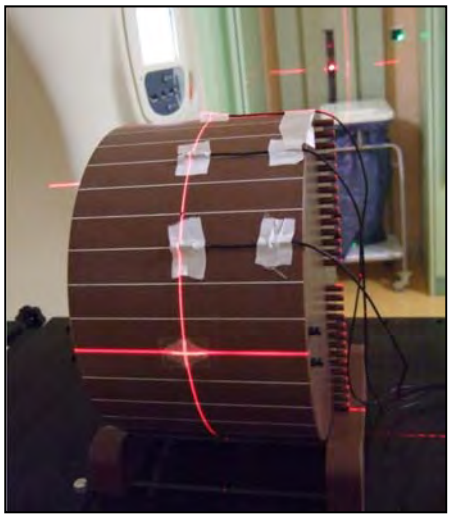
Anhang 1



Anhang 2



Anhang 3



5 Rotations-IMRT am Siemens Linearbeschleuniger ARTISTE – erste Erfahrungen

U. Spahn[1], F. J. Prott[1]
[1]RNS Praxisgemeinschaft, Strahlentherapie, Wiesbaden

Einleitung: Die RNS Gemeinschaftspraxis betreibt seit Februar 2012 einen Linearbeschleuniger ARTISTE mit 6MV und 15MV Photonen (flattened beam) mit einer Dosisleistung von 300 MU/min bzw. 500 MU/min. Zeitgleich mit der Inbetriebnahme des Beschleunigers wurde die IMRT in die klinische Routine eingeführt. Daneben erhielten wir im 2.HJ 2012 die Gelegenheit, eine neu entwickelte Variante der Rotations-IMRT, die modulierte Rotationsbestrahlung mARC, in unserer Abteilung zu installieren und zu testen. Im Rahmen dieser Untersuchung wird die Step&Shoot IMRT mit der neuen mARC-Technik miteinander verglichen.

Material und Methoden: Bei der modulierten Rotationsbestrahlung mARC erfolgt die Bestrahlung über jeweils kleine Winkelsegmente („Arclets“) um die Kontrollpunkte (OP) während einer kontinuierlichen Gantryrotation. Dabei bleibt die Feldform während der Bestahlung eines Arclets statisch; eine Anpassung der Leafs an das nächste Arclett erfolgt ausschließlich bei ausgeschalteter Strahlung zwischen den einzelnen Kontrollpunkten (Abb. 1). Während der Bestrahlung werden sowohl die Gantrygeschwindigkeit als auch die Dosisleistung geregelt. Eine genaue Beschreibung der Methode findet sich bei [1] und [2].

ZUr Planung der Step&Shoot IMRT wird eine Direct Aperture Optimization Algorithmus verwendet; die Planung der mARC-Pläne erfolgt mit dem Modul ProARC (Panther DAO, Prowess Inc., USA).

Anhang 1

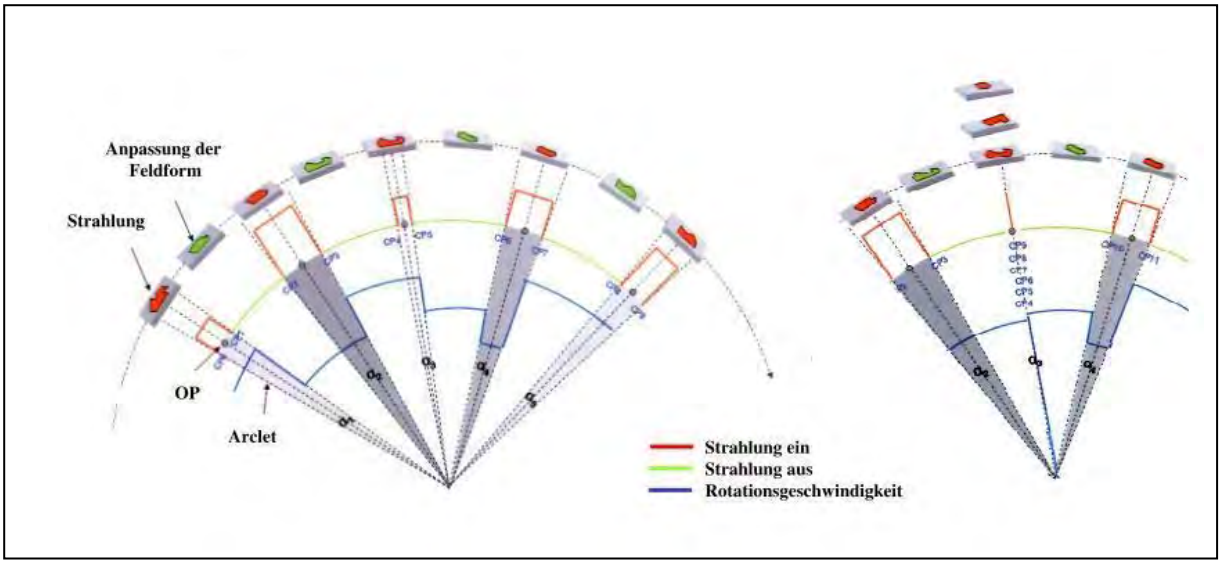


Abb.1: Darstellung der modulierten Rotationsbestahlung mARC (links). Die Bestrahlung erfolgt während einer kontinuierlichen Gantryrotation in jeweils kleinen Winkelsegmenten (Arclets) um die Kontrollpunkte. Die mARC-Technik kann in Form einer Hybrid-Technik auch mit der Step&Shoot-IMRT kombiniert werden (rechts.). Dabei bleibt die Gantry an ausgewählten Kontrollpunkten statisch, während die Segmente der Step&Shoot IMRT bestrahlt werden. (nach [3])

Im Rahmen einer retrospektiven Untersuchung werden beide zur Verfügung stehenden IMRT-Techniken miteinander verglichen. Neben der benötigten Strahlzeit, der Anzahl der Segmente, den Dosismonitorwerten und dem Homogenitätsindex HI werden zum Vergleich der Bestrahlungspläne die folgenden Parameter verwendet: Target Coverage (TC), Konformitätsindex (CI) und Konformitätszahl (CN). Zur Beurteilung des Volumenanteils außerhalb des PTV wird der Parameter $\tilde{C}$ verwendet (nach [4], [5]):

$$TC = \frac{V_{PTVmitD\geq 95\%}}{V_{PTV}} \qquad CI = \frac{V_{PTVmitD\geq 95\%}}{V_{D\geq 95\%}}$$

$$CN = TC * CI \qquad \tilde{C} = \frac{V_{(External-PTV)mitD\geq 95\%}}{V_{PTV}}$$

Ergebnisse: Im Vergleich zur herkömmlichen Step&Shoot IMRT hat sich bei der modulierten Rotationsbestrahlung mARC sowohl bei Patienten mit Prostata-Ca als auch mit HNO Tumoren eine höhere Anzahl an Arcletts ergeben. Im Fall der Prostata-Planung hat sich eine Erhöhung der erforderlichen Dosismonitorwerte um 7% ergeben; bei den Plänen für HNO-Tumore konnte dagegen eine Reduktion der MU um 23% festgestellt werden. In allen Fällen konnte eine signifikante Reduktion der erforderlichen Strahlzeit um 21% (Prostata-Ca) bzw. 23% (HNO-Tumore) beobachtet werden (Abb.2).

Anhang 2

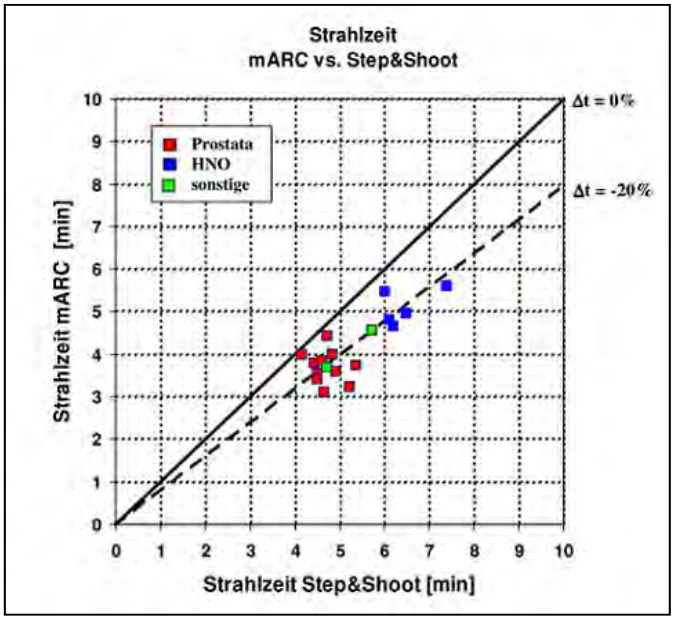


Abb. 2: Vergleich der reinen Bestrahlungszeit zwischen der Step&Shoot IMRT und mARC

Bezüglich der Planqualität (HI, TC, CI, CN und $\tilde{C}$) zeigte sich eine leichte Verbesserung bei den mARC Plänen gegenüber der Step&Shoot IMRT. Die Resultate sind in Tabelle 1 zusammengefaßt. Am Beispiel einer Prostata Bestrahlung sind in Abbildung 3 sind beide Techniken im Vergleich dargestellt.
Die Belastung der Risikoorgane konnte mit durch die mARC-Technik ebenfalls reduziert werden. Bei den Prostata-Plänen hat sich die mittlere Dosis für das Rektum um 6,3% verringert; bei den HNO-Fällen konnte für die Parotis eine Reduktion der mittleren Dosis um 4,3% erreicht werden.

Anhang 3

Prostata -	Segmente	MU/Gy	Strahlzeit [s]	HI	TC	CI	CN	$\tilde{C}$
Step&Shoot	26,2±5,7	214,0±8,9	223,5±20,2	0,13±0,04	0,92±0,05	0,78±0,16	0,74±0,07	0,22±0,17
mARC	29,4 ± 4,9	229,7±24,4	284,6±20,2	0,12±0,02	0,94±0,04	0,82±0,16	0,8±0,08	0,13±0,07
Diff [%]	+7,3	+7,3	-21,4	-11,5	+2,2	+5,1	+8,2	-44,1
p	0,175	0,068	0,0000032	0,248	0,565	0,565	0,078	0,104
HNO	Segmente	MU/Gy	Strahlzeit [s]	HI	TC	CI	CN	$\tilde{C}$
Step&Shoot	34,0±5,3	185,4±15,7	386,8±33,8	0,11±0,01	0,92±0,03	0,88±0,02	0,85±0,07	0,12±0,02
mARC	42,0 ± 3,8	164,6±19,4	296,4±19,4	0,09±0,03	0,96±0,01	0,89±0,03	0,85±0,02	0,12±0,03
Diff [%]	+23,5	-23,5	-23,4	+2,9	+3,7	+0,6		
p	0,015	0,068	0,0017	0,753	0,042	0,033	0,95	0,99

Tab. 1: Zusammenstellung der Ergebnisse des Planvergleiches zwischen Step&Shoot und mARC

Anhang 4

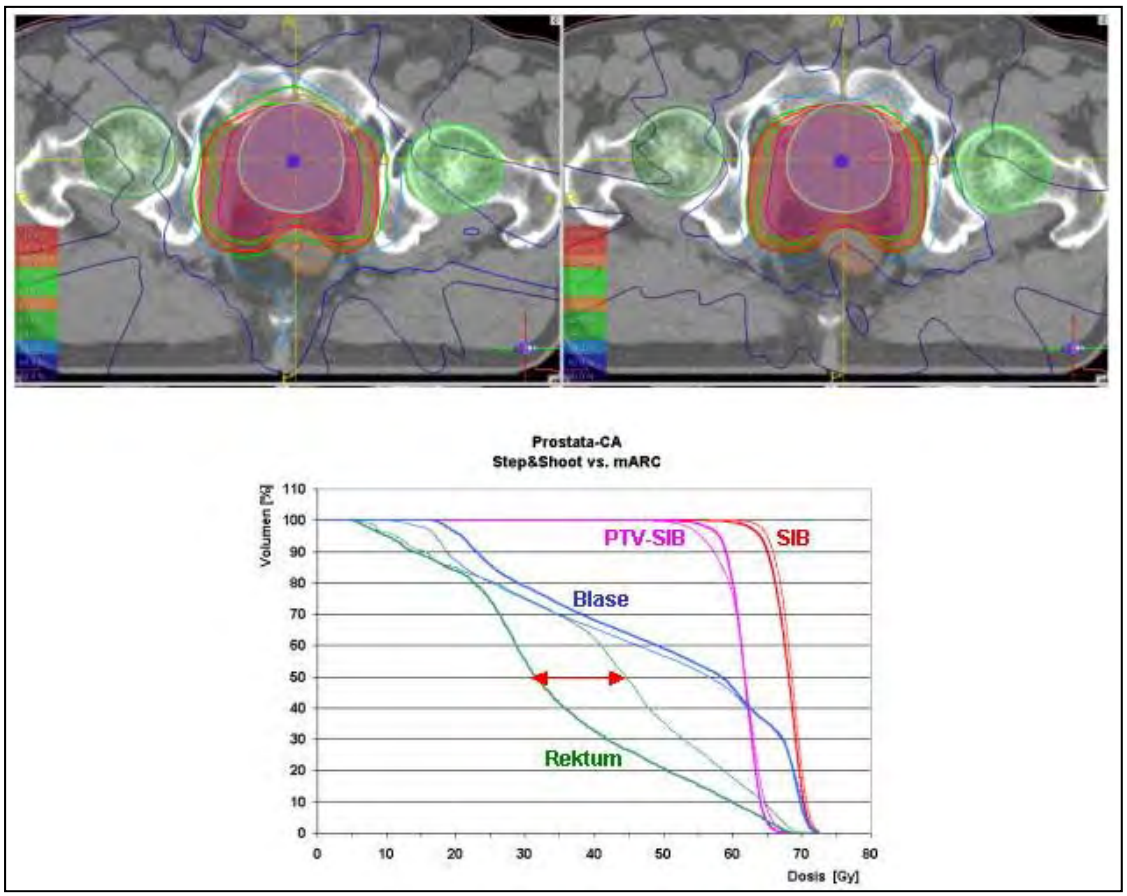


Abb. 3: Vergleich der Step&Shoot IMRT am Beispiel eines Prostata-Planes
Oben: Vergleich der Dosisverteilung (Step&Shoot IMRT links, mARC rechts)
Unten: Dosis-Volumen-Histogramm (dicke Linien: mARC, dünne Linien: Step&Shoot)

Zusammenfassung: Es konnte gezeigt werden, daß sowohl mit der herkömmlichen Step&Shoot IMRT als auch der modulierten Rotationsbestrahlung mARC vergleichbare Dosisverteilungen erreicht werden können. Bei beiden Tumoreintitäten konnte die Bestrahlungszeit signifikant reduziert werden. Weiterhin konnte in den betrachteten Fällen eine leichte Verbesserung der Planqualität durch die mARC-Technik beobachtet werden. Eine weitere Reduktion der Behandlungsdauer kann zusätzlich durch Verwendung eines Beschleunigers ohne Ausgleichsfilter und damit höherer Dosisleistung erwartet werden
Besonderer Dank gilt M. Cassese, A. Vaeht und S. Stärk und W. Friedrich (Siemens AG) für die Unterstützung und die wertvollen Diskussionen bei der Einführung der mARC-Technik.

Literatur

[1] Rotational IMRT delivery using a digital linear accelerator in very high dose rate ‘burst mode’; B.J. Salter et.al.;Phys. Med. Biol. 56; 1931–1946; (2011)
[2] A planning and delivery study of a rotational IMRT technique with burst delivery; K. Kainz et.al; Med. Phys. 38 (9); 5104-5118 (2011)
[3] mARC Treatment Planning Guide, Siemens AG
[4] Quantifying the degree of conformity in radiosurgery treatment planning; N. Lomax & S. Scheib; Int.J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 55(5); 1409-1419 (2003)
[5] VMAT and Step-and-Shoot IMRT in Head and Neck Cancer A camrarative Plan Analysis, R. Wiehle et al, Strahlenther. und Onkol. 12 , 820-825 (2011)

6 Untersuchungen der Latencykorrektur eines binären MLC

S. Lissner[1], K. Schubert[1], S. Klüter[1]
[1]Universitätsklinikum Heidelberg, Strahlentherapie und Radioonkologie, Heidelberg

Fragestellung: Die Fluenz während einer helikalen Tomotherapie wird durch einen binären MLC moduliert. Dazu bewegen sich die Lamellen in ca. 20ms über ein Schlitzfeld von maximal 5cm [1]. Diese Bewegung wird mechanisch und elektronisch verzögert (Latency) [2]. Basierend auf einer bei der Kommissionierung bestimmten Korrektur wird die Latency während der Bestrahlungsplanung berücksichtigt [3]. Die Latency wird über das Verhältnis der programmierten und der gemessenen Zeit, die die entsprechende Lamelle geöffnet ist, (LOT) bestimmt. Für die Bestrahlungsplanung werden die kontinuierlichen Rotationen in 51 Segmente (Projektionen) geteilt [1]. Jeder Lamelle ist während jeder Projektion eine LOT zugeordnet. Die Latency wird repräsentativ für acht Lamellen für verschiedene Rotationszeiten (bzw. Projektionszeiten) gemessen und gemittelt. Die Latencykorrektur für weitere Projektionszeiten wird über lineare Interpolation bestimmt [4].
In dieser Arbeit wurden der Einfluss der angewendeten Vereinfachungen zur Korrektur der Latency untersucht und ihre Auswirkungen auf die Bestrahlungsplanung simuliert.

Material und Methoden: Die LOT werden während der Kommissionierung dosimetrisch gemessen. In dieser Arbeit wurde nach der Applikation einer Bestrahlungsprozedur mit einer Projektionszeit von 250ms das zeitaufgelöste Signal des integrierten MVCT-Detektors für eine Messung der LOT verwendet. Dazu wurde eine selbst-programmierte Softwareroutine benutzt. In der Software werden die Detektorsignale während der Lamellenbewegung mit einer quadratischen Funktion angenähert und die LOT mittels des 50% Signals gemessen. Die Messungen werden mit den programmierten LOT der Bestrahlungsprozedur verglichen. Auf den Messungen basierende Korrekturparameter für die Latency werden über eine lineare Ausgleichsfunktion bestimmt. Dafür werden LOT unter 20ms ausgeschlossen, da diese auch in der Bestrahlungsplanung nicht verwendet werden.
Die Linearität der Latencykorrektur zwischen den vermessenen Projektionszeiten wurde untersucht. Dazu wurde die Bestrahlungsprozedur, die für die Kommissionierung verwendet wurde, modifiziert und für fünf Projektionszeiten zwischen 200ms und 300ms angepasst. Die Latencykorrektur wurde nach dem Standardverfahren der Kommissionierung bestimmt.
Zusätzlich wurde der Einfluss der Individualität der Lamellen untersucht. Dafür wurden die LOT für alle Lamellen bei kompletter Öffnung gemessen und mit den programmierten LOT verglichen. Die Auswirkungen der Unterschiede zwischen den Lamellen wurden mittels zwei exemplarischen Bestrahlungsplänen simuliert. Dazu wurden die LOT der Bestrahlungspläne modifiziert.

Ergebnisse: Die ermittelten Korrekturparameter für die Latency nach der beschriebenen Methode ergaben einen Anstieg der Fitgeraden von 0,978 und einen Offset von 0,3378ms. Die bestimmten Parameter weichen von implementierten Werten im Bestrahlungsplanungssystem um maximal 3,5% ab.
Die Linearität der Korrekturparameter zwischen verschiedenen Projektionszeiten konnte zwischen der Projektionszeit von 200ms und 300ms gemessen werden.
Die Unterschiede zwischen den 64 Lamellen des MLC wurden auf maximal 8,4ms von Maximum zu Minimum bestimmt. Die Unterschiede der Lamellen führten für die simulierten Fälle zu Abweichungen in der Dosisverteilung zwischen -0,39% und 0,37% der Mediandosis.

Zusammenfassung: Die Untersuchungen haben gezeigt, dass die angewendeten Korrekturparameter sinnvoll sind. Dennoch könnte durch die aufgezeigten Methoden die Genauigkeit der Latencykorrektur gesteigert werden. Der individuelle Charakter der Lamellen hat nur geringen Einfluß auf die Dosisverteilung einer helikalen Tomotherapie.

Literatur

[1] Langen KM, Papnikolaou N, Balog J, Crilly R, Followill D, Goddu SM, Grant III W, Olivera G, Ramsey CR, Shi C; 2010; QA for helical tomotherapy: Report of the AAPM Task Group 148a]; Med. Phys. 37: 4817-4853
[2] Chen Q, Westerly D, Fang Z, Sheng K, Chen Y; 2012a; TomoTherapy MLC verification using exit detector data; Med. Phys.; 39: 143-152
[3] Kapatoes JM, Olivera GH, Ruchala KJ, Mackie TR; 2001c; On the verification of the incident energy fluence in tomotherapy IMRT; Phys. Med. Biol.; 46: 2953-2965
[4] Fenwick JD, Tomé WA, Jaradat HA, Hui SK, James JA, Balog JP, DeSouza CN, Lucas DB, Olivera GH, Mackie TR, Paliwal BR; 2004; Quality assurance of a helical tomotherapy machine; Phys. Med. Biol.; 49: 2933-2953

7 Implementierung eines Elektronen-Lamellenkollimators in das Bestrahlungsplanungsprogramm Eclipse zur Monte-Carlo Dosisberechnung

T. Sothmann[1], T. Gauer[1]
[1]Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, Klinik für Strahlentherapie, Hamburg

Fragestellung: Der wesentliche strahlentherapeutische Vorteil von Elektronen gegenüber Photonen liegt im steilen Dosisabfall nach Erreichen des Dosismaximums, so dass tiefer liegende Risikoorgane und gesundes Gewebe des Patienten effektiv geschont werden. Am Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf (UKE) soll die Feldformung von Elektronenstrahlung eines TrueBeam-Beschleunigers durch einen Elektronen-Lamellenkollimator (EMLC) erfolgen. Die vorliegende Arbeit beschreibt die Implementierung des EMLC in das Bestrahlungsplanungsprogramm Eclipse zur Monte-Carlo Dosisberechnung.

Material und Methoden: Der am UKE konzipierte und von der Firma Euromechanics hergestellte EMLC besteht aus 2x30 individuell steuerbaren Messing-Lamellen (Höhe: 1.8cm, Breite: 0.6cm), der im Abstand von 16cm oberhalb des Isozentrums an einem TrueBeam-Beschleuniger der Firma Varian montiert und somit für isozentrische Bestrahlungen bis zu einer maximalen Feldgröße von 21,4cm x 21,4cm eingesetzt werden kann (Abb. 1). Zur Monte-Carlo Simulation des Strahlungstransports und der Strahlabsorption im Patienten kommen im Bestrahlungsplanungsprogramm Eclipse der Firma Varian (Version 11) zwei Teil-Modelle zum Einsatz [2]. Das erste Modell (Initial Phase Space: IPS) simuliert die Wechselwirkungen der Elektronen und Photonen, die aus dem Strahlerkopf emittiert werden. Das zweite Modell ist das sog. Macro Monte Carlo (MMC) Modell, dass den Transport von Elektronen und Photonen im Patienten zur Ermittlung der absorbierten Dosis ermöglicht. Gemäß der Vorgaben des Herstellers wurden folgende Basisdaten für Elektronenenergien von 6 bis 20 MeV zur Erstellung und Kalibrierung des IPS-Modells aufgenommen: Tiefendosiskurven und Querprofile in Luft bei maximaler Vorblenden-Öffnung; Tiefendosiskurven in Wasser bei maximaler EMLC-Öffnung; und Absolutdosis in Wasser im Dosismaximum. Zur Verifikation des gesamten Berechnungsmodells (IPS und MMC) wurde für 6, 12 und 18 MeV die dreidimensionale Dosisverteilung bei folgenden Feldanordnungen in den Messtiefen $R_{0,05cm}$, $R_{100\%}$ und R_{p+2cm} mit 100cm Fokus-Oberflächen-Abstand ermittelt: 20cm x 20cm; 5cm x 5cm; zwei 5cm x 5cm Öffnungen, die durch zwei Lamellen getrennt sind; und 5cm x 5cm Öffnung maximal diagonal vom Zentralstrahl verschoben.

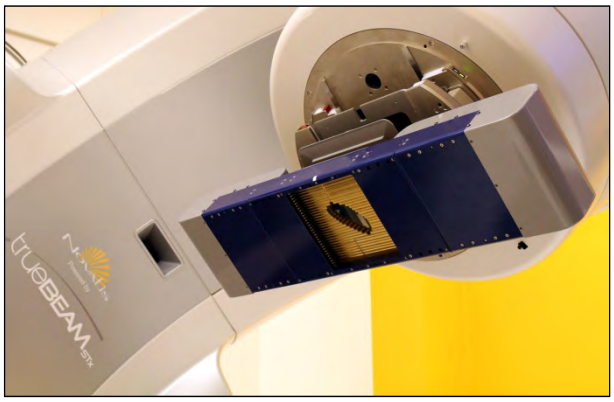
Ergebnisse: Das Erstellen und Kalibrieren eines Berechnungsmodells für den EMLC mit einem im Vergleich zum Standard-Applikator 11cm größeren Isozentrumsabstand konnte erfolgreich durchgeführt werden. Hierfür wurde ein entsprechender Applikator mit einer maximaler Feldöffnung von 21,4cm x 21,4cm dem bereits vorkonfiguriertem Modell des TrueBeam-Beschleunigers hinzugefügt. Die simulierten Tiefendosis- und Dosisquerverteilungen der Basisdaten zeigen im Vergleich zu den gemessenen Daten eine gute Übereinstimmung mit geringfügigen Abweichungen von etwa 1-2% im Dosisaufbau (Abb. 2). Diese wurden mit einer Genauigkeit von 2% bei einer Gittergröße von 2mm und einer mittleren Gauß-Glättung in einer maximalen Berechnungsdauer von etwa 20 Minuten berechnet. Die simulierten Dosisverteilungen der von den Basisdaten verschiedenen Feldanordnungen konnten mittels Anpassung des Elektronen-Streuwinkels σ_θ ebenso in guter Übereinstimmung gebracht werden (Abb. 3). Unter Verwendung der gleichen Simulationsparameter (2%, 2mm, mittlere Gauß-Glättung) wurden lediglich bei Feldöffnungen größer als 20cm x 20cm Abweichungen von 3-5% am inneren Feldrand beobachtet (vgl. auch [3]). Im Zusammenhang mit dem verkürzten Isozentrumsabstand kommt es im Vergleich zur kalibrierten Absolutdosis zu einer größeren Abweichung der berechneten Absolutdosis, die derzeit durch eine Nachkalibrierung korrigiert wird.

Zusammenfassung: Die Implementierung eines Elektronen-Lamellenkollimators in das Bestrahlungsplanungsprogramm Eclipse zur Monte-Carlo Dosisberechnung ist technisch möglich. Hinsichtlich der Anforderung an eine genaue Dosisberechnung konnte diese auch für deutlich von den Basisdaten abweichende Feldanordnungen dosimetrisch überprüft werden. Folglich können die standardmäßig verwendeten Applikatoren verschiedener Feldgröße und individueller Absorbereinsätze durch einen Lamellenkollimator ersetzt werden. Weiterführende Arbeiten sollen den klinischen Einsatz intensitätsmodulierter Elektronenbestrahlungen mit dem EMLC ermöglichen [4].

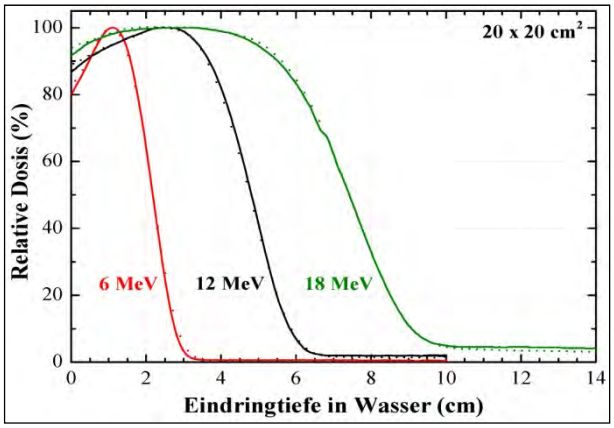
Literatur

[1] Gauer T, Albers D, Cremers F, Harmansa R, Pellegrini R, Schmidt R (2006). Design of a computer-controlled multileaf collimator for advanced electron radiotherapy. Phys Med Biol 51, 5987-6003.
[2] Neuenschwander H, Mackie T R, Reckwerdt P J (1995). MMC-a high-performance Monte Carlo code for electron beam treatment planning. Phys Med Biol 40, 543-574.
[3] Pemler P, Besserer J, Schneider U, Neuenschwander H (2006). Evaluation of a commercial electron treatment planning system based on Monte Carlo techniques (eMC). Z Med Phys, 16, 313-329.
[4] Gauer T, Engel K, Kiesel A, Albers D, Rades D (2010). Comparison of electron IMRT to helical photon IMRT and conventional photon irradiation for treatment of breast and chest wall tumours. Radiother Oncol 94, 313-318.

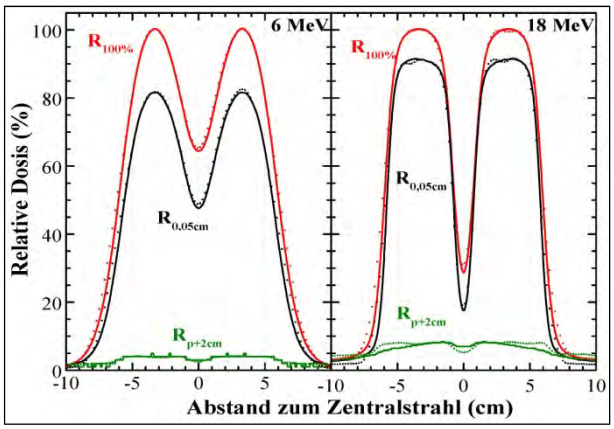
Anhang 1



Anhang 2



Anhang 3



2. Nuklearmedizin und Molekulare Bildgebung I

8 Einführungsvortrag – Prätherapeutische Dosimetrie bei benignen Schilddrüsenerkrankungen – die neue EANM-Leitlinie zum Radioiodtest

W. Eschner
[1]Uniklinik Köln, Nuklearmedizin, Köln

Zusammenfassung:
Die Publikation “Dosimetry prior to radioiodine therapy of benign thyroid diseases” [1] ist die jüngste in der Serie “Standard Operational Procedures for Pre-Therapeutic Dosimetry”, die federführend vom EANM Dosimetry Committee erarbeitet werden.
Die SOP beschreibt empfohlene Vorgehensweisen bei der Planung und Durchführung von Radioiodtherapien bei benignen Schilddrüsenerkrankungen wie Hyperthreose oder Morbus Basedow.
Die prätherapeutische Dosimetrie basiert auf dem so genannten Radioiodtest, der die patientenindividuelle Iod-Kinetik nach Gabe einer Tracer-Aktivität erfasst. Die SOP enthält Vorschläge zum apparativen Vorgehen bei der Messwerterhebung und für Zeitpläne zu deren Erfassung; diese stellen stets einen Kompromiss dar zwischen zeitlichem Aufwand (für Patienten, Arzt und Medizinphysiker) und der Genauigkeit, mit der die erforderliche Aktivität zum Erreichen der angestrebten Dosis im Zielvolumen vorhergesagt werden kann. Pläne mit unterschiedlichen Zeitpunkten und Zahlen an erhobenen Messwerten werden bezüglich ihrer potenziellen Fehlerquellen und erwarteten Unsicherheiten diskutiert.
Dieser Übersichtsvortrag stellt die wesentlichen Inhalte der SOP anhand von Beispielen aus der Routine unserer Uniklinik vor.

Literatur
[1]Hänscheid H, Canzi C, Eschner W, Flux G, Luster M, Strigari L, u. a. EANM Dosimetry Committee Series on Standard Operational Procedures for Pre-Therapeutic Dosimetry II. Dosimetry prior to radioiodine therapy of benign thyroid diseases. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2013;40(7):1126–34. (doi:10.1007/s00259-013-2387-x) Frei verfügbar unter http://www.eanm.org/publications/guidelines/2013_published_DC_SOP_Benign_Thyroid_Diseases.pdf
The theoretical background and the derivation of the listed equations from compartment models of the iodine kinetics are explained in a supplementary file published as http://link.springer.com/content/esm/art:10.1007/s00259-013-2387-x/file/MediaObjects/259_2013_2387_MOESM1_ESM.pdf

9 Dosimetrischer Vergleich verschiedener Radioisotope für die Radiokolloidtherapie von Kraniopharyngeom-Zysten

K. Luyken[1], W. Eschner[2], K. Schomäcker[2], M. Hoevels[1], S. Hunsche[1], V. Visser-Vandewalle[1], J. Wirths[1], H. Treuer[1]
[1]Uniklinik Köln, Stereotaxie, Köln
[2]Uniklinik Köln, Nuklearmedizin, Köln

Fragestellungen: Seit der Einführung der interstitiellen Bestrahlung von zystischen Kraniopharyngeomen mit kolloidalem P-32 1952 durch Leksell und Liden [1] wurden neben P-32 auch andere beta-emittierende Radioisotope wie Y-90, Re-186, Au-198 und verwendet [2]. Das weltweit am häufigsten verwendete Radiokolloid ist wohl P-32-Chromphosphat, wurde aber vom Hersteller im September 2009 vom Markt genommen [3]. Diese Situation führt zurück auf die Frage nach den physikalischen und chemischen Eigenschaften alternativer Radioisotope und Kolloide. Ziel der Arbeit ist es, die dosimetrischen Eigenschaften von P-32, Y-90, Re-186, Au-198 und Lu-177 zu untersuchen und zu vergleichen.

Material und Methoden: Die Halbwertszeiten und die detaillierten Energiespektren von P-32, Y-90, Re-186, Au-198 und Lu-177 wurden der ICRP-Publikation 107 [4] entnommen. Ein EGSnrc [5] Monte-Carlo user code zur Berechung von radialen Dosisverteilungen kugelsymmetrischer Aktivitätsverteilungen in einem Phantom mit 20cm Durchmesser wurde entwickelt. Zwei unterschiedliche Aktivitätsverteilungen wurden untersucht, homogene Verteilung (i) im Volumen und (ii) auf der Oberfläche einer Kugel. Die Durchmesser der simulierten Aktivitätsverteilungen lagen zwischen 5–80mm. Wasseräquivalenz wurde angenommen. Die radialen Dosisverteilungen wurden so normiert, dass sich für die homogenen Aktivitätsverteilungen im Volumen je eine Dosis von 200 Gy – die Standarddosis bei dieser Therapieform – am Kugelrand ergab. Die bei dieser Normierung resultierenden Aktivitäten wurden zur Berechnung der Loevingerschen f-Faktoren verwendet [6]. Diese Aktivitäten wurden dann auch zur Normierung der radialen Dosisprofile der Oberflächenverteilungen verwendet, entsprechend der klinischen Praxis, bei der die zu applizierende Aktivität aus der Volumenverteilung abgeleitet wird. Die resultierenden f-Faktoren und radialen Dosisprofile wurden graphisch und tabellarisch dargestellt und die Dosisprofile außerdem in Biologisch Äquivalente Dosis (BED) [7] transformiert. Ferner wurden Tiefendosiskurven für eine punktförmige Aktivitätsverteilung auf der Oberfläche eines ebenen halbunendlichen Phantoms berechnet. Aus den Tiefendosiskurven wurden die Schwächungskoeffizienten und die maximale Reichweite bestimmt.

Ergebnisse: Die aus den Tiefendosen abgeleiteten Schwächungskonstanten variieren zwischen $0.59mm^{-1}$ für Y-90 und $5.71mm^{-1}$ für Lu-177 und die maximale Reichweite verringert sich entsprechend von 10.5mm auf 1.3mm. Die Variabilität der f-Faktoren mit dem Durchmesser der Aktivitätsverteilung ist für Y-90 am stärksten ausgeprägt mit 0.248–0.483 (für Durchmesser 5–80mm) und für Lu-177 am geringsten mit 0.387–0.417. Die niedrigsten Werte für den f-Faktor hat Au-198 mit 0.193–0.258.
Der Dosisgradient am Rand der Aktivitätskugel hängt bei homogener Verteilung im Volumen, im Gegensatz zur Oberflächenverteilung, nur wenig vom Durchmesser ab. Der Abstand der 100Gy Isodose vom Kugelrand liegt für homogen gefüllte Kugeln mit Durchmesser 10–50mm bei 0.68–0.85mm für Y-90, 0.51–0.59mm für P-32, 0.22–0.25mm für Re-186, 0.22–0.27mm für Au-198 und 0.06–0.07mm für Lu-177. Im Falle der Oberflächenverteilung liegen diese Werte bei 1.19–3.50mm für Y-90, 1.12–2.76mm für P-32, 0.82–1.68mm für Re-186, 0.80–1.60mm für Au-198 und 0.44–0.77mm für Lu-177. Die Randdosis für Oberflächenverteilungen ist volumenabhängig höher als für Volumenverteilungen der Aktivität. Die Dosiserhöhung wächst für alle Isotope linear mit dem Durchmesser der Aktivitätsverteilung an (R^2>0.998), wobei der Anstieg für Y-90 mit 0.23/mm am geringsten und für Lu-177 mit 2.64/mm am größten ist. Die Dosis an der Oberfläche des Phantoms ist für P-32 minimal und variiert mit der Größe der Aktivitätskugel zwischen 3.5μGy–7.4mGy für Durchmesser von 5–80mm. Für Au-198 sind diese Dosiswerte maximal und ca. 300-fach höher als für P-32.
Der Randdosis von 200Gy bei den Volumenverteilungen entspricht für α/β=10Gy (und τ=1.5h) einer BED von $291Gy_{10}$ für Y-90 und $217Gy_{10}$ für P-32. Für α/β=3Gy ergeben sich $505Gy_3$ für Y-90 und $258Gy_3$ für P-32. Die höhere biologische Wirksamkeit von Y-90 gegenüber P-32 bleibt auch bei der Oberflächenverteilung erhalten, obwohl bei P-32 die Energiedosis nahe der Oberflächenaktivität höher ist als bei Y-90. Für das Chiasma (α/β=1Gy, Toleranzdosis 54Gy=30x1.8Gy $\Leftrightarrow$ $BED=151Gy_1$) erhält man „Sicherheitsabstände“ von 1.47mm für Y-90, 0.54mm für P-32, 0.48mm für Au-198, von 0.42 für Re-186 und 0.09mm für Lu-177 für den Fall der gleichförmigen Verteilung im Volumen einer Kugel mit 30mm Durchmesser. Im Fall einer gleichförmigen Verteilung der Aktivität auf der Oberfläche der Kugel vergrößern sich diese Werte auf 3.39mm (Y-90), 2.19mm (P32), 1.58mm (Au-198), 1.60mm (Re-186) und 0.69mm (Lu-177).

Diskussion: Die in dieser Arbeit bestimmten Werte für den Schwächungskoeffizienten, die maximale Reichweite und die Loevingerschen f-Faktoren stimmen mit Literaturwerten – soweit auffindbar – gut überein und bekräftigen so die vorgelegten Ergebnisse.
Die zur Erreichung einer gewünschten Randdosis zu applizierenden Aktivität kann, unter der Annahme von Strahlungsgleichgewicht – emittierte und absorbierte Energie in einem Volumenelement halten sich die Waage –, aus dem Volumen der Zyste, der mittleren Energie der emittierten Strahlung (ohne Neutrino) und der Halbwertszeit des Radioisotops berechnet werden. Abweichungen vom Strahlungsgleichgewicht werden durch den f-Faktor berücksichtigt. Für die hier untersuchten Isotope variiert der f-Faktor sehr stark, von 0.19 bis 0.49, und für Y-90 und P-32 zeigt sich auch noch eine ausgeprägte Abhängigkeit vom Durchmesser der Zyste von mehr als ±10%. So starke Effekte sollten natürlich bei der klinischen Dosimetrie berücksichtigt werden. Für ein gegebenes Radioisotop ist der f-Faktor auch ein Maß für die Variabilität der Zystenranddosis bei komplex geformten Zysten mit variablen Krümmungsradien. Bei der Therapie von komplex geformten Zysten mit P-32 und Y-90 erscheint daher eine individuelle Dosisberechnung auf Basis der realen Zystenform sinnvoll, wogegen für Au-198, Re-186 und speziell für Lu-177 die Dosierung vergleichsweise robust gegenüber Formschwankungen ist.
In der klinischen Praxis wird bei der Aktivitätsberechnung grundsätzlich von einer Gleichverteilung der Aktivität im Volumen der Zyste ausgegangen. Tatsächlich gibt es aber deutliche Hinweise darauf, dass diese Annahme zumindest für P-32 nicht ganz zutrifft und sich die applizierte Aktivität teilweise am Zystenrand „niederschlägt“ [8, 9, 10]. Auch bei Lu-177 mit der Halbwertszeit von 6.6 Tagen sind solche Anreicherungen in der Zystenwand denkbar. Wenn sich aber die im Volumen applizierte Aktivität auf der Oberfläche konzentriert führt dies zu höheren Dosiswerten in der Zystenwand und zu einer Verschiebung der kritischen Isodosen ins Gesunde. Der Effekt der Dosiserhöhung ist sehr stark und wächst linear mit dem Zystendurchmesser an. Für eine Zyste mit 30mm Durchmesser ist die Dosis bei Oberflächenablagerung der Aktivität für die untersuchten Radioisotope zwischen 8- und 80-fach erhöht gegenüber der Zystenwanddosis bei im Volumen gleichverteilter Aktivität. Auch die Verschiebung der Isodosen im angrenzenden Gewebe wächst mit dem Durchmesser der Zyste, ist aber wegen der maximalen Reichweite der Beta-Strahlung asymptotisch begrenzt. Für eine Zyste mit 30mm verschieben sich die Isodosen bei Y-90 um 1.64–1.90mm und bei Lu-177 um 0.44–0.55mm. Bei oberflächlicher Aktivitätsverteilung wird der Dosisgradient also deutlich größenabhängig, im Gegensatz zu der nur geringen Variation des Gradienten mit der Zystengröße bei gleichförmiger Verteilung der Aktivität im Volumen. Von der Verteilung der Aktivität praktisch unabhängig ist die Dosis an der Oberfläche des Phantoms. Sie hängt ausschließlich von der Zystengröße und vom Radioisotop ab.
Die Steilheit des Dosisabfalls limitiert einerseits die erreichbare therapeutische Wirkung innerhalb der Zystenwand, ist aber andererseits von Vorteil bei der Schonung der oft unmittelbar anliegenden Risikostrukturen Chiasma und Hypophysenstiel. Für dickwandige (≥0.5mm) Zysten erscheinen P-32 oder Y-90 vorteilhaft, da hier eine Abdeckung der Zystenwand mit 100 Gy und mehr gegeben ist. Re-186 und speziell Lu-177 sind für sehr dünnwandige Zysten (≤0.25mm) interessant. Au-198 zeigt einen sehr ähnlichen Dosisabfall wie Re-186 bei gleichzeitig 16-17-fach erhöhter Dosisbelastung an der Oberfläche des Kopfes und ist wegen des ALARA-Prinzips zu vermeiden. Der Bewertung der Zystendosis und des Dosisabfalls sollte aber auch die BED zugrunde gelegt werden, um die aus den recht unterschiedlichen Halbwertzeiten sich ergebenden Fraktionierungseffekte mit zu berücksichtigen. Speziell für das Chiasma findet man hier für eine verordnete Dosis von 200Gy „Sicherheitsabstände“ im Bereich von 0.09mm bis 3.39mm, je nach Isotop und Verteilungsmodell der Aktivität.
Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass Dosisangaben bei der Radiokolloidtherapie von zystischen Kraniopharyngeomen speziell wegen der im Einzelfall unbekannten Aktivitätsverteilung nur orientierend möglich sind. Es können aber für die einzelnen untersuchten Isotope jeweils scharf begrenzte Bereiche im Gesunden für die relevante Isodosen angegeben werden. Insgesamt zeigen die gefundenen Ergebnisse, dass aus den dosimetrischen Eigenschaften allein kein „optimales“ Radioisotop für die Radiokolloid-Therapie von Kraniopharyngeomen identifiziert werden kann. Vielmehr müssen neben den physikalischen Eigenschaften der Radioisotope auch chemische Eigenschaften der Kolloide sowie physiologische und radiobiologische Aspekte bei der Bewertung und Auswahl mit berücksichtigt werden.

Literatur

[1] Roderick E, Karavitaki N, Wass JAH. Craniopharyngiomas. Historical aspects of their management. Hormones 7; 2008: 271-274.
[2] J.C. Harbert. Nuclear Medicine Therapy, Thieme Medical Publishers: New York, 1987.
[3] http://www.drugs.com/pro/phosphocol-p-32.html. Accessed March 28, 2013.
[4] ICRP (2008): Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations. ICRP Publication 107. Ann. ICRP 38
[5] Kawrakow I, Mainegra-Hing E, Rogers D W O, Tessier F and Walters B R B (2011): The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. NRCC Report PIRS-701
[6] Janicki C, Seuntjens J. Re-evaluation of the dose to the cyst wall in P-32 radiocolloid treatments of cystic brain tumors using the Dose–Point–Kernel and Monte Carlo methods. Med. Phys. 30; 2003: 2475-81.
[7] Dale R, Carabe-Fernandez A. The Radiobiology of Conventional Radiotherapy and Its Application to Radionuclide Therapy. Cancer Biother Radiopharm. 20; 2005: 47-51.
[8] Young HF, Fu YS, Fratkin MJ. Organ Culture of Craniopharyngioma and its Cellular Effects Induced by Colloidal Chromic Phyosphate. J. Neuropathol Exp. Neurol. 35; 1976: 404-412.
[9] McGuire EL, Balachandran S, Boyd CM. Radiation Dosimtry Considerations in the Treatment of Cystic Suprasellar Neoplasms. Br. J. Radiol. 59; 1986: 779-785.
[10] Hechtmann CD, Li Z, Mansur DB, Perez CA, Myerson RJ, Simpson JR, Anders JC, Wu C, Palucci CA. Dose Distribution Outside of a Sphere of P-32 Chromic Phosphorous Colloid. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 63; 2005: 961-968.

10 Ermittlung der Unsicherheiten von Dosiskoeffizienten für 18F-Fluorodeoxyglucose (FDG)

V. Spielmann[1], W. B. Li[1], M. Zankl[1], U. Oeh[1], C. Hoeschen[1]
[1]Helmholtz Zentrum München (GmbH), Abteilung Medizinische Strahlenphysik und Diagnostik, Neuherberg

Fragestellungen: Die in der Nuklearmedizin verwendeten Dosiskoeffizienten zur Bestimmung der Strahlendosis verabreichter Radiopharmaka basieren auf Empfehlungen der ICRP (International Commission on Radiological Protection) oder des MIRD-Komitees (Medical Internal Radiation Dose Committee). Dabei wurden mathematische Modelle für die zeitlichen Verläufe der Aktivitätskurven in Organen und Geweben (sogenannte biokinetische Modelle) sowie mathematische Darstellungen des menschlichen Körpers (mittlerweile auch in Form voxelisierter Bilder, sogenannte Voxel-Phantome) herangezogen. Alle diese Modelle sind für einen idealisierten Standardmenschen erstellt, wobei die daraus resultierenden Dosiskoeffizienten ohne Unsicherheiten angegeben werden.
Die Angaben der Unsicherheiten von Dosiskoeffizienten sind aber wichtig, um beispielsweise alternative diagnostische Verfahren miteinander zu vergleichen und die Methodik auszuwählen, die bei entsprechender (vergleichbarer) diagnostischer Qualität die niedrigste Patientenexposition verursacht. Das Ziel dieser Arbeit ist es die Unsicherheiten bei der Berechnung von Dosiskoeffizienten für FDG zu ermitteln.

Material und Methoden: Anhand des verallgemeinerten Schemas von ICRP und MIRD wurde mithilfe von biokinetischen Modellen und den sogenannten S-Werten aus den Phantomberechnungen die Unsicherheit von Dosiskoeffizienten für FDG ermittelt. Dabei wurde eine Methode zur allgemeinen Unsicherheits- und Sensitivitätsanalyse entwickelt und angewandt. Zum Sampling der biokinetischen Modellparameter und der aus verschiedenen Phantomen berechneten S-Werte wurden die Latin-Hypercube-Sampling- sowie Monte-Carlo-Sampling-Technik herangezogen. Darüber hinaus wurden mithilfe eines qualitativen Maßes, nämlich PRCC (Partial Rank Correlation Coefficient), das auf der Regressionsanalyse basiert, die Modellparameter identifiziert, die auf die Dosiskoeffizienten den größten Einfluss haben.

Ergebnisse: Die Unsicherheiten von Dosiskoeffizienten für das Radiopharmakon FDG wurden für jedes Organ tabellarisch dargestellt. Die Dosiskoeffizienten der untersuchten Organe in dieser Studie variieren mit dem Faktor von 1.3 bis 3.0. Die Ausnahme bildet die Blasenwand. Hier beträgt der Faktor 3.8. Der Einfluss der Modellparameter auf die Organdosiskoeffizienten wurde bestimmt.

Zusammenfassung: In dieser Arbeit wurden Methoden entwickelt, die Unsicherheit von biokinetischen Modellen, die zur Berechnung von zeitintegrierter Aktivität der Radiopharmaka in der Nuklearmedizin dienen, zu analysieren. Speziell das biokinetische Modell für das Radiopharmakon FDG, das vom MIRD Komitee erarbeitet wurde, ist mit der oben erwähnten Methode analysiert worden. Um die biokinetischen Modellparameter zu sampeln wurden die Latin-Hypercube-Sampling- (LHS) sowie Monte-Carlo-Sampling-Technik verwendet. Zusammen mit den aus den Phantomen gewonnenen und ebenfalls gesampelten S-Werten wurde anschließend die Unsicherheit der Dosiskoeffizienten für FDG berechnet. Zudem wurden die Modellparameter angegeben, die den größten Einfluss auf die Dosiskoeffizienten haben.

Literatur

[1] W. Bolch, K. Eckerman, G. Sgouros und S. Thomas, „MIRD Pamphlet No. 21: A generalized schema for radiopharmaceutical dosimetry – standardization of nomenclature," J Nucl Med. 50(3), p. 477–84., 2009.
[2] „ICRP. Publication 53: Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals," ICRP 53, p. 18(1–4), Ann ICRP 1987.
[3] „ICRP. Publication 106: Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals: Addendum 3 to ICRP Publication 53," ICRP 106, p. 38 (1–2), Ann ICRP. 2008.
[4] M. Zankl, H. Schlattl, N. Petoussi-Henss und C. Hoeschen, „Electron specific absorbed fractions for the adult male and female ICRP/ICRU reference computational phantoms," Phys. Med. Biol. 57, p. 4501–4526, 2012.
[5] M. Zankl, N. Petoussi-Henss, T. Janzen, H. Uusijärvi, H. Schlattl, W. B. Li und et al., „New calculations for internal dosimetry of betaemitting radiopharmaceuticals," Radiat Prot Dosimetry. 139 (1–3), p. 245–249, 2010.
[6] „ICRP. Publication 110: Adult reference computational phantoms," ICRP 110, p. 30(2), Ann ICRP. 2009.
[7] M. Berman, „Kinetic models for absorbed dose calculations," MIRD Pamphlet No. 12, 1976.
[8] W. B. Li und C. Hoeschen, „Uncertainty and sensitivity analysis of biokinetic models for radiopharmaceuticals used in nuclear medicine," Radiat. Prot. Dosim. 139, p. 228-231, 2010.
[9] M. T. Hays und G. M. Segall, „A mathematical model for the distribution of fluorodeoxyglucose in humans," J Nucl Med. 40 (8), p. 1358–66, 1999.

11 Modellierung der Biodistribution von radiomarkierten anti-CD66 Antikörpern im Menschen mittels physiologisch basierter pharmakokinetischer (PBPK) Modelle

C. Maaß[1], P. Kletting[2], G. Glatting[1]
[1]Universitätsklinikum Mannheim, Strahlentherapie, Mannheim
[2]Universitätsklinikum Ulm, Ulm

Fragestellung: Das Ziel dieser Studie ist die Beschreibung der Biodistribution radiomarkierter anti-CD66 Antikörper an einem physiologisch basierten pharmakokinetischem Modell [1, 2, 3] anhand eines größeren Patientenkollektivs. Dabei soll untersucht werden, ob eine individualisierte Therapie einer standardisierten Therapie vorzuziehen ist.

Material und Methoden: In 28 Patienten mit akuter myeloischer Leukämie wurde die Biodistribution mit ^{111}In und ^{90}Y radiomarkierten anti-CD66 Antikörpern untersucht [3]. Die Messdaten stammen aus planaren Gamma-Kamera Szintigraphien zu verschiedenen Zeitpunkten (2, 4 h; 1, 2, 3 und 6 d). Blutserum-Aktivitätsmessungen wurden mittels Gammacounter (Auto-Gamma 5003, Canberra, Packard) zusätzlich zu den Zeitpunkten 5, 30 min und 1 h erhoben.
Das favorisierte PBPK-Kompartiment-Modell (Modell B) [3] wurde neu in SAAM2 (Version 2.2, University of Washington) implementiert. Dabei wurde die Verteilung der Antikörper aufgrund des Blutflusses im Körper in verschiedenen Organen modelliert. Aufgrund der ausgeprägten Expression des CD66 Antigens, wurden rotes Knochenmark, Milz, Leber und Blut berücksichtigt. Der Abbau des gebundenen und ungebundenen Antikörpers (physikalischer Zerfall, Ausscheidung) wurde ebenfalls für jedes Organ implementiert. In diesem Modell sind mono- und bivalente Bindungsstellen explizit modelliert. Die Dissoziationskonstanten wurden der Literatur [3, 4] entnommen. Das Modell wurde an die vorhandenen Daten angepasst (Fractional Standard Deviation FSD = 0,1). Parameter wie Antigenmenge in Leber, Milz, Knochenmark, Blut, sowie das Gesamtblutvolumen wurden dabei patienten-basiert angepasst. Die Flächen unter den Zeit-Aktivitäts-Kurven wurden für alle Risikoorgane bestimmt.

Ergebnisse: Ein typisches Fitergebnis ist in Abb. 1 dargestellt. Abbildungen 2(a)-(e) zeigen die Verteilung der Antigenmengen für rotes Knochenmark, Leber, Milz, Blut und das Blutvolumen. Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Antigenmengen sind vergleichbar mit Literaturwerten (Tab. 1). Die Antigenmengen wurden für alle Risikoorgane und das Blutvolumen berechnet. Alle Parameter liegen innerhalb physiologisch sinnvoller Grenzen. Aus den Flächen unter den Zeit-Aktivitäts-Kurven wurden die Verweildauern der Risikoorgane bestimmt (Tab. 1). Die Standardabweichung im Knochenmark beträgt SD = 10%.

Zusammenfassung: Das bereits von den Daten favorisierte Modell wurde mit einem größeren Patientenkollektiv untersucht. Die angepassten Parameter stimmen mit den Ergebnissen bisher durchgeführter Arbeiten überein. Die breite Verteilung der Antigenmengen deutet daraufhin, dass eine individualisierte Therapie im Vergleich zur Standarddosimetrie anzustreben ist, um eine eventuelle Über- oder Unterdosierung zu vermeiden.

Anhang 1

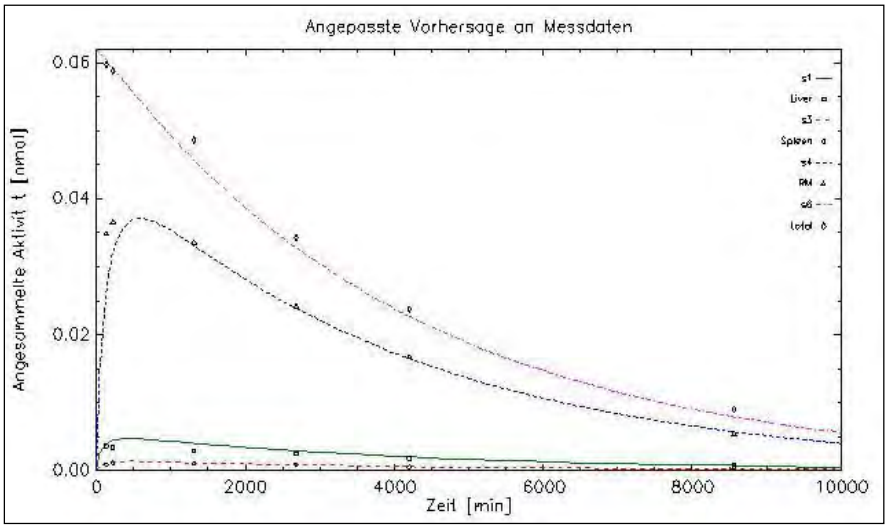


Abb. 1: Beispiel der gemessenen Biodistribution und dem Fitergebnis für Leber, Milz, rotes Knochenmark und Gesamtkörper (Modell B). Die Ergebnisse für die Blutserumsmessungen sind nicht dargestellt. Alle Parameter wurden patienten-basiert angepasst.

Anhang 2

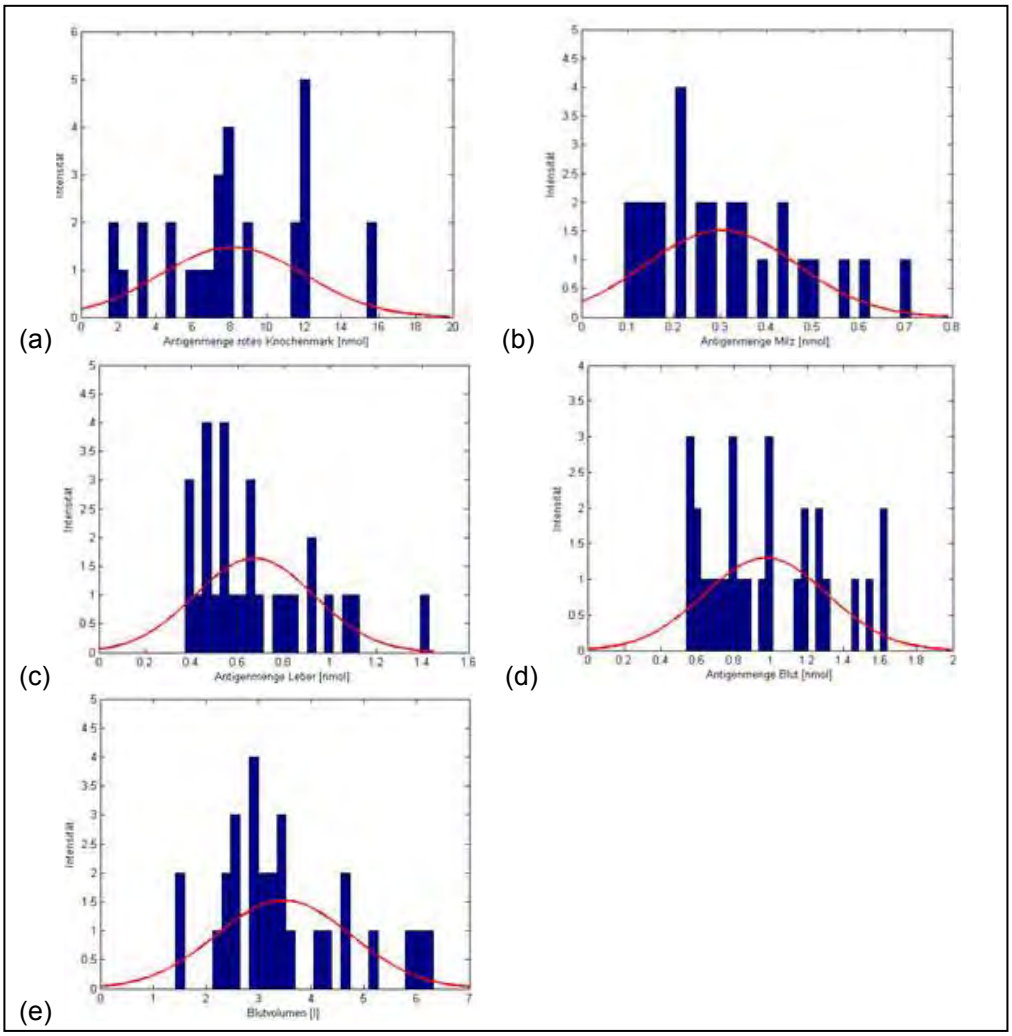


Abb. 2 (a)-(d): zeigen die Verteilungen der mit Modell B bestimmten Antigenmengen des roten Knochenmarks, Leber, Milz und des Blutes. Abbildung 2(e) zeigt die Verteilung des angepassten

Blutvolumens. Die rote Kurve zeigt die entsprechende Gaußverteilung (mit gleichem Mittelwert und Standardabweichung, berechnet mit Matlab).

Anhang 3

Parameter	Antigenmenge [nmol]		Gesamtblutvolumen [l]		Verweildauer τ [h]	
	N = 28	N = 8	N = 28	N = 8	N = 28	N = 8
Knochenmark	8,1 ± 0,9	7,0 ± 1,6	-	-	58,5 ± 6,0	41,9 ± 3,9
Milz	0,3 ± 0,1	0,2 ± 0,1	-	-	2,0 ± 0,2	2,3 ± 0,5
Leber	0,6 ± 0,1	0,1 ± 0,1	-	-	4,4 ± 0,3	5,1 ± 0,9
Blut	0,9 ± 0,1	0,1 ± 0,2	3,5 ± 0,3	2,9 ± 0,7	8,6 ± 0,9	10,1 ± 1,3
Ganzkörper	-	-	-	-	140,0 ± 1,5	74,8 ± 1,0

Tabelle 1: Angepasste Parameterwerte mit einem größeren Patientenkollektiv im Vergleich zur Literatur [3].

Literatur

[1] Macey, DJ, Williams LE, Breitz, HB, Liu, A, Johnson, TK, Zanzonico, PB: A Primer for Radioimmunotherapy and Radionuclide Therapy. Medical Physics Publishing, Report of Task Group #7, 2001.
[2] Williams, LE: Radiopharmaceuticals – Introduction to Drug Evaluation and Dose Estimation, Boca Raton London New York, CRC Press 2011.
[3] Kletting, P, Kull, T, Bunjes, D, Mahren, B, Luster, M, Reske, SN, Glatting, G: Radioimmunotherapy with Anti-CD66 Antibody: Improving the Biodistribution Using a Physiologically Based Pharmacokinetic Model. J Nucl Med, 51(3): 484-91, 2010.
[4] Kletting, P, Reske, SN, Glatting, G: Dependence of the anti-CD66 antibody biodistribution on the dissociation constant: A simulation study. Z Med Phys, 21: 301-04, 2011.

12 Vergleich der Eigenschaften von Hypoxie-PET-Bildgebung mit [18F]-FMISO und [18F]-FAZA anhand von Computersimulationen

L. Wack[1], D. Mönnich[1], E. G. C. Troost[2], D. Thorwarth[1]
[1]Universitätsklinik für Radioonkologie, Sektion für Biomedizinische Physik, Tübingen
[2]Maastricht University Medical Center, Radiation Oncology (MAASTRO), Maastricht, Niederlande

Fragestellung: Tumor-Hypoxie hat einen negativen Einfluss auf den Therapieerfolg bei Bestrahlung [1]. Existenz, Lokalisation und Ausmaß der Hypoxie können mittels Positronen-Emissions-Tomographie (PET) nicht-invasiv bestimmt werden. Zu diesem Zweck wurden mehrere Tracer entwickelt, die sich in ihren pharmakokinetischen Eigenschaften teilweise deutlich unterscheiden. Ihre Vor- und Nachteile in der Bildgebung wurden bisher jedoch kaum beleuchtet und bleiben Gegenstand von Diskussionen [2].
Im Rahmen dieser Studie sollen zwei gängige PET-Hypoxietracer anhand von Computersimulationen verglichen werden. Ziel dieser Studie ist es, den zeitlichen Verlauf der Verteilung und Speicherung von [^{18}F]Fluoromisonidazol (FMISO) und [^{18}F]Fluoroazomycin Arabinosid (FAZA) auf mikroskopischer Ebene näher zu untersuchen und daraus Rückschlüsse auf deren Eigenschaften für die PET-Bildgebung und die potentielle Integration von Hypoxie-PET-Daten in die Strahlentherapieplanung zu ziehen.

Material und Methoden: Die Reaktions-Diffusions-Dynamik der Hypoxie-PET-Tracer FMISO und FAZA wurde auf Basis realistischer Blutgefäßverteilungen simuliert. Dafür war es notwendig, den zeitlichen Verlauf der Tracerkonzentration in Blutgefäßen vorzugeben (Inputfunktion). Die Inputfunktion über 4h wurde für beide Tracer anhand von klinischen PET-Aufnahmen (n=10 für FMISO und n=4 für FAZA) ermittelt. Dazu wurde die Voxelaktivität im Aortenbogen über sechs Voxel gemittelt und die folgende Ausgleichsfunktion an die Messwerte angepasst:

$$A(t) = A_1 \cdot e^{-\tau_1 \cdot t} + A_2 \cdot e^{-\tau_2 \cdot t}$$

Die auf diese Weise für den jeweiligen Tracer gefundenen Parametersätze A_1, A_2, τ_1 und τ_2 wurden gemittelt (Tab.1).
Die Diffusionskonstanten in Gewebe für beide Tracer wurden anhand der in [3] und [4] beschriebenen Modelle berechnet (Tab.1). Die hierzu verwendeten Partitionskoeffizienten (logP) stammen aus der Literatur [5] oder beruhen auf Simulationsergebnissen einschlägiger Software (ALOGPS 2.1, XLogP3, KowWIN).
Als Ausgangspunkt für die Simulation dienten Gewebeschnitte von Xeno-Transplantaten humaner Plattenepithelkarzinome des Kopf-Hals-Bereichs mit immunhistochemischer Endothelfärbung. Da die Tracer-Bindungsraten in den Zellen von deren Sauerstoffversorgung abhängt, wurde zunächst die Sauerstoffverteilung im Gewebe mithilfe einer auf Gaußfiltern basierenden Methode berechnet [6]. Diese Sauerstoffkarten wurden dann zur Simulation von Zeit-Aktivitäts-Kurven (ZAKs) genutzt, die sich für beide Tracer vergleichen lassen. Dabei wurde die Abhängigkeit der Tracer-Konzentration von der mittleren Sauerstoffkonzentration (pO_2) für FMISO und FAZA in 1×1 mm^2 großen Gewebeareale verglichen. Der Konstrast zwischen einem hypoxischen (pO_2=2.5 mmHg) und einem normoxischen (pO_2=35 mmHg) Gewebeareal zum Zeitpunkt *t* nach Injektion (p.i.) wurde bestimmt aus:

$$K(t) = \frac{C_{hyp}(t)}{C_{norm}(t)}$$

Ergebnisse: Die für die Tracerdynamik ermittelten Parameter (und ihre dazugehörenden Standardfehler) finden sich in Tab. 1. Dabei ergab ein t-Test lediglich für den Parameter τ_1, die Clearance-Rate des Tracers aus dem Blut, einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den beiden Tracern (p=0.005). Die Diffusionskonstante in Gewebe lag bei FMISO höher als bei FAZA (7.90×10^{-7} cm^2/s und 2.99×10^{-7} cm^2/s).
Es zeigten sich deutliche Unterschiede in den simulierten ZAKs von FMISO und FAZA (Abb. 2). So konnte für FMISO (Abb. 2a) in Arealen mit hohem mittlerem Sauerstoffpartialdruck ein höherer initialer Perfusionspeak und ein langsameres Auswaschen des Tracers als bei FAZA (Abb. 1b) beobachtet werden. Dies ist auf eine im Vergleich zu FAZA höhere Diffusionskonstante und geringere Clearance-Rate (Tab. 1) zurückzuführen. Für hypoxische Areale (pO_2<5mmHg) war der initiale Perfusionspeak aufgrund der niedrigen Gefäßdichte deutlich flacher, aber ebenfalls bei FMISO deutlich ausgeprägter als bei FAZA. Im Verlauf von vier Stunden zeigte sich bei beiden Tracern unter Hypoxie ein Anstieg der mittleren Aktivität, der jedoch bei FAZA geringer ausfiel. Auch hier wurde für FAZA eine geringere mittlere Aktivität beobachtet als für FMISO.
Hinsichtlich des Kontrasts zwischen hypoxischen (pO_2=2.5 mmHg) und normoxischen (pO_2=35 mmHg) Gewebearealen (Abb. 3) zeigt sich, dass die beiden Tracer etwa 95min p.i. für die hier untersuchten pO_2

Areale einen identisches Kontrastverhalten zeigen. Vor diesem Zeitpunkt weist FMISO einen höheren Kontrast auf, während sich die Verhältnisse im weiteren zeitlichen Verlauf zugunsten von FAZA verschieben. Die Simulationsergebnisse zeigen, dass die schnellere Clearance einige Stunden p.i. zu einer Verbesserung des Bildkontrastes führt und bestätigen somit frühere Ergebnisse [7]. So liegt der Unterschied der Bildkontraste, die mit FMISO und FAZA erzielt werden 4h p.i. bei 11.7%. Bei kürzeren Wartezeiten unterscheiden sich die Tracer jedoch kaum. 2h p.i. beträgt der Kontrastunterschied lediglich 1.7% und liegt damit unterhalb der Detektionsschwelle von PET-Scannern.

Zusammenfassung: Trotz des identischen Bindungsmechanismus von FMISO und FAZA unterscheiden sich die Signale deutlich, was sich auf unterschiedliche pharmakokinetische Parameter wie die Diffusionsgeschwindigkeit im Gewebe und die Clearance-Rate zurückführen lässt. Bei ausreichend langer Wartezeit (4h p.i.) nach Verabreichung des Tracers zeigt FAZA einen höheren Kontrast zwischen normoxischen und hypoxischen Gewebearealen als FMISO.

Anhang 1

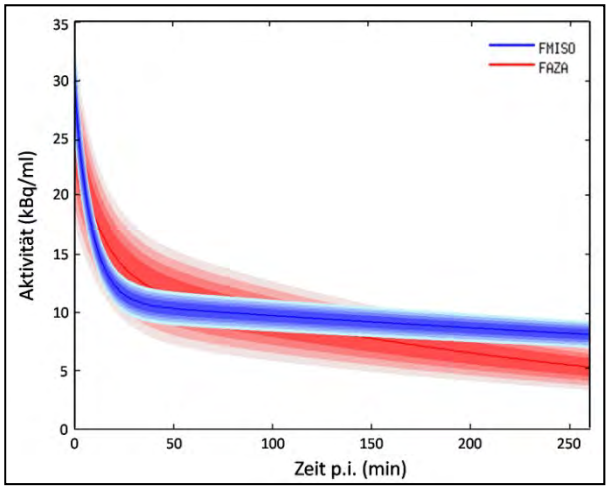


Abb.1: Zeitlicher Verlauf der durchschnittlichen Blutkonzentrationen von FMISO und FAZA, der als Inputfunktion für die Simulationen diente. Die schattierten Bereiche entsprechen dem 95%-Konfidenzintervall.

Anhang 2

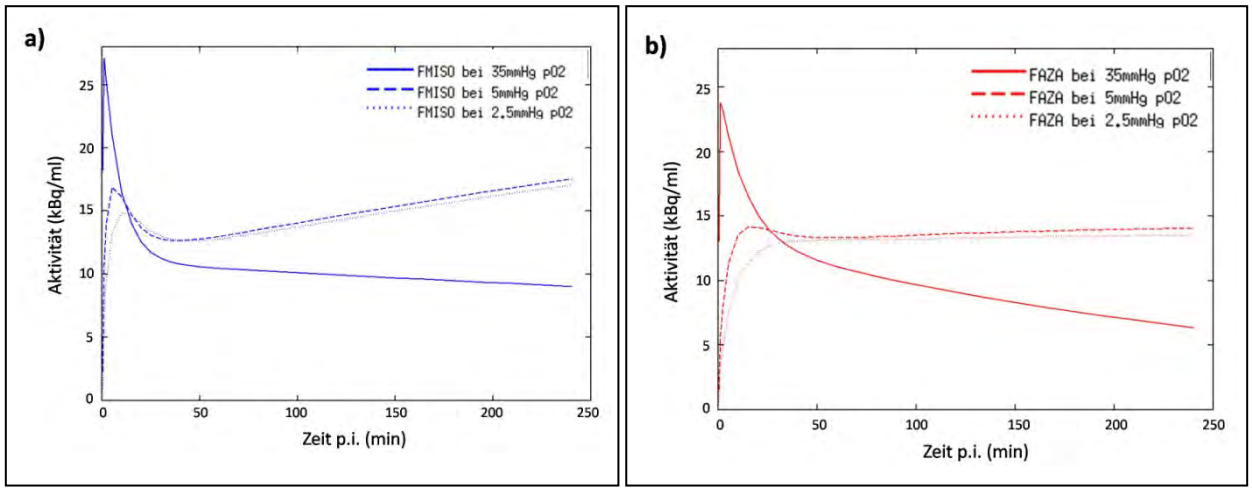


Abb.2: ZAKs für FMISO (a) und FAZA (b) in Gewebeabschnitten mit Sauerstoffpartialdrücken von 2.5, 5 und 35 mmHg

Anhang 3

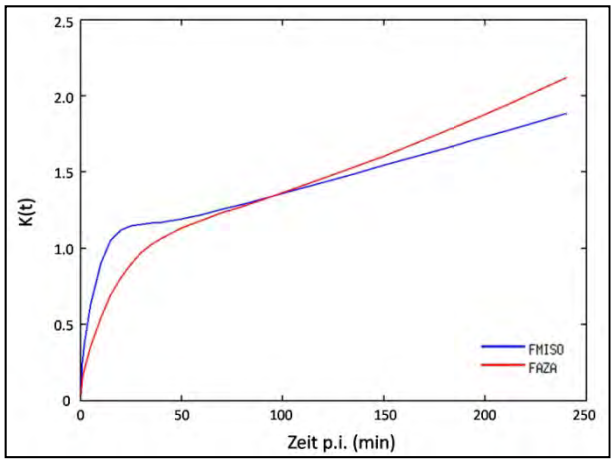


Abb.3: Zeitlicher Kontrastverlauf K(t) beider Tracer zwischen Gewebeabschnitten mit einem mittleren pO_2 von 2.5 mmHg und 35 mmHg.

Anhang 4

	A_1 (kBq/ml)	τ_1 ($\times 10^{-3}$ 1/s)	A_2 (kBq/ml)	τ_2 ($\times 10^{-5}$ 1/s)	D ($\times 10^{-7}$ cm^2/s)
FMISO	18.1 ± 2.2	2.0 ± 0.2	10.9 ± 0.8	1.9 ± 0.8	7.90
FAZA	11.8 ± 2.9	1.2 ± 0.4	13.2 ± 2.5	5.8 ± 2.9	2.99

Tab. 1: Verwendete Simulationsparameter für FMISO und FAZA: Parameter für die Inputfunktion und die Diffusionskonstante D in Gewebe, jeweils Mittelwert ± Standardfehler.

Literatur

[1] Nordsmark M, Bentzen SM, Rudat V, Brizel D, Lartigau E, Stadler P, Becker A, Adam M, Molls M, Dunst J, Terris DJ, Overgaard J: Prognostic Value of tumor oxygenation in 397 head and neck tumors after primary radiation therapy. An international multi-center study, Radiother Oncol 77 (2005), S.18-24

[2] Horsman MR, Mortensen LS, Petersen JB, Busk M, Overgaard J: Imaging hypoxia to improve radiotherapy outcome, Nat Rev Clin Oncol 9 (2012), S. 674-687

[3] Pruijn FB, Sturman JR, Liyanage HDS, Hicks KO, Hay MP, Wilson WR: Extravascular transport of drugs in tumor tissue: Effect of lipophilicity on diffusion of tirapazamine analogues in multicellular layer cultures, J Med Chem 48 (2005), S. 1079-1087

[4] Pruijn FB, Patel K, Hay MP, Wilson WR, Hicks KO: Prediction of tumour tissue diffusion coefficients of hypoxia-activated prodrugs from physicochemical parameters, Aust J Chem 61 (2008), S. 687-693

[5] Mönnich D, Troost EGC, Kaanders JHAM, Oyen WJG, Alber M, Thorwarth D: Modelling and simulation of [^{18}F]fluoromisonidayole dynamics based on histology-derived microvessel maps, Phys Med Biol 56 (2011), S2045-2057

[6] Lagerlöf JH, Kindblom J, Cortez E, Pietras K, Bernhardt P: Image-based 3D modeling study of the influence of vessel density and blood hemoglobin concentration on tumor oxygenation and response to irradiation, Med Phys 40 (2013), 024101

[7] Mönnich D, Troost EGC, Kaanders JHAM, Oyen WJG, Alber M, Thorwarth D: Is hypoxia-PET image contrast enhanced by faster tracer clearance? A simulation study, Radiother Oncol (Suppl. 1) 99 (2011), S435

3. Neuromodulation I

13 Neurotechnologische Konzepte der CR Neuromodulation

C. Hauptmann[1], P. A. Tass[1,2]
[1]Research Center Jülich, Institute of Neuroscience and Medicine–Neuromodulation, Jülich
[2]University of Cologne, Department Neuromodulation, Cologne

Die CR Neuromodulation ist ein neuartiges therapeutisches Instrument für die Behandlung von Erkrankungen des Nervensystems, die mit einer erhöhten pathologischen Synchronisation der neuronalen Aktivität einhergehen (z.B. Tinnitus oder Parkinson). Die CR Stimulation zielt auf die selektive Reduktion der pathologischen Aktivität ab, indem ein Desynchronisationsprozess initiiert wird, der aufgrund der Lernfähigkeit des stimulierten Netzwerks zu einem Verlernen der pathologischen Vernetzungen führt und so eine dauerhafte Reduktion der krankhaften Aktivität zur Folge hat [1-3]. CR kann sowohl invasiv (über implantierte Elektroden [4]) oder nicht-invasiv (z.B. über akustische Stimuli [5]) appliziert werden. Im Rahmen dieses Vortrags erhalten Sie Einblicke in die verwendeten neurotechnologischen Konzepte zur Applikation der CR Neuromodulation.

Literatur

[1] Tass P A 2003 A model of desynchronizing deep brain stimulation with a demand-controlled coordinated reset of neural subpopulations. Biol. Cybern. 89: 81–8
[2] Tass P A and Majtanik M 2006 Long-term anti-kindling effects of desynchronizing brain stimulation: a theoretical study. Biol Cybern 94: 58–66
[3] Hauptmann C and Tass P A 2007 Therapeutic rewiring by means of desynchronizing brain stimulation. Biosystems 89: 173–81
[4] Tass P A, Qin L, Hauptmann C, Dovero S, Bezard E, Boraud T, Meissner W G 2012 Coordinated Reset has sustained after-effects in parkinsonian monkeys. Annals of Neurology (in press)
[5] Tass P A, Adamchic I, Freund H-J, von Stackelberg T, Hauptmann C 2012 Counteracting tinnitus by acoustic coordinated reset neuromodulation. Restorative Neurology and Neuroscience 30: 137 159

14 Verlernen krankhafter neuronaler Synchronisation mittels CR Neuromodulation

P. A. Tass[1,2]
[1]Research Center Jülich, Institute of Neuroscience and Medicine–Neuromodulation, Jülich
[2]University of Cologne, Department Neuromodulation, Cologne

15 Changes of oscillatory activity induced by acoustic CR neuromodulation

I. Adamchic[1], C. Hauptmann[1], P. A. Tass[1,2]
[1]Research Center Jülich, Institute of Neuroscience and Medicine–Neuromodulation, Jülich
[2]University of Cologne, Department Neuromodulation, Cologne

Tinnitus is an auditory phantom sensation of sound in the absence of external auditory stimuli. It typically emerges as consequence of a hearing loss. In 1-3% of the population tinnitus sufficiently affects the everyday life causing sleeping disorders, work disability and psychiatric complaints. Subjective tinnitus is associated with enhanced neuronal synchronization and shows up as an increase in delta and gamma and a decrease of alpha power in specific auditory and non-auditory brain areas. We aimed to assess (i) how the acoustic CR neuromodulation-induced EEG changes compare to healthy controls, and (ii) whether these changes correlate to clinical improvements.
12 weeks of CR therapy with 4-6h/day resulted in a pronounced reduction of tinnitus symptoms. Spontaneous EEG recordings were performed in tinnitus patients (n=28) at baseline and after 12 weeks of CR therapy and in a control group (n=16) of healthy tinnitus-free subjects. EEG was investigated by using the BESA source montage and sLORETA. The relationship between changes in power spectra and clinical scores was investigated using a Partial Least Squares regression.
Spectral power in delta, low theta, high beta and gamma bands was significantly enhanced in tinnitus patients as opposed to controls. Cross-frequency coupling in tinnitus patients was increased over frontal and temporal cortex. After 12 weeks of acoustic CR neuromodulation the EEG spectrum and cross-frequency coupling of the tinnitus patients approached the average spectrum and strength of cross-frequency coupling of the control group with the most prominent CR-induced changes in temporal regions. Changes in delta and gamma power positively correlated with changes in TQ/VAS scores.
The pronounced reduction of tinnitus symptoms after 12 weeks of CR therapy is associated with a reversal of tinnitus-related low alpha and pathologically enhanced gamma/delta power in auditory and non-auditory brain areas. Strongest CR-induced reversal of abnormal oscillatory activity was found in temporal regions.

4. ITG/DGA/DEGA Diskussionssitzung – Hörwahrnehmung mit technischen Hörhilfen jenseits der Sprachverständlichkeit – Teil 1

16 Von der Sprachverständlichkeit zum Sprachverstehen

T. Brand[1,3], E. Ruigendijk[2,3]
[1)] Carl von Ossietzky Universität Oldenburg, Medizinische Physik
[2)] Carl von Ossietzky Universität Oldenburg, Niederlandistik
[3)] Cluster of Excellence "Hearing4all"

In der Regel wird in der Sprachaudiometrie die *Sprachverständlichkeit* gemessen, d.h. die Anzahl der von der Versuchsperson richtig verstandenen Wörter eines Sprachverständlichkeitstests. Häufig wird hieraus auch die Sprachverständlichkeitsschwelle abgeleitet. Auf diese Weise messen wir mit der *Sprachverständlichkeit* in erster Linie die Fähigkeit einer Versuchsperson gehörte Wörter richtig nachzusprechen, was sich jedoch deutlich vom wirklichen *Sprachverstehen* im täglichen Leben unterscheidet, da letzteres z.B. die Verarbeitung von Sprachkontext und das Erfassen der semantischen Bedeutung beinhaltet. Außerdem spielt für die tägliche Kommunikation der zum Sprachverstehen erforderliche Aufwand bzw. die Höranstrengung eine große Rolle, weil dies bedingt, ob einem Gespräch auf Dauer gefolgt werden kann. Um die konzeptionelle Lücke zwischen Sprachverständlichkeit und Sprachverstehen zu schließen, wurde das Projekt AULIN (eine Zusammenarbeit der AUdiologischen Forschung und der LINguistik an der Universität Oldenburg) gestartet. Ein wichtiges Ziel dieses Projekts ist die Trennung sensorischer Einflüsse von kognitiven Einflüssen. Die Untersuchung sensorischer Einflüsse erfolgt dabei durch Kontrolle von akustischen Parametern (z.B. dem Signal-Rausch-Verhältnis) und die Untersuchung kognitiver Einflüsse durch Kontrolle linguistischer Parameter.
Hierfür wurden die Oldenburger Linguistisch und Audiologisch Kontrollierten Sätze (OLAKS) entwickelt. Der Korpus umfasst 7 Satzgruppen unterschiedlicher linguistischer Komplexität (d.h. grammatikalischer Struktur) mit jeweils 40 hinsichtlich der Verständlichkeit homogenisierten Sätzen. Wegen der Konstruktion und Optimierung der OLAKS ist das Material gleichermaßen für audiologische und linguistische Untersuchungen geeignet. So zeigte sich z.B., dass sich normalhörende und schwerhörende Versuchspersonen hinsichtlich ihrer Verarbeitungsstrategien unterscheiden, wobei Normalhörende mehr dem sensorischen Input vertrauen und Schwerhörende mehr linguistische Aspekte berücksichtigen.
In einer weiteren Reihe von Studien wurde das Material für *online* Messungen eingesetzt, d.h. es wurde nicht nur die Antwort der Versuchsperson *offline* (d.h. nach) der Sprachdarbietung registriert, sondern es wurden bereits Reaktionszeitmessungen während der Darbietung durchgeführt. Es zeigte sich, dass die Verarbeitung komplexer Sätzen mehr von Störgeräusch beeinflusst wurde als die weniger komplexer Sätzen und dass dies zum Teil abhängig ist von der Art des Störschalls und der grammatikalischen Komplexität.
In weiteren Studien wurde online die Verarbeitungsgeschwindigkeit beim Sprachverstehen anhand von Augenbewegung untersucht, die durch Eye-Tracking bzw. durch Elektrookulografie erfasst wurden. Hierbei wurden Sätze akustisch und gleichzeitig dazu passende Bildpaare visuell präsentiert. Hierdurch konnten auch bei sehr hoher Sprachverständlichkeit charakteristische Verzögerungen beim Sprachverstehen detektiert werden, die mit dem Hörverlust und der Satzstruktur zusammenhängen.
Zusammenfassend lässt sich sagen, dass durch die Kombination sprachaudiologischer und psycholinguistischer Methoden völlig neue Möglichkeiten zur Erfassung von Störungen des Sprachverstehens gefunden werden konnten, die zum Teil auch für audiologische Standardmessungen geeignet sind.

17 Sprachwahrnehmung ist mehr als nur Hören – Integration von akustischem und visuellem Signal

S. Lipski[1]
[1]Jean-Uhrmacher-Institut für klinische HNO-Forschung, Universität zu Köln

Die visuelle Wahrnehmung von Mund- und Körperbewegungen eines Sprechers kann das auditive Sprachverstehen im Störgeräusch oder bei Hörverlust sehr stark unterstützen. Die Verständnisraten bei audiovisuellen Reizen übertreffen oft sogar die Summe der Ergebnisse für unimodal auditive und visuelle Stimulation (Ross et al., 2007; Schreitmüller et al., 2013). Besonders hörbeeinträchtige Personen profitieren von zusätzlicher visueller Information durch das Mundbild. Wie wirksam der Einbezug visueller Signale ist, zeigt sich eindrücklich auch daran, dass semantisch inkongruente visuelle und akustische Signale Wahrnehmungsillusionen hervorrufen können (McGurk & MacDonald, 1976). Bereits bei Kindern im ersten Lebensjahr wird dieses Indiz audiovisueller Integration verzeichnet (Kushnerenko et al., 2008). Welche Mechanismen liegen dem prägnanten Wahrnehmungsvorteil für audiovisuelle Sprachstimuli zugrunde? Günstig ist, dass sich visuelle und akustische Lautmerkmale in manchen Fällen ergänzen (Grant et al., 1998). So fällt die auditorische Differenzierung einiger Artikulationsorte von Sprachlauten im Störgeräusch schwer, visuell jedoch sind die Unterschiede deutlich. Umgekehrt ist die visuell kaum erkennbare Stimmhaftigkeit akustisch auch bei geringem Signal-Rausch-Abstand gut wahrnehmbar. Der audiovisuelle Gewinn in der Sprachverständlichkeit dürfte aber maßgeblich durch die Korrelation sichtbarer artikulatorischer Gesten mit spektro-temporalen Veränderungen im Sprachsignal entstehen. Neueste neuropsychologische Befunde zeigen, dass kurz vor einem akustischen Stimulus erfolgende visuelle Reize intrinsische neuronale Oszillationen in Phase bringen und dadurch die auditorische Sensitivität erhöhen (Thorne et al., 2011; Schroeder et al., 2008). Visuelle Stimulation scheint somit die auditorische Verarbeitung vorzubereiten. Besonders bemerkenswert ist hierbei, dass die Frequenzen neuronaler Oszillationen denen akustischer und visueller Modulationen im Sprachsignal ähneln.
Die Berücksichtigung audiovisueller Integration in audiologischen Testverfahren würde eine umfassendere Charakterisierung der Sprachwahrnehmungsfähigkeit hörbeeinträchtigter Personen ermöglichen (Meister et al., 2011; Schreitmüller et al., 2013). Es wäre zu überlegen, ob die teilweise bestehende Komplementarität auditiver und visueller Signale in die Hörversorgung einbezogen werden könnte. Die Assoziation zwischen sichtbarer Mundbewegung und akustischem Sprachsignal sowie die mögliche Modulation auditorischer Verarbeitung durch visuelle Reize könnten gezielt in Programmen zur Sprachwahrnehmungsförderung nutzbar gemacht werden.

Literatur

Grant, K.W.; Walden, B.E.; Seitz P.F. (1998). Auditory-visual speech recognition by hearing-impaired subjects: consonant recognition, sentence recognition, and auditory-visual integration. J Acoust Soc Am., 103, 2677-2690.
Kushnerenko, E.; Teinonen, T.; Volein, A.; Csibra, G. (2008). Electrophysiological evidence of illusory audiovisual speech percept in human infants. PNAS, 105, 11442–11445.
McGurk, H.; MacDonald, J. (1976). Hearing lips and seeing voices. Nature 264, 746–748.
Meister, H.; Schreitmüller, S.; Pyschny, V.; Lang-Roth, R.; Walger, M.; Fagel, S. (2011) Untersuchungen zur audiovisuellen Sprachwahrnehmung bei Personen mit Hörstörungen mittels virtuellem Kopfmodell. DGA Jahrestagung 2011, Jena, Z. Audiol. Suppl.
Ross, L.A.; Saint-Amour, D.; Leavitt, VM, Javitt, D.C., Foxe, J.J. (2007). Do you see what I am saying? Exploring visual enhancement of speech comprehension in noisy environments. Cereb Cortex, 17, 1147-1153.
Schreitmüller S.; Frenken M.; Lipski S.C.; Walger M.; Meister H. (2013). Audiovisuelle Sprachwahrnehmung I: Sprachverständlichkeitsfunktionen Normalhörender und CI-Träger. DGA Jahrestagung 2013, Rostock.
Schroeder, C.E.; Lakatos, P.; Kajikawa, Y.; Partan, S.; Puce, A. (2008). Neuronal oscillations and visual amplification of speech. TICS, 12, 106–113.
Thorne, J.D.; Vos, M. de; Campos, V.F.; Debener, S. (2011). Cross-modal phase reset predicts auditory task performance in humans. J. Neurosci. 31, 3853–3861.

18 Messung und Modellierung der Klangqualität von Hörsystemen

R. Huber[1]
[1]Kompetenzzentrum HörTech, Oldenburg

Die Klangqualität ist neben der Sprachverständlichkeit einer der wichtigsten Faktoren für die Akzeptanz von und Zufriedenheit mit Hörsystemen. Zugleich ist sie eine im Vergleich zur Sprachverständlichkeit schwerer zu definierende, zu messende und zu modellierende multi-dimensionale Größe. Im Gegensatz zu anderen Bereichen wie z.B. der Telekommunikation oder Audiokodierung konnten sich im Bereich Hörsysteme bislang keine einheitlichen Messmethoden oder gar Standards etablieren. Auch die Modellierung und Vorhersage der subjektiv empfundenen Klangqualität gestalten sich im Bereich Hörsysteme ungleich schwieriger.
Dieser Beitrag gibt einen Überblick über den Stand der Entwicklungen auf dem Gebiet der Messmethoden und Modellierung von Klangqualität. Anhand exemplarischer Ergebnisse aus eigenen Studien zur Klangqualitätsbewertung und ihrer Modellierung werden einige besondere Herausforderungen in dem Bereich Hörsysteme erläutert und Lösungsansätze diskutiert.

5. ITG/DGA/DEGA Diskussionssitzung – Hörwahrnehmung mit technischen Hörhilfen jenseits der Sprachverständlichkeit – Teil 2

19 Prosodie-Wahrnehmung mit Cochlea Implantaten

H. Meister[1], M. Landwehr[1], V. Pyschny[1, 2], P. Wagner[3], R. Lang-Roth[2], M. Walger[1,2]
[1]Jean Uhrmacher Institut für klinische HNO-Forschung, Universität zu Köln
[2]Klinik und Poliklinik für HNO-Heilkunde, Universität zu Köln
[3]Fakultät für Linguistik und Literaturwissenschaft, Universität Bielefeld

Prosodie beschreibt rhythmische und melodische Phänomene von Sprache. Diese können wichtige Funktionen innehaben, wie z.B. bei der Unterscheidung von Fragen und Aussagen oder bei der Hervorhebung wesentlicher oder neuer Informationen in gesprochener Sprache hilfreich sein.
Zugrundeliegende akustische Korrelate von Prosodie sind Dauer-, Grundfrequenz- und Intensitätsänderungen. Während zeitliche Merkmale mit Cochlea-Implantaten (CI) i.d.R. gut übertragen werden können, bestehen aufgrund der verminderten spektralen Auflösung von CIs Restriktionen insbesondere bei der Übertragung von Grundfrequenzveränderungen.
Um die Prosodiewahrnehmung mit CI genauer untersuchen zu können, wurden von der Arbeitsgruppe am Jean Uhrmacher Institut verschiedene Prosodietestverfahren entwickelt. Diese beziehen sich vornehmlich auf die Aspekte Satzmodus (Frage vs. Aussage) und Satzakzente (Betonungen/Hervorhebungen in Sätzen). Daneben wurde auch die Erkennung des Sprechergeschlechts anhand stimmlicher Veränderungen wie z.B. der Grundfrequenz untersucht.
In einer Reihe von Studien konnte gezeigt werden, dass die akustischen Korrelate von Prosodie unterschiedlich gut mit CIs und verschiedenen Versorgungsarten (z.B. bimodal) übertragen werden können und dass z.T. ein komplexes Zusammenspiel akustischer Variablen vorliegt. Darüber hinaus konnte ein Zusammenhang zwischen der Erkennung von Grundfrequenzänderungen und dem Verstehen von Sprache im Störgeräusch nachgewiesen werden. Der Beitrag zeigt exemplarische Ergebnisse aus den Studien und diskutiert zugrundeliegende Effekte.
Gefördert von Med-El, Innsbruck, Österreich

Literatur

Landwehr M, Fürstenberg D, Walger M, Wedel HV, Meister H. Effects of various electrode configurations on music perception, intonation and speaker gender identification. Cochlear Implants Int. 2013 May 15.
Meister H, Landwehr M, Pyschny V, Grugel L, Walger M. Use of intonation contours for speech recognition in noise by cochlear implant recipients. J Acoust Soc Am. 2011 May;129(5):EL204-9.
Meister H, Landwehr M, Pyschny V, Wagner P, Walger M. The perception of sentence stress in cochlear implant recipients. Ear Hear. 2011 Jul-Aug;32(4):459-67.
Meister H, Landwehr M, Pyschny V, Walger M, von Wedel H. The perception of prosody and speaker gender in normal-hearing listeners and cochlear implant recipients. Int J Audiol. 2009 Jan;48(1):38-48

20 Musikwahrnehmung mit Hörgeräten

M. Kirchberger[1]
[1]Phonak AG, Stäfa

FAT-AMP (Functional Adaptive Tests for the Assessment of Music Perception). Eine Testbatterie wurde entwickelt, welche die Wahrnehmung der musikalischen Dimensionen Metrum, Timbre, Harmonie und Melodie objektiv messbar macht. Die Aufgabenstellung in den jeweiligen Tests ist musikalischer Natur. Die ermittelten objektiven Messgrößen hingegen sind physikalische Werte. Die Wahrnehmung der musikalischen Dimensionen wird durch die Veränderung der entsprechenden physikalischen Größen beeinflusst. In einem konvergierenden adaptiven 2-alternative-forced-choice Verfahren werden hierbei die objektiven Schwellenwerte ermittelt.
Die Testbatterie wurde zur Erforschung der Unterschiede in der Musikwahrnehmung von normalhörenden und schwerhörenden Personen eingesetzt. Zugleich wurde auch die Wahrnehmung hörgeschädigter Personen mit und ohne Gebrauch ihrer Hörgeräte untersucht. Es konnte nachgewiesen werden, dass neben der Hörschädigung und des Gebrauchs einer Hörhilfe auch die Musikalität der Versuchspersonen einen entscheidenden Einfluss auf die Testergebnisse hat.

21 Musikwahrnehmung bei Cochlea-Implantat Trägern

U. Hoppe[1], F. Digeser[1], T. Liebscher[1], A. Hast[1]
[1] Universitätsklinikum Erlangen, HNO- Klinik, Erlangen

Cochlea-Implantat (CI) Systeme dienen in erster Linie der Übertragung von Sprache. Die technischen Verbesserungen der Systeme in den vergangenen Jahren haben zwar zu einem deutlich besseren Sprachverstehen auch in schwierigen Hörsituationen wie im starken Nachhall oder im Störgeräusch geführt, das Hören von Musik bereitet den meisten CI Trägern jedoch größere Probleme. So sind rhythmische Eigenschaften von Musik sehr gut zu erkennen, während melodische Eigenschaften nur unzureichend erkannt werden. Dies hat Einfluss auf die Erkennung von Musikinstrumenten und auf die Erkennung bekannter Melodien.
Die Ursachen lassen sich auf die reduzierte Frequenzdiskrimination und den reduzierten Dynamikbereich zurückführen. Für die Frequenzauflösung besonders kritisch ist das nahezu Fehlen temporaler Tonhöheneigenschaften in den CI-Systemen. Ansätze zur Verbesserung von Musikwahrnehmung von CI-Trägern zielen konsequenterweise primär auf die Verbesserung der spektralen Auflösung. Ein Problem dabei ist jedoch die korrekte Repräsentation von Obertönen. Besonders kritisch sind außerdem große interindividuelle Unterschiede in der Frequenzauflösung, die vermutlich durch die interindividuell stark variierende Anzahl der Hörnervenfasern herrührt.
In dem Vortrag werden zunächst die Hauptprobleme von Cochlea-Implantat-Trägern beim Hören von Musik dargestellt. Anschließend wird auf die Möglichkeiten und Grenzen der verbesserten Musikdarbietung eingegangen und diese vor dem Hintergrund aktueller CI-Technologien diskutiert.

6. Grundlagen Dosimetrie

22 Experimentelle Bestimmung von k_Q-Faktoren einiger häufig verwendeter Ionisationskammertypen

R.-P. Kapsch[1], S. Ketelhut[1]
[1]Physikalisch-Technische Bundesanstalt, 6.2 Dosimetrie für Strahlentherapie und Röntgendiagnostik, Braunschweig

Fragestellungen: Die Dosimetrie in der externen Strahlentherapie basiert auf der Verwendung von Ionisationskammern, die zur Anzeige der Wasser-Energiedosis im ^{60}Co-Strahlungsfeld kalibriert sind. Die Vorgehensweise bei der Dosismessung in hochenergetischen Strahlungsfeldern (wie z.B. Photonenstrahlungsfeldern an klinischen Linearbeschleunigern) ist in Dosimetrieprotokollen wie z.B. der Deutschen Norm DIN 6800-2 [1] oder dem internationalen Protokoll IAEA TRS-398 [2] festgelegt. Ein wesentlicher Bestandteil der dort beschriebenen Verfahren ist die Anwendung eines Faktors zur Korrektion des Einflusses der Strahlungsqualität – üblicherweise mit dem Symbol k_Q bezeichnet –, der das unterschiedliche Ansprechvermögen der Ionisationskammer bei der Kalibrierung im ^{60}Co-Feld und bei der Messung in einem hochenergetischen Photonenfeld der Strahlungsqualität Q korrigiert.
Die derzeit in den Dosimetrieprotokollen angegebenen Werte des Korrektionsfaktors k_Q basieren größtenteils auf Modellrechnungen und sind mit einer relativen Standardmessunsicherheit von ca. 1 % behaftet. Verglichen mit der Unsicherheit, die heutzutage bei der Kalibrierung von Ionisationskammern erreicht werden kann (0,2 % … 0,3 %), ist diese Unsicherheit des Korrektionsfaktors k_Q limitierend für die Gesamtunsicherheit der Dosismessung.
Für sieben in der klinischen Praxis häufig verwendete Ionisationskammertypen wurden deshalb k_Q-Faktoren experimentell bestimmt, deren relative Standardmessunsicherheit nur 0,4 % beträgt. Diese Werte werden Eingang in eine überarbeitete Version der Norm DIN 6800-2 finden, so dass in Zukunft eine routinemäßige Messung der Wasser-Energiedosis mit kleinerer Messunsicherheit möglich sein wird.

Material und Methoden: Die Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) in Braunschweig betreibt ein Wasser-Kalorimeter als Primärnormal zur Messung der Wasser-Energiedosis in hochenergetischen Photonenfeldern [3]. Unter Verwendung dieses Kalorimeters können k_Q-Faktoren für individuelle Ionisationskammern mit sehr kleiner Unsicherheit bestimmt werden [4]. Da dieses kalorimetrische Verfahren jedoch sehr aufwändig ist, wird es in der Regel nur für die Messung der individuellen k_Q-Faktoren einiger ausgewählter Sekundärnormale angewandt.
Unter Verwendung dieser Sekundärnormale können jedoch k_Q-Faktoren für andere Ionisationskammern bestimmt werden, wobei der Aufwand etwa dem zweier Dosismessungen entspricht. Die relative Standardmessunsicherheit der so ermittelten k_Q-Faktoren ist im Vergleich zu einer direkten Bestimmung mit dem Primärnormal um weniger als 0,1 % erhöht.
Die Vorgehensweise basiert darauf, dass mit dem Sekundärnormal und der zu untersuchenden Ionisationskammer unter gleichen Bedingungen derselbe Wert der Wasser-Energiedosis gemessen wird, d.h. nach dem in [1] oder [2] beschriebenen Formalismus soll gelten:

$$\left(N \cdot M \cdot k_r \cdot k_\rho \cdot k_\mathrm{P} \cdot k_\mathrm{S} \cdot k_\mathrm{Q}\right)_\mathrm{sek} = \left(N \cdot M \cdot k_r \cdot k_\rho \cdot k_\mathrm{P} \cdot k_\mathrm{S} \cdot k_\mathrm{Q}\right)_\mathrm{test} . \quad (1)$$

Hierbei sind N die im ^{60}Co-Feld ermittelten Kalibrierfaktoren des Sekundärnormals („sek“) und der zu untersuchenden Ionisationskammer („test“) und M die Anzeigen dieser Kammern im hochenergetischen Photonenfeld der Strahlungsqualität Q. Die Bedeutung der in Gl. (1) auftretenden Korrektionsfaktoren kann [1] oder [2] entnommen werden, die Werte dieser Faktoren (außer $(k_Q)_\mathrm{test}$) sind bekannt bzw. können experimentell bestimmt werden. Aus Gl. (1) kann somit der interessierende Korrektionsfaktor $(k_Q)_\mathrm{test}$ bestimmt werden.
Mit diesem Verfahren wurden für jeweils 3 Ionisationskammern der Typen PTW 30012, PTW 30013, PTW 30015, PTW 30016, PTW 31010, PTW 31013 und PTW 31015 individuelle k_Q-Faktoren ermittelt. Die Messungen erfolgten in den Photonenstrahlungsfeldern der in der PTB vorhandenen klinischen Linearbeschleuniger vom Typ Elekta Precise mit nominellen Beschleunigungsspannungen von 4 MV, 6 MV, 8 MV, 10 MV, 15 MV und 25 MV. Die Messungen erfolgten unter den in [2] definierten Referenzbedingungen in einem Wasserphantom, dessen Oberfläche sich in einem Abstand von 100 cm zur Strahlungsquelle befand. Die Feldgröße an der Phantomoberfläche betrug 10 cm × 10 cm, die Ionisationskammern wurden so positioniert, dass sich ihr Bezugspunkt in der Referenztiefe 10 cm befand. Alle Kammeranzeigen wurden auf die Anzeige einer Transmissions-Monitorkammer normalisiert, die sich am Geräteträger des Strahlerkopfes befand [5].

Die in Gl. (1) benötigten Kalibrierfaktoren N aller Ionisationskammern wurden im ^{60}Co-Referenzstrahlungsfeld der PTB bestimmt [6].

Ergebnisse: Nach Gl. (1) wurden für jede Ionisationskammer individuelle k_Q-Faktoren berechnet. Die k_Q-Faktoren für verschiedene Ionisationskammern desselben Typs variierten um nicht mehr als ca. 0,2 %, so dass die Angabe typspezifischer Werte (die für alle Kammern des jeweiligen Typs gelten) gerechtfertigt ist. Diese Feststellung stimmt mit früheren Untersuchungen überein [7].
Die typspezifischen k_Q-Faktoren der untersuchten Ionisationskammertypen (Mittelwerte der individuellen k_Q-Faktoren) sind für die verwendeten Photonenstrahlungsfelder in Tabelle 1 angegeben (nicht alle Kammern wurden in allen Photonenstrahlungsfeldern untersucht).

nominelle Beschleunigungsspannung	4 MV	6 MV	8 MV	10 MV	15 MV	25 MV
Strahlungsqualitätsindex Q	0,638	0,683	0,714	0,733	0,760	0,799
PTW 30012		0,9904		0,9830		0,9641
PTW 30013		0,9839		0,9744		0,9570
PTW 30015		0,9901		0,9801		0,9649
PTW 30016	0,9944	0,9897	0,9860	0,9808	0,9760	0,9653
PTW 31010		0,9866		0,9781		0,9573
PTW 31013		0,9868		0,9774		0,9601
PTW 31015	0,9959	0,9882	0,9826	0,9808	0,9736	0,9611

Tab. 1: Typspezifische k_Q-Faktoren der hier untersuchten Ionisationskammertypen

Die relative Standardmessunsicherheit der in Tabelle 1 angegebenen k_Q-Faktoren wurde entsprechend dem „Guide to the expression of uncertainty in measurement“ (GUM) ermittelt, sie beträgt 0,4 %.
Die hier ermittelten k_Q-Faktoren ergänzen die vorhandene Datenbasis der (von anderen Autoren) experimentell [8] oder durch moderne Monte-Carlo-Simulationen des Strahlungstransports [9,10] bestimmten k_Q-Faktoren. In den Fällen, in denen die untersuchten Ionisationskammertypen und Strahlungsqualitäten dieselben sind, besteht eine ausgezeichnete Übereinstimmung der in dieser Arbeit ermittelten k_Q-Faktoren mit anderen aus der Literatur bekannten Werten; Abbildung 1 verdeutlicht dies am Beispiel des Ionisationskammertyps PTW 31010.

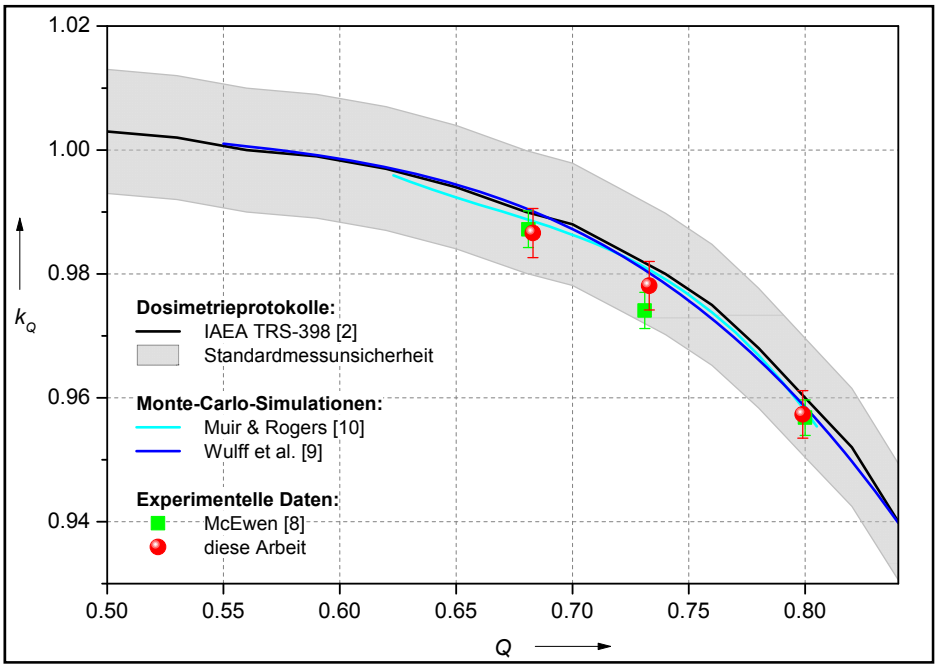


Abb. 1: Vergleich der in dieser Arbeit bestimmten k_Q-Faktoren für Kammern des Typs PTW 31010 mit Literaturwerten. Die grau hinterlegte Fläche stellt die Messunsicherheit der gegenwärtig in den Dosimetrieprotokollen verwendeten k_Q-Faktoren dar.

An dieser Stelle muss darauf hingewiesen werden, dass bei einem Vergleich (oder der Anwendung) von k_Q-Faktoren beachtet werden muss, in welchem Kontext (d.h. im Rahmen welches Dosimetrieprotokolls)

diese gelten. So unterscheiden sich z.B. die Dosimetrieprotokolle DIN 6800-2 [1] und IAEA TRS-398 [2] durch die Positionierungsvorschrift der Ionisationskammer bei der Messung: Während nach IAEA TRS-398 der Bezugspunkt (d.h. der Mittelpunkt) der Ionisationskammer an den Messort gebracht wird, wird nach DIN 6800-2 der Bezugspunkt in eine um den halben Innenradius der Ionisationskammer größere Tiefe gebracht (Messortverschiebung). Auf Grund der unterschiedlichen Anzeigen bei diesen beiden Positionierungsvorschriften würden sich somit im Kontext der beiden Dosimetrieprotokolle nach Gl. (1) unterschiedliche k_Q-Faktoren ergeben. In der Regel gelten die in Publikationen angegebenen k_Q-Faktoren für eine Positionierung der Kammer mit dem Bezugspunkt am Messort (wie in IAEA TRS-398), um Unklarheiten über die genaue Messortverschiebung einer Kammer zu vermeiden. Dies gilt auch für die in Tabelle 1 angegebenen k_Q-Faktoren, die deshalb *nicht ohne Weiteres* für Dosismessungen nach der Norm DIN 6800-2 verwendet werden dürfen – sie müssen zunächst für die Verwendung mit DIN 6800-2 umgerechnet werden.

Zusammenfassung: Für je drei Ionisationskammern sieben verschiedener, in der Praxis häufig eingesetzter Typen wurden individuelle k_Q-Faktoren in hochenergetischen Photonenstrahlungsfeldern bestimmt. Die relative Standard-Messunsicherheit dieser experimentell bestimmten k_Q-Faktoren beträgt 0,4 % und ist damit deutlich geringer als die in DIN 6800-2 [1] oder IAEA TRS-398 [2] angegebene Unsicherheit. Die Ergebnisse zeigen, dass für die untersuchten Ionisationskammern die exemplarspezifische Schwankung der k_Q-Faktoren im Rahmen der Messunsicherheit vernachlässigt werden kann, was die Angabe typspezifischer Werte für den Korrektionsfaktor k_Q erlaubt. Die experimentell ermittelten Werte stimmen sehr gut mit den Ergebnissen neuerer Monte-Carlo-Rechnungen und anderen publizierten experimentellen Werten überein.

Literatur

[1] Deutsches Institut für Normung: DIN 6800-2. Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung — Teil 2: Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern. Beuth Verlag, Berlin (2008)

[2] International Atomic Energy Agency: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water. Technical Reports Series No. 398, IAEA, Wien (2000), http://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/trs398_scr.pdf

[3] A. Krauss: The PTB water calorimeter for the absolute determination of absorbed dose to water in ^{60}Co radiation. Metrologia 43 (2006), 259–272

[4] A. Krauss, R.-P. Kapsch: Calorimetric determination of k_Q factors for NE 2561 and NE 2571 ionization chambers in 5 cm × 5 cm and 10 cm × 10 cm radiotherapy beams of 8 MV and 16 MV photons. Phys. Med. Biol. 52 (2007), 6243–6259

[5] R.-P. Kapsch, A. Krauss: On the performance of monitor chambers to measure the output of medical linear accelerators for high-precision dosimetric investigations. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Munich, September 7 - 12, 2009, IFMBE Proceedings 25/I, 85-88, Springer (2009)

[6] C. Kessler, P.J. Allisy, D.T. Burns, A. Krauss, R.-P. Kapsch: Comparison of the standards for absorbed dose to water of the PTB, Germany and the BIPM for ^{60}Co γ rays. Metrologia 43 (2006), Tech Suppl. 06005

[7] R.-P. Kapsch, C. Pychlau: Exemplarstreuung von k_Q-Werten. In: B. Kollmeier (Hrsg.): Medizinische Physik 2008, Proceedings der Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik, Oldenburg (2008) [CD-ROM]

[8] M. R. McEwen: Measurement of ionization chamber absorbed dose k_Q factors in megavoltage photon beams. Med. Phys. 37 (2010), 2179–2193

[9] J. Wulff, J. T. Heverhagen, K. Zink: Monte-Carlo-based perturbation and beam quality correction factors for thimble ionization chambers in high-energy photon beams. Phys. Med. Biol. 53 (2008), 2823–2836

[10] B. R. Muir, D. W. O. Rogers: Monte Carlo calculations of k_Q, the beam quality conversion factor. Med. Phys. 37 (2010), 5939–5950

23 Referenzdosimetrie in klinischen Photonenfeldern – ein neuer Ansatz zur Ermittlung des Korrektionsfaktors k_Q

W. Sperling[1], K. Zink[1,2], J. Wulff[1,3]
[1]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen
[2]Universitätsklinikum Gießen-Marburg, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg
[3]Varian Medical Systems, Particle Therapy GmbH, Bergisch Gladbach

Einleitung: Für die Dosimetrie unter Referenzbedingungen wird nach den aktuellen Dosimetrieprotokollen [1,2] ein Korrektionsfaktor k_Q benötigt, welcher das veränderte Ansprechvermögen von Ionisationskammern auf klinische Spektren im Unterschied zur Bezugs-Strahlungsqualität ^{60}Co berücksichtigt. Der Korrektionsfaktor k_Q ist in Abhängigkeit vom Strahlungsqualitätsindex Q bzw. dem Index $TPR_{20,10}$ in den Dosimetrieprotokollen tabellarisch für eine Vielzahl von Ionisationskammern hinterlegt.
Die Charakterisierung der primären spektralen Photonenfluenz durch den Index Q ist dabei eine notwendige Vereinfachung, die darauf zurückzuführen ist, dass bis dato die Bestimmung der spektralen Fluenz in der Klinik nicht mit der notwendigen Genauigkeit möglich war. In einer neueren Arbeit haben Ali und Rogers [3] ein Verfahren vorgestellt, das es erlaubt, die spektrale Photonenfluenz aus gemessenen Tiefendosiskurven zu extrahieren. Bei Bekanntsein des energie-spezifischen Ansprechvermögens von Ionisationskammern, ergibt sich damit die Möglichkeit, beschleunigerspezifische Korrektionsfaktoren k_Q zu berechnen. Diese ergeben sich einfach als gewichtete Summe der in der Klinik bestimmten primären spektralen Photonenfluenz und der Ansprechfunktion R der Ioniosationskammer.
Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Monte Carlo basierte Evaluation des genannten Verfahrens zur Berechnung der Korrektionsfaktoren k_Q. Hierzu wurde die Ansprechfunktion R exemplarisch für eine Ionisationskammer bestimmt und die k_Q-Faktoren für eine große Zahl von klinischen Photonenspektren berechnet. Zur Verifikation des Verfahrens sind die Korrektionsfaktoren k_Q mittels Monte Carlo Simulation im Wasserphantom konventionell nach dem in [4] beschriebenen Verfahren berechnet worden.

Material und Methoden:
Die Bestimmung des Korrektionsfaktors k_Q mittels Monte Carlo Simulation basiert auf der folgenden Gleichung:

$$k_Q = \frac{\left(\frac{D_w}{D_{det}}\right)_Q}{\left(\frac{D_w}{D_{det}}\right)_{Co60}} \quad (1)$$

Darin bedeutet D_w die Wasser-Energiedosis und D_{det} die Ionendosis im luftgefüllten Volumen der Ionisationskammer. Q ist der Strahlungsqualitätsindex, der sich aus dem Verhältnis der Detektordosis in 20 und 10 cm in einem Wasserphantom ergibt [2]:

$$Q = TPR_{20,10} = \frac{(D_{det})_{20\,cm}}{(D_{det})_{10\,cm}} \quad (2)$$

Der Index Co60 bezieht sich auf die Bezugs-Strahlungsqualität ^{60}Co. Die Bestimmung der Größen D_{det} bzw. D_w erfolgt dabei unter Bezugs- bzw. Referenzbedingungen [2]. Ist die energieabhängige Ansprechfunktion $R(E)$ sowohl des Detektors als auch von Wasser bekannt, so lässt sich Gleichung (1) wie folgt schreiben:

$$k_Q = \frac{\left(\frac{D_w}{D_{det}}\right)_Q}{\left(\frac{D_w}{D_{det}}\right)_{Co60}} = \frac{\left(\frac{\sum \Phi(E_i) * R_W(E_i)}{\sum \Phi(E_i) * R_{det}(E_i)}\right)_Q}{\left(\frac{D_w}{D_{det}}\right)_{Co60}} \quad (3)$$

Darin bedeutet □ die spektrale Photonenfluenz des primären Photonenspektrums.
Sämtliche in Gleichung (2) und (3) enthaltenen Größen sind mittels Monte Carlo Simulation berechenbar. In der vorliegenden Arbeit ist eine modifizierte Version des usercodes egs_chamber [5] des Monte Carlo codes EGSnrc [6] für die Simulationen genutzt worden. Die Ansprechfunktion $R_{det}(E_i)$ wurde exemplarisch für eine Kompaktkammer PTW 31010 berechnet. Die Kammer wurde nach Herstellerangaben mit Hilfe der egs++ Bibliothek [7] modelliert und das Ansprechen unter den in DIN 6800-2 angegebenen Referenz- und Bezugsbedingungen für primäre, monoenergetische Photonen im Energiebereich 0,3-18,5 MeV berechnet. Analog ist die Ansprechfunktion $R_w(E_i)$ für ein Wasservoxel der Größe 0,026cm^3 berechnet worden. Um eine kontinuierliche Funktion der primären Photonenenergie E zu erhalten, sind die aus der Monte Carlo Simulation resultierenden Werte der Ansprechfunktion R durch eine Splinefunktion angepasst worden.

Um auch eine schnelle Berechnung des Strahlungsqualitätsindex Q nach Gleichung (2) zu ermöglichen, sind zusätzlich die Ansprechfunktionen R_w von Wasservoxeln nach den in [2] angegebenen Geometrien zur *TPR*-Bestimmung berechnet worden.
Zur Evaluation des Verfahrens der k_Q-Bestimmung mittels berechneter Ansprechfunktionen R ist der Strahlungs-Qualitätsfaktor k_Q für eine Vielzahl von Spektren aus der Arbeit von Ali und Rogers [3] auch direkt gemäß Gleichung (1) berechnet worden. Der Strahlungsqualitätsindex *Q* der verwendeten Spektren ist entsprechend Gleichung (2) für die verwendeten Spektren bestimmt worden. Zur Simulation der Werte für die Bezugs-Strahlungsqualität ^{60}Co ist das ^{60}Co-Gammaspektrum von Mora et al eingesetzt worden [8].
Sämtliche in dieser Arbeit verwendeten primären Bremsstrahlungsspektren sind der Arbeit von Ali und Rogers [3] entnommen.

Ergebnisse und Diskussion:
In Abbildung 1 ist die mittels Monte Carlo Simulation berechnete Ansprechfunktion der Ionisationskammer PTW31010 (V=0.125cm^3) und eines Wasservoxels (V=0,026cm^3) als Funktion der primären Photonenenergie E dargestellt. Da die Änderung der Ansprechfunktion bei kleinen Photonenenergien größer ist, erfolgte eine logarithmische Aufteilung der Stützstellen. Um eine kontinuierliche Funktion der Energie E zu erhalten, sind die gezeigten Ansprechfunktionen *R* mittels Spline-Interpolation approximiert worden.
Abbildung 2 zeigt die nach beiden beschriebenen Verfahren berechneten Werte des Strahlungs-Korrektionsfaktors k_Q in Abhängigkeit des Strahlungsqualitätsindex $TPR_{20,10}$ für primäre klinische Photonenspektren der Grenzenergie 4,6,10,15 und 18 MV. Wie auch der Tabelle 1 zu entnehmen ist, stimmen die auf der Ansprechfunktion *R* basierenden Ergebnisse im Rahmen der angegebenen Unsicherheit sehr gut mit den Werten der „direkten“ Monte-Carlo-Berechnung überein.

Anhang 1

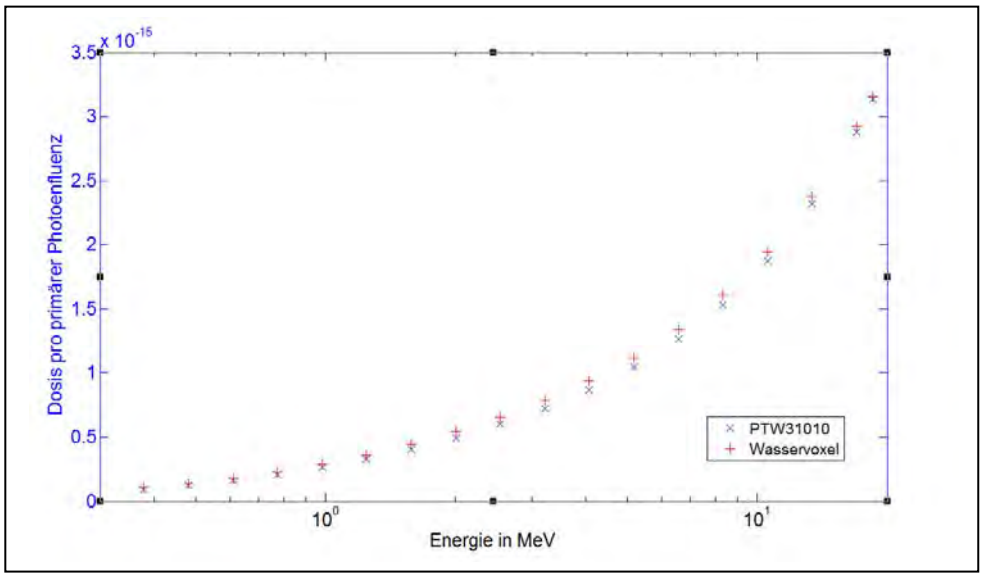


Abb. 1 Ansprechfunktion R *der Ionisationskammer PTW31010 und eines Wasservoxels als Funktion der primären Photonenenergie E.*

Anhang 2

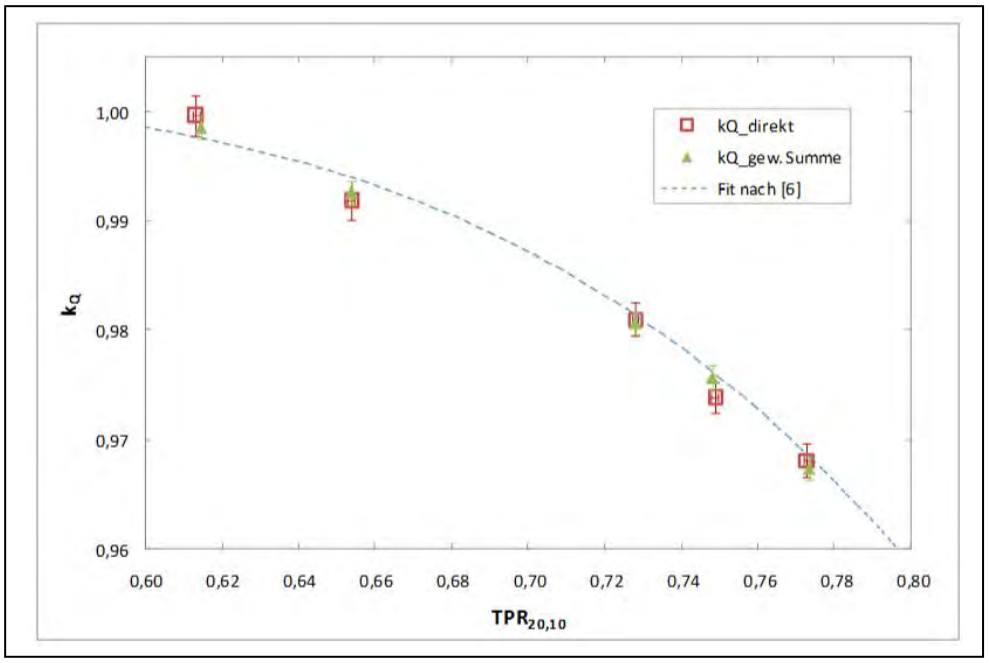


Abb. 2 Korrektionsfaktor k_Q in Abhängigkeit von $TPR_{20,10}$ für PTW31010, Gegenüberstellung der Verfahren: der direkten Simulation der Werte, der gewichteten Summe sowie dem fit aus [6]

Anhang 3

	Spektrum	$TPR_{20,10}$	$\Delta TPR_{20,10}$	k_Q	Δk_Q
Direkte Berechnung	4 MV	0,6131	0,0010	0,9997	0,0018
	6 MV	0,6536	0,0010	0,9919	0,0018
	10 MV	0,7278	0,0008	0,9811	0,0015
	15 MV	0,7485	0,0010	0,9739	0,0014
	18 MV	0,7726	0,0009	0,9681	0,0015
Ansprech-funktion R	4 MV	0,6144	0,0003	0,9986	0,0011
	6 MV	0,6537	0,0003	0,9926	0,0011
	10 MV	0,7279	0,0004	0,9807	0,0011
	15 MV	0,7481	0,0004	0,9757	0,0011
	18 MV	0,7733	0,0004	0,9674	0,0011

Tab. 1 Gegenüberstellung der mit den unterschiedlichen Verfahren bestimmten Strahlungs-Korrektionsfaktoren k_Q und Strahlungs-Qualitätsindizes $TPR_{20,10}$.mit den zugehörigen Unsicherheiten. Die verwendeten Spektren entstammen der Arbeit von Ali und Rogers [3].

Zusammenfassung und Aussicht: Es wurde ein Verfahren entwickelt mit dem für beliebige primäre therapeutische Photonenspektren ein individueller Strahlungs-Korrektionsfaktor k_Q bestimmt werden kann. Das Verfahren basiert auf der Anwendung einer mittels Monte Carlo Simulation bestimmten Ansprechfunktion $R(E_i)$ der verwendeten Ionisationskammer. Der Wert des Strahlungs-Korrektionsfaktor k_Q ergibt sich bei dem Verfahren als gewichtete Summe der primären Photonenfluenz und der Ansprechfunktion R. Die primäre Photonenfluenz klinischer Beschleuniger kann dabei nach dem Verfahren von Ali und Rogers [3] in der Klinik bestimmt werden.
Das Verfahren bietet die Möglichkeit, zukünftig nur mehr die Ansprechfunktionen der eingesetzten Ionisationskammern zur Verfügung zu stellen, und damit aus der in der Klinik bestimmten primären spektralen Photonenfluenz den Wert k_Q beschleuniger-spezifisch zu ermitteln.

Literatur

[1] DIN 6800-2: Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung – Teil 2: Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern. DIN Deutsches Institut für Normung 2008
[2] IAEA TRS-398 Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards od Absorbed Dose to Water. International Atomic Energy Agency IAEA, Vienna 2004.
[3] Ali E S M, Rogers D W O, Functional forms for photon spectra of clinical linacs. Phys. Med. Biol. 57 (2012) 31–50
[4] Wulff J, Heverhagen J T, Zink K, Monte-Carlo-based perturbation and beam quality correction factors for thimble ionization chambers in high-energy photon beams. Phys. Med. Biol. 53 (2008) 2823–2836
[5] Wulff J, Zink K, Kawrakow I, Efficiency improvements for ion chamber in high energy photon beams. Med. Phys. 35 (2008) 1328-1336
[6] Kawrakow I, Mainegra-Hing E, Rogers D W O, Tessier F and Walters B R B. The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport National Research Council of Canada, Report PIRS-701 (2010)
[7] I. Kawrakow, E. Mainegra-Hing, F. Tessier and B.R.B. Walters, The EGSnrc C++ class library, NRC Report PIRS-898, Ottawa, Canada, 2013
[8] Mora G M, Maio A and Rogers D W O 1999 Monte Carlo simulation of a typical 60-Co therapy source. Med.Phys. 26 2494–502

24 Herausforderungen in der Dosismetrie – Flattening-Filter-Freier Linearbeschleuniger – eine Monte-Carlo basierte Untersuchung

D. Czarnecki[1], K. Kleinert [1], W. Sperling[1], K. Zink[1,2]
[1]Technische Hochschule Mittelhessen, IMPS, Gießen
[2]Universitätskliniken Gießen und Marbug GmbH, Marburg

Fragestellungen: Ausgleichsfilterfreie Linearbeschleuniger (Flattening Filter Free Linear Accelerator – FFF LINAC) werden zunehmend in der klinischen Strahlentherapie mit Photonen eingesetzt. Die von Linearbeschleunigern ohne Ausgleichsfilter produzierten Strahlenfelder weisen grundsätzliche Unterschiede zu konventionellen Linearbeschleunigern mit Ausgleichsfiltern auf. Bei den Erstgenannten Linearbeschleunigern entfällt die durch den Ausgleichsfilter verursachte Aufhärtung der Strahlung. Aus diesem Grund entsteht eine veränderte spektrale Energiefluenz mit einer geringeren mittleren Energie. Desweiterem ist die Dosisverteilung eines ausgleichsfilterfreien Linearbeschleunigers nicht homogen daher können die Strahlenqualitätsindikatoren $TPR_{20,10}$ und $\%dd10_x$ aktueller Dosimetrieprotokolle [1,2] möglicherweise nicht geeignet sein, das Verhältnis der Massenstoßbremsvermögen von Wasser zu Luft $s_{w,a}$ in ausgleichsfilterfreier Linearbeschleuniger korrekt vorherzusagen, da die Variation der Energiefluenz durch diese Strahlenqualitätsindikatoren nicht ausreichend berücksichtigt wird [3,4]. Infolgedessen kann der Korrektionsfaktoren k_Q der Strahlungsqualität, welche nach [2] aus dem Gewebe-Phantom-Verhältnis $TPR_{20,10}$ bestimmt wird, nicht ohne Korrekturen in ausgleichsfilterfreien Linearbeschleunigern bestimmt werden [3].
In dieser Arbeit wurden mittels Monte-Carlo-Methode das Stoßbremsvermögen sowie der Korrektionsfaktor k_Q in Abhängigkeit vom Gewebe-Phantom-Verhältnis $TPR_{20,10}$ für den Linearbeschleuniger Clinac 2100 des Herstellers Varian (Palo Alto, USA) mit und ohne Ausgleichsfilter exemplarisch für einen Ionisationskammertyp berechnet. Darüber hinaus ist der Korrektionsfaktor k_Q als Funktion von $TPR_{20,10}$ für eine Vielzahl von Beschleunigerspektren [10] sowohl mit als auch ohne Ausgleichsfilter berechnet worden

Material und Methoden: Die in dieser Arbeit durchgeführten Monte-Carlo-Simulationen wurden mit dem Programmpaket EGSnrc/BEAMnrc [5,6] umgesetzt. Der Strahlungstransport in verschiedenen Linearbeschleunigermodellen mit nominellen Energien von 6 , 10 und 20 MeV des Linearbeschleunigerkopfes Varian Clinac wurde mit BEAMnrc simuliert. Dabei wurden die Linearbeschleuniger nach den Angaben der Hersteller modelliert. Das Flattening-Filter-Freie Model des Linearbeschleunigers wurde vereinfacht realisiert, indem aus dem konventionellen Linearbeschleuniger der Ausgleichsfilter entfernt wurde. Da Ziel dieser Arbeit ein qualitativer Vergleich eines ausgleichfilterfreien mit einem konventionellen Linearbeschleuniger war, wurden die auf Monte-Carlo-Simulationen basierenden virtuellen Linearbeschleuniger nicht an Messungen realer Linearbeschleunigerdaten angepasst.
Der weitere Strahlentransport im Wasserphantom zur Bestimmung der Verhältnisse der Massenstoßbremsvermögen von Wasser zu Luft $s_{w,a}$ wurde mit dem Anwendercode SPRRZnrc [7] des EGSnrc Programmpakets durchgeführt. Die Dosisdeposition im Wasserphantom sowie im sensitiven Volumen ($125 mm^3$) der Semiflex Ionisationskammer 31010 der Firma PTW (Freiburg) wurde mit dem Anwendercode egs_chamber [8] berechnet. Die Ionisationskammer wurde mit dem Geometriepaket egs++ [9] modelliert. Als Strahlenquelle diente zum einen das komplette BEAMnrc Model des Linearbeschleunigers zum anderen nach Ali et al [10] berechnete Photonenspektren. Die Wasserenergiedosis im Phantom wurde in einem zylindrischen Wasservoxel mit einem Durchmesser von 1 mm und einer Höhe von 0.5 mm bestimmt.

Ergebnisse: In Abbildung 1 ist das mittels Monte-Carlo-Methode berechnete Verhältnis der Massenstoßbremsvermögen von Wasser zu Luft $s_{w,a}$ in Abhängigkeit vom Gewebe-Phantom-Verhältnis $TPR_{20,10}$ dargestellt. Für die Berechnungen wurde der Strahlentransport durch den kompletten Linearbeschleunigerkopf des ausgleichsfilterfreien Linearbeschleunigers bei einer nominellen Energie von 4, 6, 10, und 20 MeV sowie des konventionellen Linearbeschleunigers bei einer nominellen Energie von 4, 6, 10, 15 und 20 MeV simuliert. Die Ergebnisse zeigen erwartungsgemäß einen geringen Unterschied zwischen den Stoßbremsvermögensverhältnissen $s_{w,a}$ in Abhängigkeit vom $TPR_{20,10}$ für die Linearbeschleuniger mit und ohne Ausgleichsfilter. Ob sich die Abhängigkeit des Stoßbremsvermögensverhältnisses $s_{w,a}$ vom $TPR_{20,10}$ für konventionelle Linearbeschleuniger von der für ausgleichsfilterfreie Linearbeschleuniger signifikant unterscheidet, ist auf Grundlage der vorhandenen Daten derzeit nicht abschließend zu beurteilen. Hierzu sind weitere Berechungen nötig.
Abbildung 2 zeigt den Korrektionsfaktor k_Q für die Semiflex Ionisationskammer PTW 31010, als Funktion des Gewebe-Phantom-Verhältnisses $TPR_{20,10}$ für die ausgleichsfilterfreien und konventionellen

Linearbeschleuniger. Dabei wurde der Korrektionsfaktor k_Q zum einen aus Photonenspektren nach Ali et al. [10] bestimmt und zum anderen aus der Simulation des Strahlungstransports durch den kompletten Linearbeschleunigerkopf. In Abbildung 2 ist zu sehen, dass der Korrektionsfaktor k_Q für ausgleichsfilterfreie und konventionelle Linearbeschleuniger die gleiche Abhängigkeit vom $TPR_{20,10}$ aufweist. Der berechnete Korrektionsfaktor k_Q aus Simulationen durch den kompletten Linearbeschleunigerkopf und den Photonenspektren der Linearbeschleunger weist eine Abweichung von bis zu 0,3% auf.

Zusammenfassung: Die hier vorgestellten Ergebnisse zeigen, dass der Strahlungsqualitätsindex $TPR_{20,10}$ offensichtlich in unveränderter Form auch für ausgleichsfilterfreie Beschleuniger eingesetzt werden kann, um die Strahlungsqualität zu charakterisieren. Sowohl das Verhältnis der Stoßbremsvermögen $s_{w,a}$ als auch der Strahlungsqualitätsindex k_Q als Funktion des Qualitätsindex $TPR_{20,10}$ folgt für beide Typen von Beschleunigern näherungsweise dem gleichen funktionellen Zusammenhang. Diese Aussage steht derzeit noch im Widerspruch zu den Ergebnissen von Xiong und Rogers [3] und bedarf weiterer Monte Carlo Untersuchungen.

Anhang 1

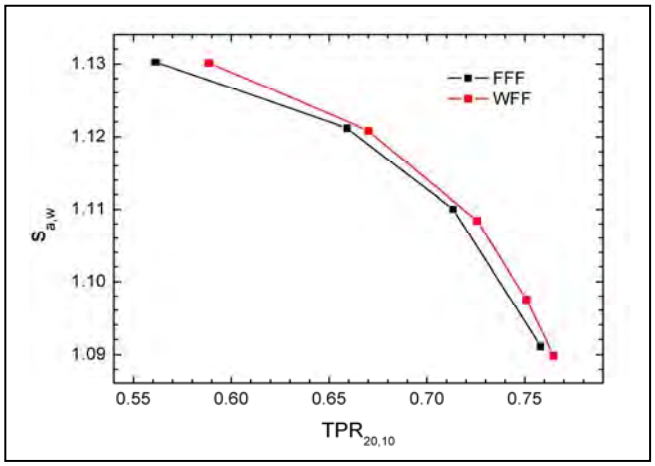


Abb.1: Mittels Monte-Carlo Simulationen berechnetes Verhältnis der Massenstoßbremsvermögen $s_{w,a}$ der Materialien Wasser und Luft in Abhängigkeit vom Gewebe-Phantom-Verhältnis $TPR_{20,10}$ für das Strahlenfeld eines ausgleichsfilterfreien sowie eines konventionellen Linearbeschleunigers (FFF respektive WFF). Die stochastische Unsicherheit entspricht der Symbolgröße.

Anhang 2

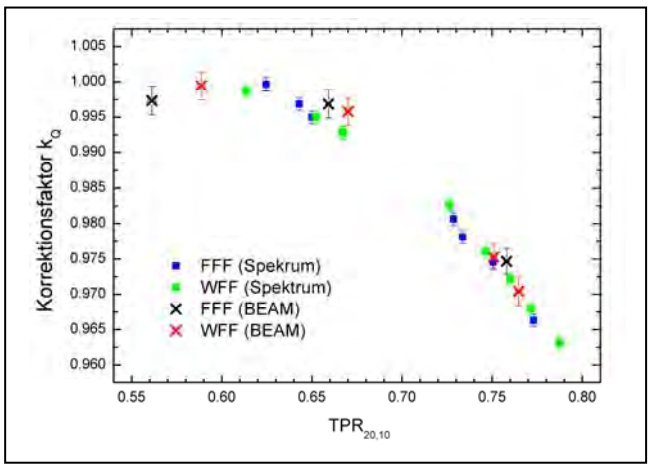


Abb.2: Mittels Monte-Carlo-Simulationen ermittelter Korrektionsfaktor k_Q für die Semiflex Ionisationskammer PTW 31010 aufgetragen gegen das Gewebe-Phantom-Verhältnis $TPR_{20,10}$. Für die Berechnung dienten als Strahlenquelle zum einen Photonenspektren (berechnet nach Ali et al [10]) und zum anderen komplette Simulationen des Linearbeschleunigers Varian Clinac mit (WFF) und ohne Ausgleichsfilter (FFF). Die stochastische Unsicherheit des Gewebe-Phantom-Verhältnisses $TPR_{20,10}$ entspricht der Symbolgröße.

Literatur

[1] Andreo, P. et al., Phys. Med. Biol. 47 (2002), S. 3033-3053
[2] Almond, P. R., Biggs P. J., Coursey B. M., Hanson, W. F., Saiful Huq, M., Nath R., & Rogers, D. W. O., Med. Phys. 26 (1999) S. 1847-1870
[3] Xiong, G., & Rogers, D. W. O. (2008). Med. Phys. 35 (2008) 5, S. 2104-2109
[4] Ceberg, C., Johnsson, S., Lind, M., & Knöös, T., Med. Phys. 37 (2010) 3, S. 1164-1168
[5] Kawrakow, I., Rogers, D. W. O., Tessier, F., & Walters, B. R. B. (2013). The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport. NRCC Report PIRS-701, National Research Council of Canada, Ottawa, Canada
[6] Rogers, D. W. O., Walters, B. R. B., & Kawrakow, I. (2013). BEAMnrc Users Manual. NRCC Report PIRS-0509(A)revL, National Research Council of Canada, Ottawa, Canada
[7] Rogers, D. W. O., Kawrakow, I., Seuntjens, J. P., Walters, B. R. B., & Mainegra-Hing, E. (2013). NRC user codes for EGSnrc. NRCC Report No. PIRS-702(revC), National Research Council of Canada, Ottawa, Canada
[8] Wulff, J., Zink, K., & Kawrakow, I., Med. Phys. 35 (2008) 4, S. 1328-1336
[9] Kawrakow I. (2006). EGSnrc C++ class library, NRCC Report PIRS-898, National Research Council of Canada, Ottawa, Canada
[10] Ali E. S. M., & Rogers D. W. O., Phys. Med. Biol. 57 (2012), S. 31-50

25 Strahlungsqualitätsindex bei „Filter-Freien“ (FFF) Beschleunigern?

G. Bruggmoser[1], R. Saum[1]
[1]Uniklinik Freiburg, Strahlenheilkunde, Freiburg

Der Strahlungsqualitätsindex *Q* für hochenergetische Photonenstrahlung wird üblicherweise mit dem „Tissue Phantom Ratio“ ($TPR_{20,10}$) für ein Feld 10 cm x 10 cm bei einem Fokus-Oberflächen-Abstand von 100 cm beschrieben. Dieser Qualitätsindex *Q* dessen Formalismus auf Followill 0 zurückgeht, wird in DIN 6800-2 0, auf ausgeglichene Felder für Beschleuniger mit Ausgleichsfilter bezogen. Im „Ausgleichsfilter-Freien“-(FFF) Modus ist jedoch weiterhin die spektrale Photonen-Verteilung des Beschleunigers auch bei nominal gleicher Beschleunigungsspannung unterschiedlich zu Beschleunigern mit Ausgleichsfilter (WFF). Ein weiteres Problem entsteht dadurch, dass sich bei einigen Beschleuniger-Typen kein ausgeglichenes Referenzfeld der Größe 10 cm x 10 cm einstellen lässt.

Material und Methode: Der Strahlungsqualitätsindex Q wurde an einem Beschleuniger (Varian TrueBeam STX) mit und ohne Ausgleichsfilter unter folgenden Bedingungen im Wasserphantom messtechnisch bestimmt. Die Feldgrößen wurden nach der „Wendepunktmethode“ nach Pönisch 0 bestimmt. Danach kann bis zur Referenzfeldgröße die von der 50%-Linie des Dosisprofils umgebene Fläche zur Definition der Feldgröße herangezogen werden.
Bestimmung von $TPR_{20,10}$ bei 6 MV, 10 MV und 15 MV Photonenstrahlung:
Die Messbedingungen zur Bestimmung des $TPR_{20,10}$ sind in der TRS 398 0 beschrieben.

1) Messungen bei festem Fokus-Kammerabstand 100 cm, in Tiefen 10 cm und 20 cm, Referenzfeldgrösse: 10 cm x 10 cm
    i. WFF-Modus
    ii. FFF-Modus
    iii. Mit IMRT-Technik ausgeglichenes Feld im FFF-Modus
2) Messungen bei festem Fokus-Kammer-Abstand 100 cm, in Tiefen von 10 cm und 20 cm, Feldgrößen: 4 cm x 4 cm, 6 cm x 6 cm, 8 cm x 8 cm
    i. WFF-Modus
    ii. FFF-Modus
3) Messungen einer Tiefendosisverteilungen bei der Referenzfeldgröße 10 cm x 10 cm im Fokus-Oberflächen-Abstand 100 cm
    i. Anzeigen auf den Tiefendosiskurven in Tiefen von 10 cm bzw. 20 cm,

Auswertungen:
Zu 1) Bestimmung von $TPR_{20,10}$
Zu 2) Bestimmung des Qualitätsindex Q mit Hilfe der Gleichung nach Sauer 0
Zu 3) Bestimmung des Qualitätsindex Q mit Hilfe der Gleichung nach DIN 6800-2 0 / Followill 0

Ergebnis: Unter Anwendung aller o.g. Methoden bei Beschleunigern mit und ohne Ausgleichsfilter kann der Qualitätsindex *Q* nach dem in DIN 6800-2 beschriebenen Verfahren in guter Näherung bestimmt werden. Kann kein Referenzfeld (10cm x 10cm) eingestellt werden, kann das Verfahren nach Sauer 0 zur Bestimmung von *Q* herangezogen werden.
Die maximale Abweichung der bestimmten *Q*-Werte zu dem mit IMRT-Technik ausgeglichenen Feld betrug 0,7 %. Wird z.B. mit einer 0,125 cm³-Kammer $k_{Q,R}$ bestimmt, beträgt die Abweichung, die im Fehlerbudget berücksichtigt werden muss, weniger als 0,5 %.

Anhang

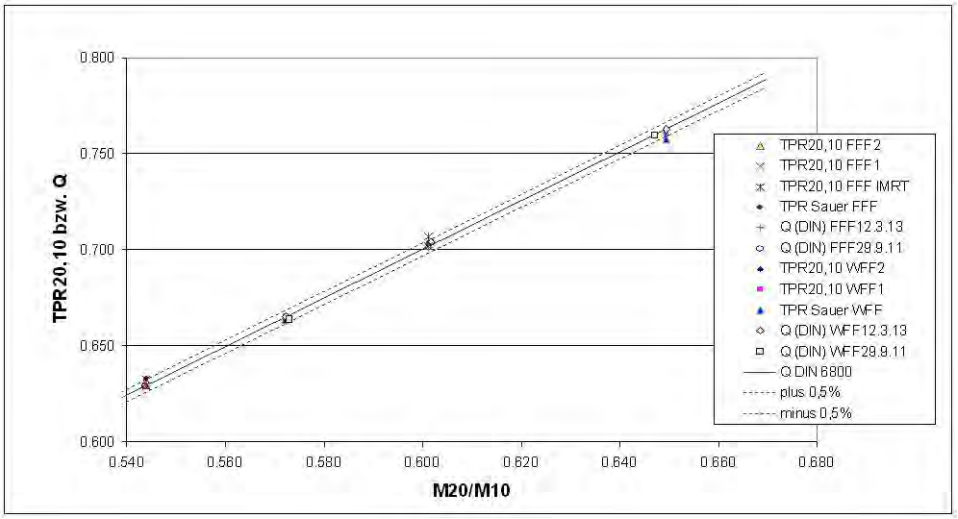


Abb. Strahlungsqualitätsindex Q nach DIN 6800-2 sowie Bestimmung von $TPR_{20,10,}$ bzw. Q für einen Beschleuniger mit (WFF) und ohne Ausgleichsfilter (FFF) bei 6 MV, 10 MV und 15 MV Photonenstrahlung

Literatur

[1] DIN 6800-2, Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung - Teil 2: Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern.
[2] Followill, D. S., Tailor, E. C., Tello, V. M., Hanson, W. M. (1998): An empirical relationship for dete International Atomic Energy Agency (IAEA) TRS-398 (2004): Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. IAEA Vienna.
[3] International Atomic Energy Agency (IAEA) TRS-398 (2004): Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. IAEA Vienna.
[4] Pönisch, F., Titt, U., Vassiliev O.N., Kry S.F., Mohan R. 8(2006) Properties of unflttened photon beams shaped by a multileaf collimator. Med. Phys. 33 (6) 1738 - 46.
[5] Sauer, O.A. (2009): Determination of the quality index Q for photon beams at arbitrary field sizes. Med. Phys. 36 4168-4172.

26 The volume-dependent correction factor k_V of photon dosimetry – derivation from a convolution model and evaluation for narrow fields

H. K. Looe[1], D. Harder[1,2], B. Poppe[1]
[1]Carl von Ossietzky University and Pius-Hospital, WG Medical Radiation Physics, Oldenburg
[2]Georg August University , Medical Physics and Biophysics, Göttingen

Introduction: Narrow photon fields are increasingly common in modern radiation therapy techniques, and their accurate dosimetric characterization is necessary to guarantee the dosimetric consistency of the treatment plans. Small detectors such as compact ionization chambers or solid state dosimeters, for example Si diodes or diamonds, are available for use in narrow photon fields. However, even these small detectors cannot be considered as point-like, but possess finite dimensions that lead to their finite spatial resolution. This has necessitated to introduce the volume-dependent correction k_V as a new factor to be considered in the basic equation of probe-type dosimetry.
In a previous work [1], we have characterized the spatial resolution of various detectors in terms of their dose response function $K(x)$, which represents the convolution kernel converting the true dose profile $D(x)$ into the measured signal profile $M(x)$, and k_V values have been derived on that basis. Furthermore, $K(x)$ has been shown to be a derivate of the more basic kernels $K_D(x)$ and $K_M(x)$ which convert the photon fluence profile $\Phi(x)$ into $D(x)$ respectively $M(x)$. In this work, focused on very narrow photon fields, we will formally derive correction factor k_V from these kernels, and the resulting relationship will be used to calculate and discuss the values of k_V for detectors of different density in photon fields at field sizes competing with the detector dimensions.

Derivation of k_V: Consider a dose measurement in a phantom under ideal conditions, i.e. with a point-like detector and when the range of the secondary electrons is negligible. The dose $D_{ideal}(x)$ at point x is then obtained from the measured signal $M_{ideal}(x)$ of the detector, valid for position x, according to the "basic equation of probe-type dosimetry "[2]:

$$D_{\mathrm{ideal}}(x) = M_{\mathrm{ideal}}(x) \cdot N \cdot \prod_i k_i \cdot k_{\mathrm{NR}} \qquad (1)$$

where N is the calibration factor, the product comprises all classical correction factors k_i (such as, e.g., k_S for incomplete saturation of an ionisation chamber or k_Q for use at a radiation quality differing from that at calibration), and k_{NR} is the correction factor for a measurement under non-reference conditions. However for a non-pointlike detector, an additional correction is needed to compensate for the effect of its limited spatial resolution. This is the factor k_V, with its index V reminding of the prevailing influence of the detector volume in addition to the associated influences of secondary electron transport.
In order to derive a theoretical expression for k_V, we consider the *convolution model*: For a photon pencil beam entering a large absorbing medium such as a water phantom, the production and the transport of the secondary electrons is described by the *dose deposition kernel* $K_D(x)$, which, by mathematical convolution, converts any given photon fluence profile $\Phi(x)$ into the profile $D(x)$ of the absorbed dose to the medium at a given depth. Likewise the signal profile $M(x)$ of a non-pointlike detector, embedded in the same absorbing medium at the same depth, results from the given photon fluence profile $\Phi(x)$ by the convolution with a *signal-generating kernel* $K_M(x)$.
In the presence of a photon fluence profile $\Phi(x) = \Phi_{max}\, p(x)$ and of these convolution kernels, the ratio of the ideal dose profile $D_{ideal}(x)$, shaped like the relative photon fluence profile $p(x)$, and the real dose profile $D(x)$ is given by

$$D_{\mathrm{ideal}}(x)/D(x) = p(x)/\int_{-\infty}^{+\infty} K_{\mathrm{D}}(x-\xi)\,p(\xi)\,d\xi \qquad (2)$$

where $K_D(x-\xi)$ represents the area-normalized dose deposition kernel. Likewise, the ratio of the ideal signal profile $M_{ideal}(x)$, shaped like the relative photon fluence profile $p(x)$, and the real signal profile $M(x)$ is given by

$$M_{\mathrm{ideal}}(x)/M(x) = p(x)/\int_{-\infty}^{+\infty} K_{\mathrm{M}}(x-\xi)\,p(\xi)\,d\xi \qquad (3)$$

where $K_M(x-\xi)$ represents the area-normalized signal-generating kernel. Substituting eqs. (2) and (3) into eq. (1) results in

$$D(x) = M(x) \cdot N \cdot \prod_i k_i \cdot k_{\mathrm{NR}} \cdot \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} K_{\mathrm{D}}(x-\xi)\, p(\xi)\, d\xi}{\int_{-\infty}^{+\infty} K_{\mathrm{M}}(x-\xi)\, p(\xi)\, d\xi} \qquad (4)$$

Therefore, by comparison with eq. (1), the quotient forming the last term represents the sought correction factor $k_V(x)$ that accounts for the width of the convolution kernels $K_D(x\text{-}\xi)$ and $K_M(x\text{-}\xi)$. Particularly, the correction for the reduction of the dose maximum on the central axis (x = 0) of a *symmetric* photon fluence profile (e.g. compensating the error of the measured "output factor" due to finite detector dimensions) is given by

$$k_{\mathrm{V}}(x=0) = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} K_{\mathrm{D}}(\xi)\, p(\xi)\, d\xi}{\int_{-\infty}^{+\infty} K_{\mathrm{M}}(\xi)\, p(\xi)\, d\xi} \qquad (5)$$

Calculation of the convolution kernels: We will now give an example for the application of eq. (5) for a set of detectors in a water phantom. Kernel $K_D(x)$ is well known as the dose profile of a photon pencil beam in water [3], and the Monte-Carlo result for 6 MV photons at 5 cm depth (full secondary-electron buildup) in water is shown in the center of Fig. 1. Also plotted are the convolution kernels $K_M(x)$ at the same depth, Monte-Carlo calculated by simulating the scan of a slit beam over the detector. Figure 1 shows the kernels $K_M(x)$ for the three small cylindrical "voxel" detectors of diameter 2.26 mm and height 2 mm which were considered in [4]. In order to demonstrate the effect of the material's density on the shape of kernel $K_M(x)$, the three cylinders are all filled with water, but with different densities of 1.293 mg/cm³, 1 g/cm³ and 3 g/cm³, thus simulating the densities of air, real water and a solid-state detector. The calculation was performed at 6 MV for consistency with our previous study of the convolution kernels of various detectors [1].

Fig. 1. Dose deposition kernel $K_D(x)$ of a 6 MV photon pencil beam in water at 5 cm depth and kernels $K_M(x)$ for detector voxels of 2.26 mm diameter and 2 mm height filled with water of low, normal and enhanced density at 5 cm depth in water, irradiated with 6 MV photons.

The narrowest profile in Fig. 1 represents the dose deposition kernel $K_D(x)$ in the undisturbed water phantom, whose shape is close to that of a Lorentz function [3]. The wider profiles in Fig. 1 are valid for the three cases of the signal-generating kernel $K_M(x)$; they represent the distributions of the points of origin of the secondary electrons contributing to the detector signal, and each point of origin is weighted with the relative contribution of the associated secondary electron to the signal. In case of the gas-filled voxel, the source region of the secondary electrons is the widest one; it is essentially the region of *the voxel's side walls*, since only relatively few signal-effective secondary electrons have their origin in the gas filling. In the opposite case of enhanced voxel density, the source region of the effective secondary electrons *is compressed towards the center of the voxel*, whereas the contribution from the surrounding water is small. These features of kernel $K_M(x)$ reflect the disturbance of the lateral secondary electron equilibrium by the presence of the detector, i.e. the prevailing inward-directed transport of secondary electrons in case of low voxel density, the prevailing outward-directed transport in case of enhanced voxel density, and the secondary electron equilibrium in case of voxel density equal to that of the surrounding water phantom.

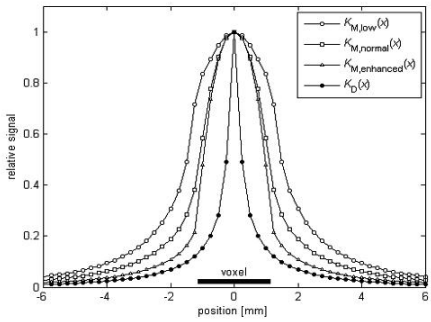
Examples of the correction factor k_V: As a numerical application example for the model of correction factor $k_V(x)$ developed in eqs. (1) to (5), the values of k_V at x = 0 have been calculated according to eq. (5). This was done for the three voxel detectors of 2.26 mm diameter and 2 mm height with low, normal water and enhanced density, for which kernels $K_D(x)$ and $K_M(x)$ have been shown in Fig. 1. It was assumed that the water phantom containing these voxel detectors at depth 5 cm is exposed to *rectangular* photon fluence profiles $p(x)$ of different field widths FW_Φ. As evident from the integrands in eq. (5) for rectangular fluence profiles, a given field width FW_Φ simply "cuts away" all portions of any such convolution integrals outside the field. The cut-away portion of an integral will be largest in case of the widest kernel $K_M(x)$, and it will be smallest in the nominator since $K_D(x)$ is the narrowest of these kernels.

The result of the calculation is shown in Fig. 2 (left panel). The k_V(x=0) values for the cylindrical voxel with normal density (open square symbols) represent merely the correction of the volume-averaging effect owed to the detector's dimensions. As to be expected, they start to rise from value 1 when the field width begins to compete with the width of the associated convolution kernel. The k_V values for the cylindrical voxels with lower or enhanced density are further influenced by the "density effect" caused by the assumed density of water in the sensitive volume. The largest values of the correction appear for the gas-

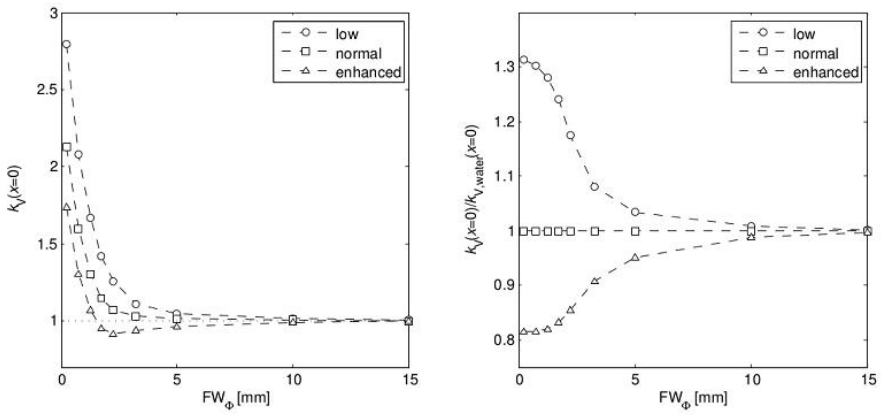
filled volume, because at a given field width FW_Φ the convolution integral in the numerator of eq. 5 suffers the largest cutoff, whereas the lowest values of the correction appear for the highest assumed voxel density, even with a little "swing" of k_V value due to the influence of the nominator.
Another form to present these effects is to plot the relative values $k_V(x=0)/k_{V,water}(x=0)$ as a function of the field width FW_Φ. The result of that is shown in Fig. 2 (right panel) for the same voxel detectors. Corrections $k_V/k_{V,\,water} > 1$ are obtained for low detector density, and corrections $k_V/k_{V,\,water} < 1$ for high detector density. Plots of this type have been Monte-Carlo calculated in a paper by Scott et al [4] at field widths down to 2.5 mm and have been discussed in terms of the violation of secondary electron equilibrium by voxel densities different from that of water. From the work of Pimpinella et al [5] a calculated ratio $k_V/k_{V,\,water} = 0.978$ can be deduced for a synthetic diamond detector at field side length 10 mm, which also corresponds to the regularity illustrated in Fig. 2 (right panel). Clearly, large deviations of $k_V/k_{V,\,water}$ from unity are not desirable in practical dosimetry, and detectors with still better spatial resolution such as radiochromic films might appear as the ultimate way out.
Fig. 2. Left panel: Correction factor $k_V(x=0)$, calculated by eq. (5), for detector voxels of 2.26 mm diameter and 2 mm height with low, water-like and enhanced density as function of the side length $FW_{\square}$ of a rectangular photon field. Right panel: Relative values $k_V(x=0)/\ k_{V,water}\ (x=0)$. Note the strong influence of detector density, which comes in via the competition of the widths of the convolution kernels (Fig. 1) with the field width in the convolution integrals of eq. (5).

Discussion and conclusions: A theoretical expression for the volume-dependent correction factor k_V, needed for the dosimetry of narrow photon fields in extended absorbers such as water phantoms, has been derived under consideration of the *dose-deposition kernel* $K_D(x)$ and the *signal-generating kernel* $K_M(x)$. While the first is the same as the pencil-beam dose profile, the latter accounts for both the volume-averaging effect and the distortion of the field of secondary electrons by the presence of the detector. Its lateral extension may clearly exceed the dimensions of the detector itself due to the points of origin and the ranges of the secondary electrons. As a numerical example we calculate and discuss the field size dependence of factor k_V for very narrow photon fields, whose field widths compete with the widths of kernels $K_D(x)$ and $K_M(x)$. At very narrow field sizes this competition can lead to high, not practicable corrections. This study is being continued. It will be formulated to cover also two-dimensional dose profiles, and other approaches of calculating correction factor k_V will be incorporated.

Anhang 1



Anhang 2



References

[1] Looe H K, Stelljes T S, Foschepoth S, Harder D, Willborn K and Poppe B. The dose response functions of ionization chambers in photon dosimetry - Gaussian or non-Gaussian? Z. Med. Phys. 2013, published online at http://dx.doi.org/10.1016/j.zemedi.2012.12.010

[2] DIN 6800-2 Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung - Teil 2: Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern. Deutsches Institut für Normung, Berlin 2008

[3] Djouguela A, Harder D, Kollhoff R, Foschepoth S, Kunth W, Rühmann A, Willborn K and Poppe B. Fourier deconvolution reveals the role of the Lorentz function as the convolution kernel of narrow photon beams Phys. Med. Biol. 54 (2009) 2807-2827

[4] Scott A J D, Kumar S, Nahum E and Fenwick J. Characterizing the influence of detector density on dosimeter response in non-equilibrium small photon fields Phys. Med. Biol. 57 (2012) 4461-4476

[5] Pimpinella M, Ciancaglioni I, Consorti R, Di Venanzio C, Guerra A S, Petrucci A, Stravato A and Verona-Rinati G. A synthetic diamond detector as transfer dosimeter for D_w measurements in photon beams with small field sizes. Metrologia 49 (2012) S 207 - S210

27 Messung der räumlichen Ansprechfunktion von Ionisationskammern in Photonen- und Elektronenstrahlungsfeldern

S. Ketelhut[1], R.-P. Kapsch[1]
[1]Physikalisch-Technische Bundesanstalt, 6.2 Dosimetrie für Strahlentherapie und Röntgendiagnostik, Braunschweig,

Fragestellungen: Die endliche Ausdehnung von Detektoren kann in der Vermessung von Strahlungsfeldern zu Abweichungen zwischen gemessenem und tatsächlichem Dosisprofil führen. Da bei der Messung über das gesamte Detektorvolumen integriert wird, sind die Abweichungen am größten in Bereichen mit hohem Dosisgradienten, wie der Penumbra von Strahlungsfeldern. Eine genaue Bestimmung der Dosisprofile ist zum Beispiel wichtig für die Anwendung kleiner Felder in der stereotaktischen Strahlentherapie oder der intensitätsmodulierten Strahlentherapie (IMRT), in denen die Dosis in Randbereichen möglichst genau bekannt sein soll, um eine ungewollte Strahlenbelastung von Risikoorganen zu verringern.
Die räumliche Ansprechfunktion des Detektors $K(x)$ kann als Faltungskern benutzt werden, um eine Beziehung zwischen tatsächlichem Dosisprofil $D(x)$ und gemessenem Dosisprofil $D_m(x)$ aufzustellen:

$$D_m(x) = \int D\,(u) \cdot K(u-x)du = D(x) * K(x)$$

Erst durch genaue Kenntnis der Ansprechfunktion kann also das tatsächliche Dosisprofil berechnet werden.
In Monte-Carlo-Simulationen zeigen zylindrische Kammern eine typische Struktur mit drei Peaks an den Positionen der Außenwand und Innenelektrode (für Kammern des Typs PTW31010 in [1] und IC15 in [2]). Experimentell wurden Messkurven vor allem durch Gauss-Kurven [2-4] oder elliptische Funktionen [5,6] beschrieben.
Material und Methoden: Im Rahmen des europäischen Forschungsprojektes “Metrology for radiotherapy using complex radiation fields” (EMRP-HLT09) wurden in der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt (PTB) die Ansprechfunktionen von vier Ionisationskammern der Typen PTW31010, PTW31016, FC65G und NE2561 und einer Siliziumdiode des Typs PTW60012 experimentell bestimmt. Dazu wurden zwei Methoden angewandt und verglichen:

- Bei der Messung hinter einem Spalt wird das räumliche Ansprechvermögen direkt gemessen. Für die Messung der Ansprechfunktion wurden die Kammern hinter Spaltbreiten von 0,1 mm für Photonen und 0,2mm für Elektronen verfahren.
- Bei der Messung hinter einer Bleiziegelkante wird eine Stufenfunktion simuliert. Zur Messung der Stufenfunktion wurden die Kammern aus dem Schatten des Bleiziegels in den Strahl verfahren. Formt der tatsächliche Dosisverlauf $D(x)$ eine perfekte Stufenfunktion, kann der Faltungskern $K(x)$ aus der numerischen Ableitung des gemessenen Dosisverlaufs $D_m(x)$ nach x bestimmt werden [1]:

  $$K(x) = D'_m(x)$$

  Die Gleichung folgt direkt aus der Umformung von obiger Gleichung.

Die Messungen wurden in der PTB in den Photonen- und Elektronenstrahlungsfeldern eines klinischen Linearbeschleunigers vom Typ Elekta Precise durchgeführt. Zur Bestimmung des Ansprechvermögens wurde Photonenstrahlung mit nominellen Beschleunigungsspannungen von 4 MV, 8 MV, und 25 MV sowie Elektronenstrahlung mit nominellen Energien von 6 MeV, 15 MeV, und 20 MeV verwendet. Messungen wurden in Luft und in Wasser durchgeführt (mit Ausnahme der Ionisationskammer des Typs NE2561, die nicht wasserdicht ist). Die Kammern konnten in allen Richtungen hinter dem Spalt bzw. der Kante mit einer Reproduzierbarkeit von 0,01 mm verfahren werden, wobei als kleinste Schrittweite 0,05 mm gewählt wurde.
Zur Interpretation der Ergebnisse werden außerdem Monte-Carlo-Simulationen des Strahlungstransportes mit dem EGSnrc-Code durchgeführt.

Ergebnisse: Die Ansprechfunktionen im Photonenfeld konnten für alle Kammern sowohl in lateraler als auch longitudinaler Richtung bestimmt werden, wobei Messungen sowohl an der Kante als auch am Spalt erfolgreich durchgeführt werden konnten (siehe Abb. 1 für eine Ionisationskammer des Typs NE2561).
Elektronen haben einen hohen Wirkungsquerschnitt in Luft und werden dadurch breiter gestreut. Mathematisch kann das beschrieben werden durch eine Faltung des Fluenzprofils mit einem relativ breiten Faltungskern. Dadurch konnten keine Messungen an der Bleiziegelkante durchgeführt werden, da der tatsächliche Dosisverlauf $D(x)$ sich stark von einer idealen Stufenfunktion unterscheidet. Ein Vergleich der Messungen am Spalt zwischen Elektronen- und Photonenfeld ist in Abb. 2 für eine Kammer des Typs FC65G gezeigt.

Zur Beschreibung der Kurven haben wir einen geometrischen Lösungsansatz gewählt, ähnlich eines Ansatzes von van't Veld *et al.* [2]. Für diesen Lösungsansatz haben wir angenommen, dass die Anzahl der Ionenpaare und damit das Ansprechvermögen proportional zur Strecke ist, die die ionisierende Strahlung innerhalb des Detektors zurücklegt, gewichtet mit Vorfaktoren für verschiedene Materialien, die an die Messkurve angeglichen werden. Da der Aufbau der Kammern konzentrisch ist, ergibt sich eine Summe aus elliptischen Funktionen:

$$K(x) = C_a\left(\sqrt{R_1^2 - x^2} - \sqrt{R_2^2 - x^2}\right) + C_l\left(\sqrt{R_2^2 - x^2} - \sqrt{R_3^2 - x^2}\right)$$
$$+C_i\left(\sqrt{R_3^2 - x^2} - \sqrt{R_4^2 - x^2}\right) + C_l\left(\sqrt{R_3^2 - x^2}\right)$$

Hier stehen C_a , C_l , C_i für die Wichtungsfaktoren der Aussenwand, Luftraum, und Innenelektrode. Nach Erweiterung der Funktion für die konzentrische Spitze, und Faltung mit einem Gauss-Kern ergibt sich die theoretische Kurve in Abb. 1.
Weitere Messungen sind geplant, in denen die Dosisverteilungen hinter dem Spalt und hinter der Kante mit Speicherfolien ausgemessen werden, um mit hoher Auflösung das tatsächliche Dosisprofil $D(x)$ zu messen und mit den entfalteten Messkurven zu vergleichen. Zeitgleich werden Monte-Carlo-basierte Simulationen mit dem EGSnrc-Code durchgeführt, um die Bestandteile der Messkurve zu separieren, wie der Faltungskern der Messkammer, der Faltungskern der Aufstreuung des Strahlungsfeldes, sowie Streuanteile hinter dem Bleiziegel.

Zusammenfassung: Messungen der Ansprechfunktion von vier Ionisationskammern und einer Siliziumdiode wurden für Photonen bei nominellen Beschleunigungsspannungen von 4 MV, 8 MV, und 25 MV und für Elektronen mit nominellen Energien von 6 MeV, 15 MeV, und 20 MeV in Luft und in Wasser durchgeführt. Ein erstes vereinfachtes Interpretationsmodell stimmt gut mit den Messergebnissen überein. Weitere Messungen zur Definition des tatsächlichen Dosisprofils sowie Monte-Carlo-Simulationen sind in Vorbereitung.

Anhang 1

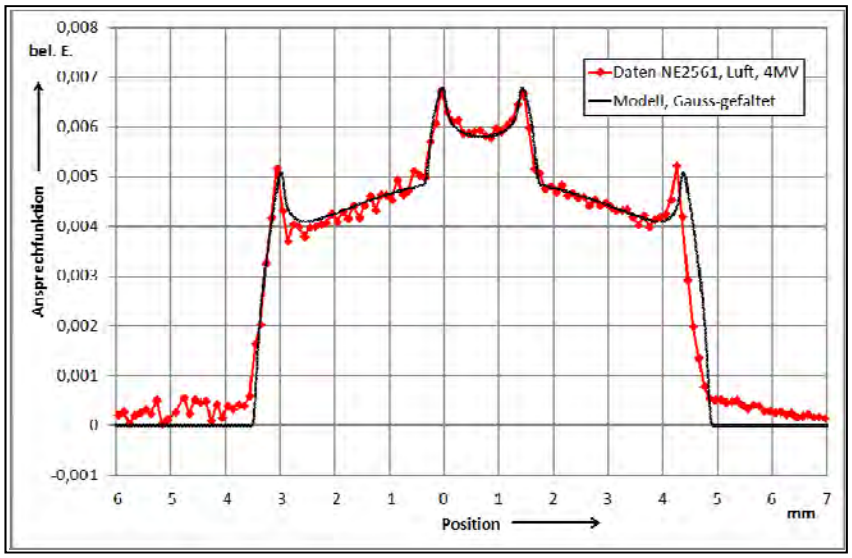


Abb.1: Ansprechfunktion einer Kammer des Typs NE2561. Die experimentelle Kurve (in rot) wurde an der Bleiziegelkante in Luft bestimmt. Zur theoretischen Kurve (in schwarz) siehe Text.

Anhang 2

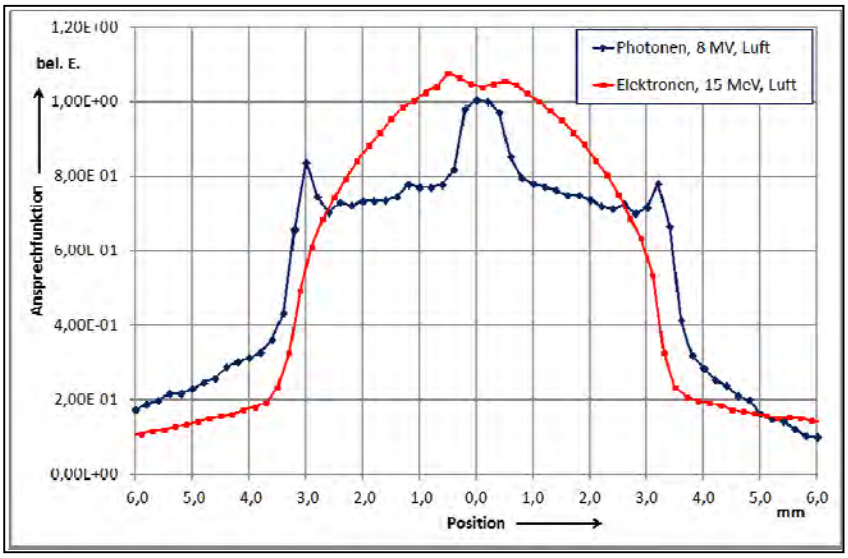


Abb.2: Experimentell bestimmte Ansprechfunktionen einer Kammer des Typs FC65G für Photonen und Elektronen. Die Kurven wurden am Spalt gemessen, und auf den Wert unter der Kurve innerhalb der Kammerbreite normiert.

Literatur

[1] van't Veld, A.A., van Luijk, P., F. Praamstra, F., und van der Hulst, P.C.: "Detector line spread functions determined analytically by transport of Compton recoil electrons", Med. Phys. 28, pages 738-751 (2001)
[2] Looe, H.K., Stelljes, T.S., Foschepoth, S., Harder, D., Willborn, K., und Poppe, B.: "The dose response function of ionization chambers in photon dosimetry – Gaussian or non-Gaussian", Z. f. Med. Phys., In Press (2013)
[3] Garcia-Vicente, F., Delgado, J.M., und Peraza, C.: "Experimental determination of the convolution kernel for the study of the spatial response of a detector", Med. Phys. 25, p. 202-207 (1998)
[4] Garcia-Vicente, F., Delgado, J.M., und Rodriguez, C.: "Exact analytical solution of the convolution integral equation for a general profile fitting function and Gaussian detector kernel", Phys. Med. Biol. 45, p. 645-650 (2000)
[5] Sibata, C.H., Higgins, P.D., Mota, H.C., Beddar, A.S., and Shin, K.H.: "Influence of detector size in photon beam profile measurements", Phys. Med. Biol. 36, 621-631 (1991)
[6] Higgins, P.D., Sibata, C.H., Siskind, L., and Sohn, J.W.: "Deconvolution of detector size effect for small field measurement", Med. Phys. 22, p. 1663-1666 (1995)

28 Verdrängungseffekt p_{dis} und Fluenzstörung p_{cav} bei Flachkammern in klinischen Elektronenfeldern – die Wiederholung eines historischen Experiments

K. Zink[1], P. von Voigts.Rhetz[1]
[1]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen

Fragestellung: Alle heutigen Dosimetrieprotokolle [1,2] empfehlen für die Bestimmung der Wasser-Energiedosis D_w sowie für die Messung von Tiefendosiskurven in klinischen Elektronenfeldern die Benutzung von Flachkammern mit breiter Schutzelektrode (z.B.: Roos-Kammer, Advanced Markus-Kammer). Die Schutzelektrode soll zum einen dafür sorgen, dass die elektrischen Feldlinien am Rand des aktiven Volumens homogen sind, zum anderen dafür, dass die aus dem umgebenden Medium Wasser durch die Seitenwände hereingestreuten Elektronen nicht in das aktive Volumen der Kammer gelangen. Diese hereingestreuten Elektronen würden zu einer nicht gewollten Überschätzung der Anzeige der Ionisationskammer führen. Die Existenz des Hereinstreueffektes hat Svensson [3] mittels Filmdosimetrie gezeigt (Abb. 1), die theoretische Begründung hat Harder [4] durch Betrachtung der Elektronen-Vielfachstreuung geliefert.

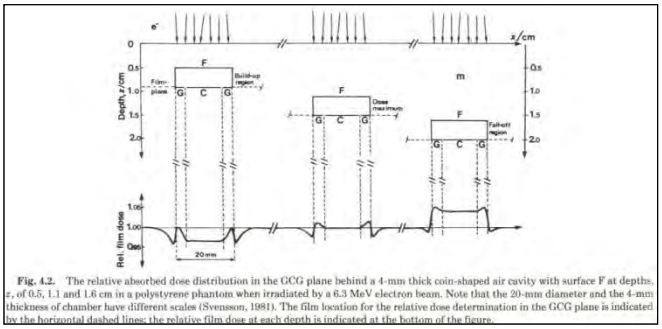


Fig. 4.2. The relative absorbed dose distribution in the GCG plane behind a 4-mm thick coin-shaped air cavity with surface F at depths, z, of 0.5, 1.1 and 1.6 cm in a polystyrene phantom when irradiated by a 6.3 MeV electron beam. Note that the 20-mm diameter and the 4-mm thickness of chamber have different scales (Svensson, 1981). The film location for the relative dose determination in the GCG plane is indicated by the horizontal dashed lines; the relative film dose at each depth is indicated at the bottom of the figure.

Abb. 1: Relative Dosisverteilung innerhalb einer luftgefüllten Kavität (Durchmesser 20 mm, Höhe 4 mm), die sich in unterschiedlichen Tiefen z in einem Polystyrene-Phantom befindet. Die unten gezeigten Dosisverteilungen sind in der Ebene GCG am Boden der Kammer mittels Filmen bestimmt worden [5]. Energie der Elektronen: 6.3 MeV

Ausgehend von dieser Vorstellung hat van der Plaetsen [6] die Größe des Hereinstreueffektes für die Markus-Kammer, die praktisch keine Schutzelektrode besitzt, experimentell im Dosismaximum bestimmt. Durch Vergleich der Anzeige der Markuskammer mit derjenigen einer Kammer mit breiter Schutzelektrode (NACP-Kammer) hat er den Störungsfaktor p_{cav}, der den Effekt des Hereinstreuens quantifiziert, für die Markuskammer bestimmt. In der Schreibweise des IAEA TRS-398 Protokolls ergibt sich p_{cav} als Funktion der Elektronenenergie in der Referenztiefe z_{ref} zu:

$$\left(p_{cav}\right)_{z_{ref}}^{Markus} = 1 - 0.037 \cdot e^{-0.27 \cdot R_{50}} \qquad (1)$$

Darin bedeutet R_{50} die Halbwertstiefe der Elektronenstrahlung in Wasser, die als Strahlungsqualitätsindex dient. Für alle Werte von R_{50} ergibt Gleichung (1) Werte $p_{cav} < 1$, d.h. entsprechend Abbildung 1 liefert die Markuskammer aufgrund des Hereinstreueffektes einen zu großen Messwert. Roos et. al. [7] haben vergleichbare Messungen durchgeführt und konnten anhand ihrer Messungen die Tiefenabhängigkeit des Fluenz-Störungsfaktors p_{cav} für die Markuskammer bestimmen (siehe DIN 6800-2):

$$p_{cav}^{Markus}\left(z\right) = \left[1 + e^{a\left(z/R_{50} + b + c \cdot R_{50} + d \cdot z\right)}\right]^{-1} \qquad (2)$$

Die in Gleichung (2) auftretenden Parameter *a, b, c* und *d* sind in DIN 6800-2 angegeben. Nach Gleichung (2) steigt der Einfluss des Hereinstreueffektes für die Markuskammer mit zunehmender Messtiefe *z*.
Da neuere Arbeiten Zweifel an der Tiefenabhängigkeit des Hereinstreueffektes bei der Markuskammer haben aufkommen lassen [8,9], wurde das ursprüngliche Experiment von Svensson in etwas abgewandelter Form mittels Monte Carlo Simulation wiederholt um den Einfluss des Hereinstreueffektes und auch des Verdrängungseffektes quantitativ in klinischen Elektronenfeldern zu bestimmen. Im Unterschied zur Geometrie von Svensson ist allerdings die Dosis nicht am Boden der Kammer bestimmt worden (s. Abb. 1), sondern die Dosisbeiträge sind jeweils über die Höhe des gasgefüllten Volumens gemittelt worden.

Material und Methode: Es sind ortsaufgelöste Monte Carlo Simulationen in einer Kavität durchgeführt worden, deren Abmessungen denjenigen der Markuskammer entspricht (s. Abb. 2). Zur Bestimmung der Dosis in der Kavität ist diese in konzentrische Zylinder aufgeteilt und die Energiedeposition in den einzelnen Zylinderschalen in klinischen Elektronenfeldern bestimmt worden. Gefüllt war die Kavität nicht

mit Luft, sondern mit Wasser dessen Dichte derjenigen der Luft entspricht. Dies hat den Vorteil, dass in der Kavität zwar praktisch identische Fluenzstörungen wie bei einer luftgefüllten Kavität auftreten [10], jedoch direkt die Wasserenergiedosis D_w bestimmt wird, d.h. die notwendige Berechnung der Verhältnisse der Massenstoßbremsvermögen von Wasser zu Luft entfällt. Die Kavität befand sich in einem Wasserphantom in den Tiefen z = 0.5, 1.0, 1.4, 2.0 und 2.6cm. Das Maximum der Tiefendosiskurve entspricht dabei etwa der Tiefe z = 1.4cm, die Tiefe 2.6 cm entspricht etwa der Halbwertstiefe R_{50}. Als Strahlungsquelle diente ein 6 MeV-Spektrum eines klinischen Linearbeschleunigers [11], das als Punktquelle in einem Abstand von 100 cm von der Oberfläche des Wasserphantoms positioniert war. Die Feldgröße an der Oberfläche des Phantoms betrug bei allen Simulationen 10 x 10 cm^2. Sämtliche Monte Carlo Simulationen sind mit der Software EGSnrc [12] und dem usercode egs_chamber [13] durchgeführt worden.
Um die Dosisbeiträge innerhalb der Kavität von Elektronen, die durch die vordere Fläche in die Kavität eintreten, von denen zu trennen, die seitlich in die Kavität hereingestreut werden, sind in den Geometrien (b) – (e) dünne Schichten mit einem erhöhten Wert der Cutoff-Energie E_C eingeführt worden. Der Wert von E_C war höher als die primäre Elektronenenergie von 6 MeV, so dass alle Elektronen bei Eintritt in diese Schichten nicht weiter transportiert werden und ihre Energie total absorbiert wird (siehe Abb. 2).
Nach Harder [Harder1968] bzw. ICRU-35 [ICRU] ist der Hereinstreueffekt auf die Vielfachstreuung der Elektronen zurückzuführen. Diese führt im Medium Wasser in der Umgebung der Kavität zu einer Vergrößerung des mittleren Streuwinkelquadrats $\overline{\Theta^2}$, während dies bei den Elektronen, die die gasgefüllte Kavität durchfliegen konstant bleibt, da hier praktisch keine Streuereignisse auftreten. Mit den in Abbildung 3 angegebenen Bezeichnungen ergibt sich nach ICRU-35 die Elektronenfluenz $\Phi(r)$ zu:

$$\Phi(r)\Big/\Phi_0 = \frac{1}{2}\left[1 + erf\,\frac{r}{\sqrt{\sigma_1}}\right] + \frac{1}{2}\left[1 - erf\,\frac{r}{\sqrt{\sigma_2}}\right] \qquad (3)$$

$$\sigma_1 = \overline{\theta_z^2}\cdot\xi^2; \qquad \sigma_2 = \overline{\theta_z^2}\cdot\xi^2 + \frac{1}{3}T_z\cdot\xi^2$$

Darin bedeutet *erf* die Fehlerfunktion, $\overline{\Theta_z^2}$ das mittlere Streuwinkelquadrat der Elektronen in der Wassertiefe z, T_z das Streuvermögen der Elektronen im Material Wasser und □ die Ausdehnung der Kavität in z-Richtung [4,5].
Das aus der Simulationsgeometrie (a) resultierende Dosisprofil sollte sich demnach durch Gleichung (3) anpassen lassen, wobei die beiden Summanden von Gleichung (3) den Ergebnissen der Simulationsgeometrie (b) und (d) entsprechen sollten.

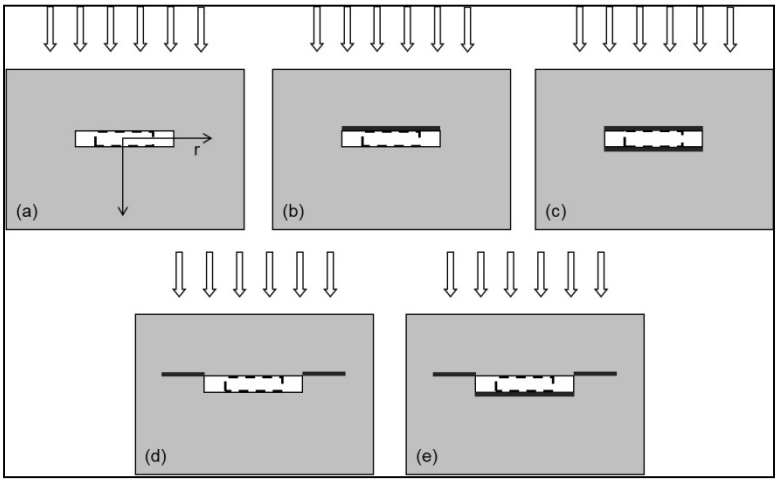


Abb. 2: Geometrien der Monte Carlo Simulationen. Die Abmessungen der mit Wasser geringer Dichte gefüllten zylinderförmigen Kavität (weiß) sind: Radius r = 0.3 cm, Höhe h = 0.2 cm. Das aktive Volumen hat einen Radius r = 0.265 cm (gestrichelt). Um zu unterscheiden, von wo die Elektronen in die Kavität eintreten, ist die Cut-Off-Energie in unterschiedlichen Ebenen (schwarz) auf einen Wert E_C gesetzt worden, der größer als die Energie der primären Elektronen des Spektrums ist, d.h. alle Elektronen werden dort lokal absorbiert und nicht weiter transportiert. Die Kavität befindet sich in einem Wasserphantom (grau) der Größe 30x30x30 cm^3.

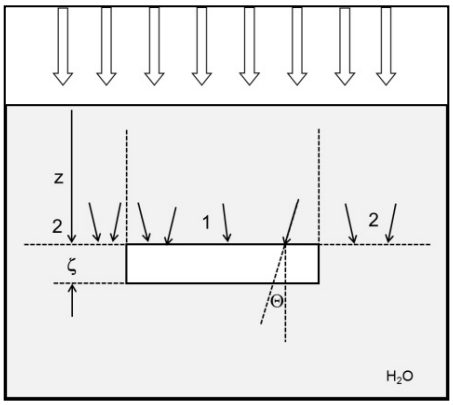


Abb. 3: Geometrie zur Erläuterung der Größen in Gleichung (3). Der Elektronenstrahl wird aufgeteilt in Feld 1 (direkt oberhalb der Kavität) und Feld 2 (außerhalb der Kavität). Die Kavität selbst befindet sich in der Tiefe z im Wasserphantom und hat die Höhe ζ. Das mittlere Streuwinkelquadrat in der Tiefe z ist $\overline{\Theta_z^2}$. Innerhalb der Wasserschicht z bis z+ζ nimmt der mittlere Streuwinkel $\overline{\Theta_z^2}$ innerhalb des Feldes 2 um den Betrag $^1/_3\, T_z \zeta^3$ zu.

Ergebnisse: Abbildung 4 zeigt die Wasser-Energiedosis D_w innerhalb der Kavität und dem angrenzenden Wasserphantom für ein primäres Elektronenspektrum der Energie 6 MeV in einer Tiefe *z* = 0.5 cm für die in Abbildung 2 wieder gegebenen Simulationsgeometrien. Die Abbildung zeigt, dass die Dosis innerhalb der Kavität zu einem nicht unerheblichen Maß durch von außen herein gestreute Elektronen zurückzuführen ist. Die Dosisunterschiede bei den Geometrien (b) und (c) sowie (d) und (e) innerhalb der Kavität sind auf die an der Hinterwand der Kavität rückgestreuten Elektronen zurückzuführen, die in den Geometrien (b) und (d) vorhanden sind, in den Geometrien (c) und (e) jedoch vor der Rückstreuung vollständig absorbiert werden. Die Addition der Profile (b) und (d) liefert das Profil der Geometrie (a). In dieser Geometrie ist am äußeren Rand der Kavität (r = 0.3 cm) die Dosisüberhöhung aufgrund des Hereinstreuens der Elektronen zu erkennen (siehe auch Abb. 4).

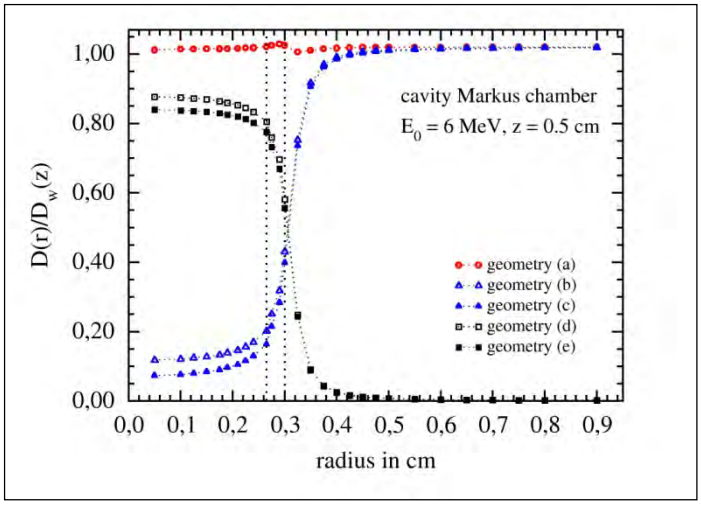


Abb. 4: Mittels Monte Carlo Simulation ermittelte Wasser-Energiedosis D innerhalb der Geometrien der Abbildung 2. Die Dosiswerte sind auf den Wert der Wasser-Energiedosis D_w in der Tiefe z = 0.5 cm bei Abwesenheit der Kavität normiert. Das Dosisprofil wurde entlang des in Abbildung 2 dargestellten Radiusvektors ermittelt. Der gezeigte Dosiswert entspricht dem über die Höhe des jeweiligen Zylinderringes gemittelten Wert (h = 0.2 cm). Die statistische Unsicherheit der Monte Carlo Simulationen entspricht der Symbol- größe. Die punktierten vertikalen Linien entsprechen der äußeren Grenze des aktiven Volumens bzw. der äußeren Grenze der Kavität.

Entsprechende Simulationen sind für die Tiefen im Bereich z=0.5 cm bis z=2.6 cm durchgeführt worden, die Ergebnisse für die Geoemetrie (a) sind in Abbildung 5 wieder gegeben. Deutlich zu erkennen ist die Dosisüberhöhung am Rand der Kavität in der Tiefe z=0.5 cm, die allerdings bereits in der Tiefe des Dosismaximums (z=1.4 cm) nicht mehr vorhanden ist. Zur Verifikation der Theorie des Hereinstreueffektes und damit zur Verifikation der Tiefenabhängigkeit des Störungsfaktors p_{cav} (siehe Gl. (2)) ist zunächst versucht worden, die in Abbildung 4 wieder gegebenen Profile mit einer Summe von Fehlerfunktionen gemäß Gleichung (3) anzupassen. Dabei zeigte sich, dass die *erf*-Funktion einen zu steilen Dosisabfall am Rand der Kavität liefert, eine deutlich bessere Anpassung ist mit der *arctan*-Funktion entsprechend Gleichung (4) zu erreichen:

$$D(r)\Big/D_w(z) = \left[a_1 + \frac{1}{\pi \cdot b_1}\arctan\frac{r}{\sigma_1}\right] + \left[a_2 - \frac{1}{\pi \cdot b_2}\arctan\frac{r}{\sigma_2}\right] \qquad (4)$$

Deshalb wurden im Folgenden die Einzelprofile (Geometrie (b) und (d)) und daraus folgend die Summe (Geometrie (a)) mit Hilfe der Gleichung (4) angepasst. Ergebnisse dieser Anpassung für vier unterschiedliche Tiefen *z* sind in Abbildung 5 wieder gegeben. Dargestellt ist dabei nur das Ergebnis der Anpassung im Vergleich zur Monte Carlo Simulation der Geometrie (a). Wie der Abbildung zu entnehmen ist, zeigt sich eine exzellente Übereinstimmung in allen Tiefen *z* zwischen den Ergebnissen der Monte

Carlo Simulation und der Anpassung nach Gleichung (4). Die aus der Anpassung resultierenden Parameter σ_1 und σ_2 sind in Abbildung 6 als Funktion der Tiefe z/R_{50} wieder gegeben. Wie zu erkennen ist, sind die Breiten σ_2 in allen Tiefen größer als die Breiten σ_1, was im Einklang mit dem Modell der Vielfachstreuung ist und das Zustandekommen der Dosisüberhöhung am Rand der Kavität in der Tiefe z = 0.5 cm erklärt. Bereits in der Maximumstiefe überwiegt jedoch der Gradienteneffekt, d.h. die Elektronenfluenz nimmt außerhalb der Kavität über deren Höhe bereits stark ab, so dass der Effekt des Hereinstreuens im Dosisprofil nicht mehr sichtbar ist.
Aus dem Verhältnis der Wasserenergiedosis $D_{w,cav}$ zur Wasserenergiedosis D_w bei Abwesenheit der Kavität können die Störungsfaktoren p_{ges}, p_{cav} und p_{dis} berechnet werden:

$$p_{ges} = p_{dis} \cdot p_{cav} = \frac{D_w}{D_{w,cav}} \tag{5}$$

Der Gesamtstörungsfaktor ist auf drei unabhängigen Wegen berechnet worden: (1) aus einer Simulation, bei der die Energiedeposition in dem gesamten aktiven Volumen der Kavität akkumuliert worden ist ($(p_{ges})^{int}$ in Abb. (7)); (2) durch Berechnung der gesamten Energiedeposition in dem aktiven Volumen der Kavität aus den ortsaufgelösten Simulationsgeometrien (in Abb. (7) nicht gezeigt); (3) aus den Dosiswerten der Anpassung mittels Gleichung (4) (p_{ges} in Abb. 7). Die Wasserenergiedosis D_w bei Abwesenheit der Kavität ist stets in einem kleinen Wasservoxel der Höhe Δz = 0.002 cm und dem Radius r = 0.5 cm berechnet worden.
Wie der Abbildung 7 zu entnehmen ist, stimmt der aus der Anpassung mittels Gleichung (4) berechnete Gesamtstörungsfaktor p_{ges} sehr gut mit dem Wert überein, der sich direkt aus der Monte Carlo Simulation ergibt. Dies zeigt nochmals die hohe Güte der Anpassung der Dosisprofile durch Gleichung (4). Mit der Anpassung der Dosisprofile ist man in der Lage, die Störungsfaktoren p_{dis} (Verdrängungseffekt) und p_{cav} (Hereinstreueffekt) voneinander zu trennen: durch Gleichsetzen der Breiten σ_1 und σ_2 wird der Hereinstreueffekt eliminiert und es bleibt der reine Verdrängungseffekt übrig. Mit diesem Wert kann dann schließlich mit Hilfe von Gleichung (5) der reine Hereinstreueffekt p_{cav} berechnet werden. Wie der Abbildung 7 entnommen werden kann, liefert der Hereinstreueffekt nur einen sehr kleinen Beitrag zur Fluenzstörung innerhalb der Kavität der Markus-Kammer und dieser ist praktisch von der Tiefe unabhängig. Die hier gezeigten Ergebnisse sind damit offensichtlich im Widerspruch zu dem in DIN 6800-2 angegebenen Wert von p_{cav} (siehe Gl. (2)).

Zusammenfassung: In der vorliegenden Arbeit ist die Fluenzsstörung in gasgefüllten Kavitäten in klinischen Elektronenfeldern mittels Monte Carlo Simulationen untersucht worden. Dabei ist es erstmals gelungen, die bei Flachkammern auftretenden Störungen p_{dis} (Verdrängungseffekt) und p_{cav} (Hereinstreueffekt) voneinander zu trennen. Die Simulationen zeigen, das der bisher als tiefenabhängig angenommene Hereinstreueffekt weitestgehend tiefenunabhängig ist und im Gegensatz zur verbreiteten Meinung selbst bei der Markus-Kammer, die über keine Schutzelektrode verfügt, eine kleine Störung im Vergleich zum Verdrängungseffekt darstellt. Weitere Simulationen zeigen, dass bei Wahl eines geeigneten effektiven Messortes in der Kammer, der Verdrängungseffekt weitestgehend von der Tiefe z im Wasserphantom unabhängig wird (nicht gezeigt in Abb. 7).

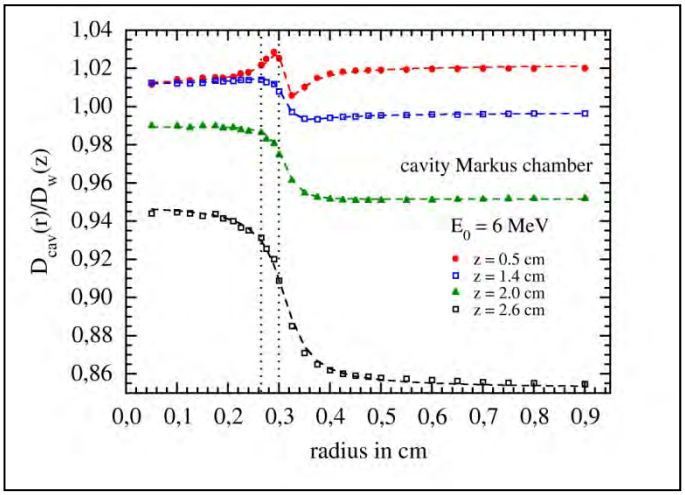


Abb. 5: Mittels Monte Carlo Simulation ermittelte Wasser-Energiedosis D in der Kavität und dem angrenzenden Wasser (Geometrie (a) von Abbildung 2). Die Tiefe z der Kavität ist im Bereich z = 0.5 cm bis z = 2.6 cm variiert worden. Die Symbole entsprechen den Werten der Monte Carlo Simulationen, die gestrichelte Linie entspricht der Anpassung mittels Gleichung (4). Die aus der Anpassung resultierenden Werte der Halbwertsbreiten σ sind in Abb. 6 wieder gegeben. Die statistische Unsicherheit der Monte Carlo Simulationen entspricht der Symbolgröße. Die Dosiswerte sind auf den Wert der Wasser-Energiedosis D_w in der jeweiligen Tiefe bei Abwesenheit der Kavität normiert.

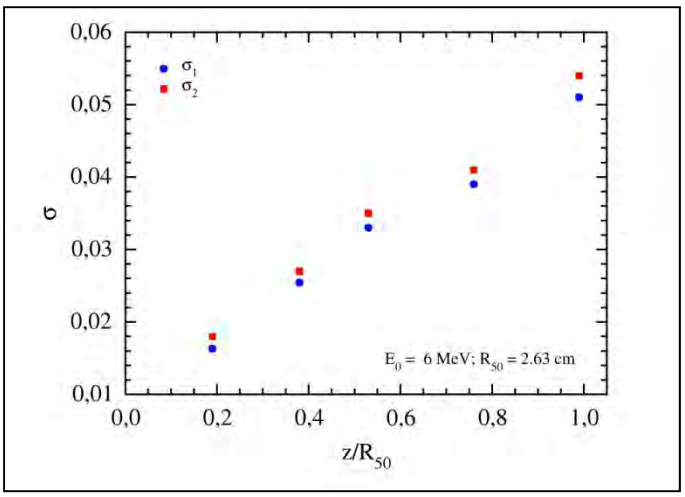


Abb. 6: Halbwertsbreiten σ nach Gleichung (4) als Funktion der Tiefe der Kavität im Wasserphantom. Energie der primären Elektronen: 6 MeV.

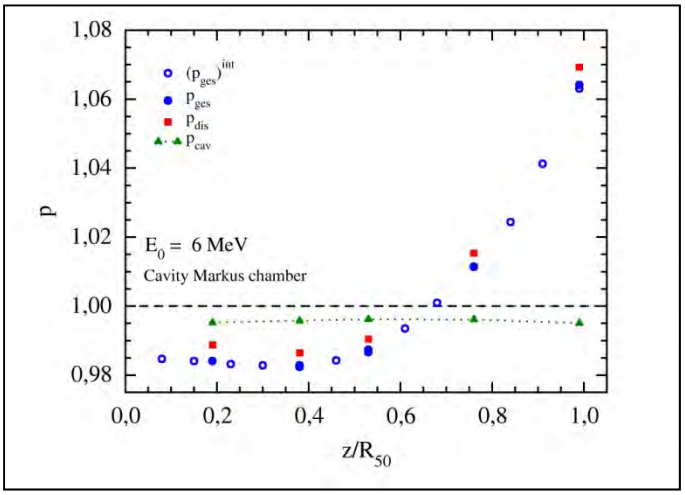


Abb .7: Störungsfaktoren p_{ges}, p_{dis} und p_{cav} für die Kavität der Markuskammer als Funktion der Tiefe im Wasserphantom. Der Gesamtstörungs-faktor p_{ges} ist sowohl in der ortsaufgelösten Geometrie (offene Symbole) als auch in einer unabhängigen Simulation integral berechnet worden (gefüllte Symbole). Energie der primären Elektronen: 6 MeV.

Literatur

[1] DIN6800-2. Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung – Teil 2: Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern. Normenausschuß Radiologie (NAR) im DIN (2008)
[2] IAEA TRS-398. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water Technical Report International Atomic Energy Agency, Vienna (2000)
[3] Svensson H, Brahme A. Fundamentals of electron beam dosimetry. In: Proceedings of the Symposium on Electron beam therapy. Editors: Chu F C H, Laughlin J S. (1981)
[4] Harder D. The effect of multiple electron scattering on ionization in gas-filled cavities. Biophysik 5 (1968) 157–64
[5] ICRU-35: radiation Dosimetry: Electron beams with energies between 1 and 50 MeV. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, USA (1984)
[6] van der Plaetsen A, Seuntjens J, Thierens H and Vynckier S. Verification of absorbed doses determined with thimble and parallel-plate ionization chambers in clinical electron beams using ferrous sulphate dosimetry. Med. Phys. (1994) 21 37–44
[7] Roos M, Derikum K, Krauss A. Zur Berücksichtigung des Verdrängungseffektes von Flachkammern bei Elektronenstrahlung, DGMP-Jahrestagung 1998, 269-270
[8] Zink K and Wulff J Positioning of a plane–parallel ionization chamber in clinical electron beams and the impact on perturbation factors. Phys. Med. Biol. 54 (2009) 2421–35
[9] Zink K, Wulff J. Beam quality corrections for parallel-plate ion chambers in electron reference dosimetry. Phys. Med. Biol. 57 (2012) 1831–1854
[10] Wang L L W and Rogers D W O. Calculation of the replacement correction factors for ion chambers in megavoltage beams by Monte Carlo simulation Med. Phys. 35 (2008) 1747–55
[11 Ding G X, Rogers D W O and Mackie T R 1995 Calculation of stopping-power ratios using realistic clinical electron beams Med. Phys. 22 (1995) 489–501
[12] Kawrakow I, Mainegra-Hing E, Rogers D W O, Tessier F and Walters B R B. The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport National Research Council of Canada, Report PIRS-701 (2010)
[13] Wulff J, Zink K and Kawrakow I. Efficiency improvements for ion chamber calculations in high energy photon beams Med. Phys. 35 (2008) 1328–36

29 Untersuchung der Messgenauigkeit klinischer Dosimeter im Elektronenfeld eines mobilen Linearbeschleunigers mit hoher Dosis pro Puls

R. Strohmaier[1], A. S. Khonsari[1]
[1]Marien Hospital Düsseldorf, Strahlentherapie und Radiologische Onkologie, Düsseldorf

Einleitung: Zunehmend werden mobile Elektronenbeschleuniger für die intraoperative Bestrahlung eingesetzt, da sie durch ihre Konstruktion mit geringem Aufwand hinsichtlich des baulichen Strahlenschutzes direkt im Operationssaal betrieben werden können.
Dem Marien Hospital Düsseldorf steht für die IOERT der mobile Linearbeschleuniger Mobetron der Firma IntraOp Medical zur Verfügung. Die große Anzahl an Applikatoren, Bestrahlungsgeometrien sowie Elektronenenergien erfordert umfangreiche dosimetrische Messungen seitens des Anwenders. In gängigen Dosimetrieprotokollen (z.B. [2]) wird zwar für die Dosimetrie hochenergetischer Elektronen der Einsatz von Flachkammern empfohlen, bei der Kommissionierung des Beschleunigers ergab sich aufgrund seiner hohen Pulsdosis dennoch die Fragestellung nach der Eignung der verwendeten Ionisationskammern. Da die Alanin-Dosimetrie eine international anerkannte und sehr zuverlässige Methode zur Dosismessung in verschiedenen Strahlungsfeldern darstellt und deswegen als Referenz-Dosimetrie zur Kalibrierung klinischer Dosimeter Anwendung findet, war es Ziel der hier vorgestellten Masterarbeit, absolutdosimetrische Vergleichsmessungen zwischen Ionisations- und Alanindosimetern am Mobetron durchzuführen und daraus folgend, die Untersuchung der Messgenauigkeit bei hoher Dosis pro Puls.

Material und Methoden: Alle Messungen wurden am Linearbeschleuniger Mobetron im Marien Hospital Düsseldorf durchgeführt. Der mobile Beschleuniger wurde speziell für den intraoperativen Einsatz konstruiert und ermöglicht die Bestrahlung mit Elektronen im Energiebereich 4-12 MeV. Das Gerät arbeitet mit einer hohen Dosisleistung von 10 Gy/Minute und einer Pulsdosis von etwa 5 mGy im Vergleich zu herkömmlichen stationären Linearbeschleunigern mit etwa 200-300 cGy/Minute und <1 mGy/Puls. Die Bestrahlungsfelder werden von massiven Edelstahlapplikatoren mit Durchmessern im Bereich 3-10 cm in Abstufungen von 0.5 cm geformt. Das patientenseitige Ende ist entweder gerade oder um 15° bzw. 30° abgeschrägt. Untersucht wurde die Messgenauigkeit der Advanced Markus-Kammer Typ 34045 und der Roos-Kammer Typ 34001 der Firma PTW-Freiburg, beides Parallelplattenkammern für die Dosimetrie hochenergetischer Elektronen. Hierfür wurde jeweils mit beiden Ionisationskammern die Wasser-Energiedosis DW im entsprechenden Dosismaximum sowohl in RW3 als auch Wasser unter Einstrahlung derselben Anzahl an Monitoreinheiten mit ausgewählten Applikatoren gemessen sowie die Reproduzierbarkeit der Anzeige des Dosimeters (Standardabweichung) bestimmt. Anschließend wurden dieselben Messungen unter gleichen Messbedingungen mit Alanin-Sonden durchgeführt. Diese wurden von der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt (PTB) zur Verfügung gestellt und ausgewertet. Das Messsystem der PTB zur Bestimmung der Wasser-Energiedosis DW hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Hilfe der Aminosäure Alanin beruht darauf, dass durch die Absorption der ionisierenden Strahlung im kristallinen Alanin stabile, freie Radikale erzeugt werden, welche mit Hilfe der Elektronenspinresonanz (ESR) nachgewiesen werden können, da die Konzentration dieser freien Radikale proportional zur absorbierten Energie ist. Die angestrebte relative Standardmessunsicherheit dieser Sekundärnormal-Messeinrichtung beträgt 0,5 % [1].

Ergebnisse und Diskussion: Alanin-Pellets wurden sowohl im RW3 Plattenphantom als auch in Wasser mit zwei verschiedenen Applikatoren bei jeweils 9 und 12 MeV mit drei unterschiedlichen Dosen bestrahlt. Unmittelbar vor jeder Bestrahlung wurde die applizierte Wasser-Energiedosis DW mit der Advanced Markus-Kammer bzw. Roos-Kammer mehrmals gemessen und eine Standardabweichung berechnet. Die nachfolgenden Tabellen zeigen einige ausgewählte Ergebnisse.

Anhang 1

comment	D_{stated} [Gy]	$u(D_{stated})$ [Gy]	D_{meas} [Gy]	$u(D_{meas})$ [Gy]	Δ_r
10 cm, 9 MeV	4,641	0,025	4,601	0,064 (1,4%)	- 0,9 %
10 cm, 9 MeV	9,292	0,025	9,176	0,119 (1,3%)	- 1,2 %
10 cm, 9 MeV	13,934	0,025	13,620	0,177 (1,3%)	- 2,3 %
6 cm, 9 MeV	4,650	0,025	4,594	0,064 (1,4%)	- 1,2 %
6 cm, 9 MeV	9,286	0,025	9,233	0,120 (1,3%)	- 0,6 %
6 cm, 9 MeV	13,935	0,025	13,957	0,181 (1,3%)	+ 0,2 %
10 cm, 12 MeV	4,579	0,025	4,537	0,064 (1,4%)	- 0,9 %
10 cm, 12 MeV	9,168	0,025	9,069	0,118 (1,3%)	- 1,1 %
10 cm, 12 MeV	13,737	0,025	13,581	0,177 (1,3%)	- 1,1 %
6 cm, 12 MeV	4,586	0,025	4,540	0,064 (1,4%)	- 1,0 %
6 cm, 12 MeV	9,158	0,025	9,089	0,118 (1,3%)	- 0,8 %
6 cm, 12 MeV	13,744	0,025	13,604	0,177 (1,3%)	- 1,0 %

Tabelle 1: Ergebnisse der Messungen mit Alaninsonden im MP3 Wasserphantom.
D_{stated} = applizierte Dosis (Advanced Markus-Kammer)
$u(D_{stated})$ = Standardunsicherheit von D_{stated} (Reproduzierbarkeit der Messung)
D_{meas} = gemessene Dosis der Alanindosimeter
$u(D_{meas})$ = Standardunsicherheit von D_{meas}
Δ_r = Abweichung zwischen applizierter und gemessener Dosis in Prozent.

Anhang 2

Tubus [cm]	10	9	8	7	6	5	4	3
$D_{W\,Roos}$ [Gy]	9,53	10,00	10,95	11,91	12,72	13,22	13,28	12,27
$D_{W\,Markus}$ [Gy]	10,25	11,00	11,97	13,00	13,98	14,73	14,98	14,00
$\Delta\ D_W$ [Gy]	0,72	1,00	1,02	1,09	1,26	1,51	1,70	1,73
$\Delta\ D_W$ [%]	- 7,0%	- 9,1%	- 8,5%	- 8,4%	- 9,0%	- 10,3%	- 11,3%	- 12,4%

Tabelle 2: Ergebnisse der Absolutdosismessungen (1000 MU) mit der Roos-Kammer bei 9 MeV im Vergleich zur Advanced Markus-Kammer.
D_W = gemessene Wasser-Energiedosis mit der Roos-Kammer
$\Delta\ D_W$ = Differenz der Wasser-Energiedosis gemessen von Roos-Kammer und Advanced Markus-Kammer in Gy und in %.

In etwa 80 % der Vergleichsmessungen zwischen Advanced Markus-Kammer und Alanin-Sonden liegt die Abweichung zwischen applizierter und gemessener Dosis Δ_r im Bereich der Messunsicherheit. Bei den restlichen Messungen liegt Δ_r nur knapp darüber.

Dagegen misst die Roos-Kammer immer eine geringere Absolutdosis als die Advanced Markus-Kammer, im Durchschnitt etwa 8 % weniger. Da die Messungen unter exakt denselben Bedingungen durchgeführt wurden, liegt es nahe, die Ursachen dafür in den Kammerspezifikationen zu suchen. Laut Herstellerangaben eignen sich beide Ionisationskammern für die Absolutdosimetrie hochenergetischer Elektronen, ein sehr wichtiger Kammerparameter ist aber die maximale Pulsdosis. Diese beträgt bei der Advanced Markus-Kammer für 99,0 % Sättigung 5,56 mGy, bei der Roos-Kammer dagegen nur 0,93 mGy. Mobetron erzeugt jedoch Pulse mit bis zu 5 mGy. Bei solch hohen Pulsdosen kommt es in der Roos-Kammer durch Rekombination der erzeugten Ladungsträger zu Signalverlusten, d.h. es liegt eine mangelnde Sättigung vor. Ob eventuell eine Sättigungskorrektur Abhilfe schaffen kann, müsste in weiteren Messungen überprüft werden.

Schlussfolgerung: Wie die in der vorgestellten Masterarbeit durchgeführten Messungen gezeigt haben, eignet sich die Advanced Markus-Kammer im Gegensatz zur Roos-Kammer als ein akurates Dosimeter für den Einsatz in der Dosimetrie am mobilen Linearbeschleuniger Mobetron mit einer Pulsdosis von 5 mGy sehr gut.

Danksagung: Ein Dank geht an Herrn Dr. Mathias Anton der PTB Braunschweig für die Bereitstellung und Auswertung der Alanin-Pellets.

Literatur

[1] Anton, M.: Development of a secondary standard for the absorbed dose to water based on the alanine EPR dosimetry system. Applied Radiation and Isotopes 62, 779-795, 2005.
[2] DIN 6800-2: Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung- Teil 2: Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern, März 2008.
[3] Strohmaier, R.: Masterarbeit - Untersuchung der Messgenauigkeit klinischer Dosimeter im Elektronenfeld eines mobilen Linearbeschleunigers mit hoher Dosis pro Puls. Januar 2013.

7. MRT – CEST und freie Themen

30 Ein neues Modell zur Beschreibung der Oszillation des Wasser-Signals in CEST-Experimenten

C. Meyer[1], M. Zaiss[1], O. Ivchenko[1], P. Bachert[1]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum, Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg

Einleitung: In „Chemical Exchange Saturation Transfer“ (CEST) -Experimenten wird über chemischen Austausch die bildgebende Detektion von austauschenden Protonen von in Wasser gelösten Metaboliten ermöglicht. Durch frequenzselektive Sättigung und chemischen Austausch mit dem Wasserpool wird das Signal der austauschenden Protonen im Vergleich zur direkten Messung mit NMR-Spektroskopie um ein Vielfaches verstärkt. In Studien konnte gezeigt werden, dass die Sättigung des Wassersignals mit dem Flipwinkel oszilliert [1-3]. Daher entwickelten wir ein Modell zur Beschreibung der Oszillation des CEST-Signals bei frequenzselektiver Sättigung des Metaboliten.

Theorie: Die Oszillation des CEST-Signals entsteht nur bei frequenzselektiver Sättigung des Metaboliten und wird vom Metaboliten-Pool b in den Wasser-Pool a übertragen. Die zeitliche Dynamik des Metaboliten-Pool ist deutlich schneller, daher kann die Dynamik des Metaboliten-Pools vom Wasser-Pool entkoppelt werden. Unter dieser Approximation können die Bloch-McConnell-Gleichungen für den Metaboliten-Pool (M_{zb}) bei on-resonanter Einstrahlung auf diesen in Abhängigkeit von der Länge des Pulses t_p gelöst werden:

$$M_{zb} = e^{-\left(k_b+\frac{R_{2b}}{2}\right)t_p}\cos\left(\omega_1 t_p\right)\left(M_{zb}-M_{zb}^{ss}\right)+M_{zb}^{ss}\left(1+\frac{\omega_1}{k_b+R_{2b}}\,e^{-\left(k_b+\frac{R_{2b}}{2}\right)t_p}\sin\left(\omega_1 t_p\right)\right) \quad (1)$$

Die Magnetisierung im Gleichgewichtszustand (Steady State) im Metaboliten-Pool ist proportional zur z-Magnetisierung des Wasser-Pools und berechnet sich wie folgt:

$$M_{zb}^{ss} = \frac{f_b\, k_b(k_b+R_{2b})}{\omega_1^2+kb\,(kb+R_{2b})}\,M_{za} \quad (2)$$

Zur Beschreibung der zeitlichen Abhängigkeit des Metaboliten-Pool während des Pulses wird daher die Austauschrate k_b, die Relaxationsrate R_{2b}, das Konzentrationsverhältnis der Protonen innerhalb der Pools f_b und die Amplitude des B_1-Feldes $\omega_1 = \gamma B_1$ benötigt. Dieses neue Modell für den Metaboliten-Pool wurde in ein gepulstes CEST-Modell eingebunden und damit die Sättigung des CEST-Signals berechnet. Zur Erweiterung auf Spinlock-Pulse wurde der Steady State im Wasser-Pool angepasst [4]. Die Standardparameter für die Simulationen waren: B_0 = 3 T, B_1 = 1 µT, T_{1a} = 1/3 s, T_{1b} = 1/3 s, T_{2a} = 2 s, T_{2b} = 0,019 s, k_b = 25 Hz, $f_b = 10^{-2}$

Material und Methoden: Für die Messung der Oszillation wurden zwei 392-mM-Carnosin-Lösungen (ein austauschendes Proton, $f_b = 3{,}53\ 10^{-3}$) mit pH-Werten von 7.79 und 7.9 angerührt und mit einer Standard- 32-Kanal-Kopfspule am 3-T-Scanner (Magnetom Trio, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) gemessen. Für die Sättigung wurden Spinlock-Pulse mit B_1= 0.7 µT, Duty Cycle DC=50% und Gesamt- Sättigungszeit T_{sat}= 15 s benutzt. Die Anzahl der Pulse n bzw. die Länge der Pulse t_p berechnet sich aus den vorhergehenden Parametern und den für jede Messung spezifisch eingestellten Flipwinkel der Sättigungspulse. Die Flipwinkel wurden zwischen 180° und 420° in 20°-Schritten und ab 450° bis 810° in 30°-Schritten variiert. Für die Auslesung der Sättigung wurde eine „Half Fourier Acquisition Single Shot Turbo Spin Echo“ (HASTE)-Sequenz verwendet. Für jede Messung bei einem Flipwinkel wurde eine asymmetrische Aufnahme von - 4 bis - 2 ppm und von 2 bis 4 ppm mit 42 Messpunkten durchgeführt. Die resultierenden Z-Spektren, die durch das Auftragen des CEST-Signals gegen die Frequenz in ppm entstehen, wurden linear interpoliert und die Messpunkte im Z-Spektrum entlang der Frequenzachse zu den mit der B_0-Karte gemessenen Offsets verschoben. Aus dem Stapel der Z-Spektren wurde das CEST-Signal der Resonanzfrequenz von Carnosin (3,2 ppm) ausgelesen und gegen den Flipwinkel aufgetragen, wobei der eingestellte durch den tatsächlichen Flipwinkel ersetzt wurde. Der tatsächliche Flipwinkel wurde aus dem eingestellten und der gemessenen B_1-Karte berechnet.

Ergebnisse: In Abbildung 1 zeigt die Simulation der Bloch-McConnell-Gleichungen für das 2-Pool-Modell eine gute Übereinstimmung mit dem Modell. Die Abweichung des Modells zur Simulation in Abbildung 1 ist akzeptabel, da selbst eine absolute Abweichung von 0.1 meist kleine Fehler im CEST-Signal verursachen.

Bei größeren Austauschraten wird der gegen die Drehrichtung gekippte Steady State im Metaboliten-Pool relevant (2) und es entsteht durch diesen Steady State eine Verschiebung der maximalen Invertierung zu höheren Winkeln (1).
Das gepulste Modell liegt im 2σ-Bereich der gemessenen Schwingungen (Abbildung 2). Dabei wurde ein fixes Pool-Verhältnis f_b = 3,53 10^{-3} angenommen und die Austauschraten (k_b = 18,4 Hz, k_b = 21,6 Hz) sowie die transversale Relaxationsrate (R_{2b} = 20 Hz) abgeschätzt. Da die transversale Relaxationsrate auf das mittlere CEST-Signal bei einem Label-Koeffizient von 1 und großer Frequenzdifferenz der beiden Pools fast keine Auswirkung auf die mittlere Magnetisierung hat, kann die Austauschrate durch das mittlere Sättigungssignal und die transversale Relaxationsrate durch den Zerfall der Oszillationsamplitude abgeschätzt werden. Damit zeigt das Modell eine neue Möglichkeit auf, um Austauschraten und transversalen Relaxationsraten im Metaboliten-Pool abzuschätzen.

Zusammenfassung: Wir haben ein neues Modell entwickelt, dass die Rotation des Metaboliten-Pool und somit die Oszillation im CEST-Signal beschreibt. Dies ist von besonderem Interesse, da durch unser Modell die Abhängigkeiten verschiedener Rotations-Kontraste beschreiben und sich neue Kontraste definieren lassen. Schon jetzt zeigt der Rotations-Kontrast CCR nur eine Abhängigkeit von Flipwinkel, Austauschrate und transversaler Relaxation im Metaboliten-Pool [3].

Anhang 1

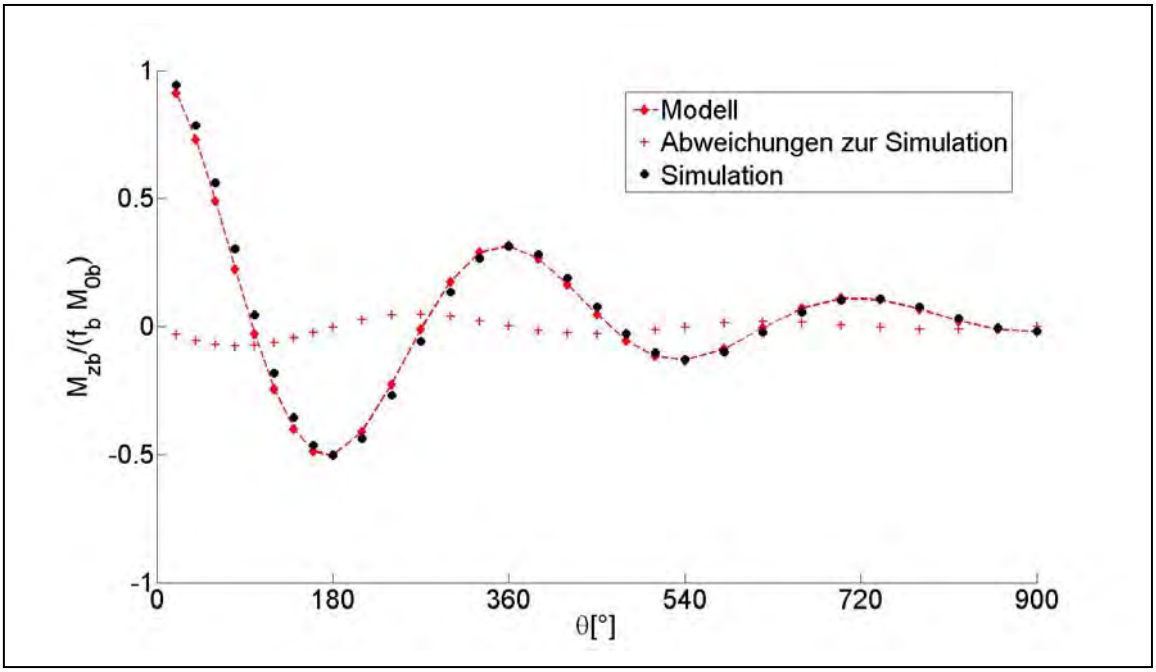


Abb.1: Die simulierte und die modellierte Magnetisierung im Metaboliten-Pool normiert auf dessen Größe bei frequenzselektiver Einstrahlung auf diesen wurden gegen den Flipwinkel des Sättigungspuls aufgetragen. Der Flipwinkel ist proportional zur Pulslänge und lässt sich mit Pulslänge und Amplitude des B_1-Feldes berechnen. Als Parameter wurden die oben definierten Standardparameter verwendet. Da die Amplitude des B_1-Feldes konstant blieb, zeigt diese Darstellung die zeitliche Entwicklung der Magnetisierung im Metaboliten-Pool.

Anhang 2

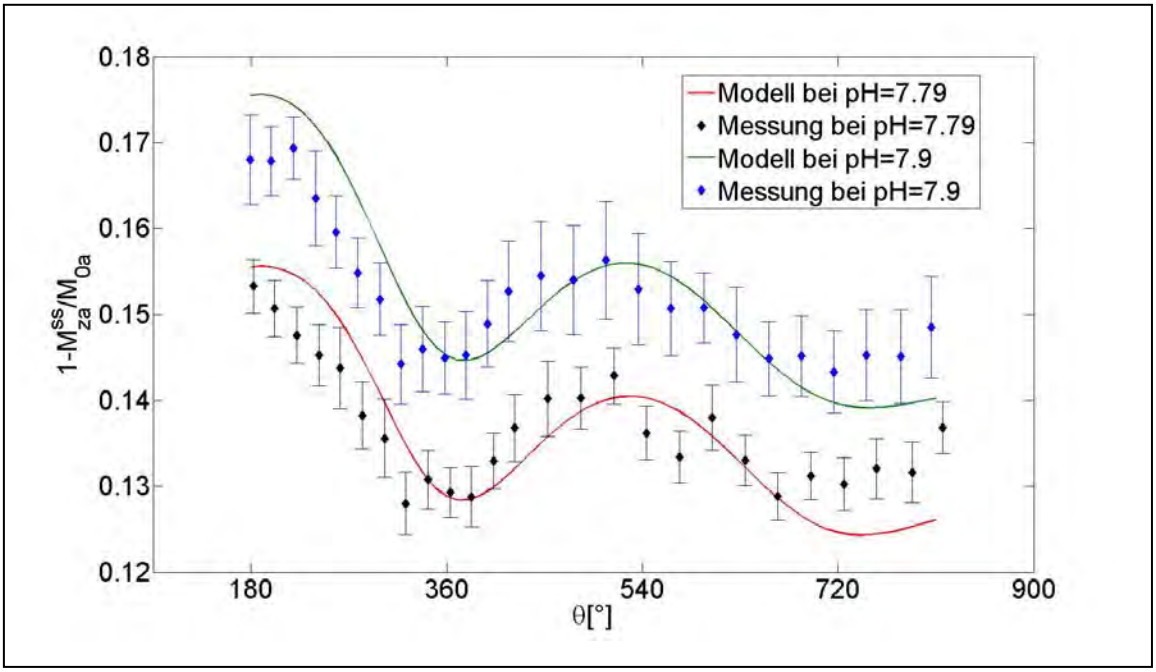


Abb.2: Die im Carnosin-Phantom gemessene und die angepasste modulierte Magnetisierung des CEST-Signals wurden gegen den Flipwinkel der Sättigungspulse aufgetragen. Der Flipwinkel ist proportional zur Pulslänge und lässt sich mit Pulslänge und Amplitude des B_1-Feldes berechnen.

Literatur

[1] Zhongliang Zu, Ke Li, Vaibav A. Janve, Mark D. Does and Daniel F. Gochberg: Optimizing Pulsed-Chemical Exchange Saturation Transfer Imaging Sequences, Magnetic Resonance in Medicine 2011; 66:1100-8

[2] Zhongliang Zu, Vaibav A. Janve, Junzhong Xu, Mark D. Does, John C. Gore and Daniel F. Gochberg: A New Method for Detecting Exchanging Amide Protons Using Chemical Exchange Rotation Transfer, Magnetic Resonance in Medicine 2012; 69:637-47

[3] Zhongliang Zu, Vaibav A. Janve, Ke Li, Mark D. Does, John C. Gore and Daniel F. Gochberg: Multi-Angle Ratiometric Approach to Measure Chemical Exchange in Amide Proton Transfer Imaging, Magnetic Resonance in Medicine 2012; 68:711-9

[4] Moritz Zaiss and Peter Bachert: Exchange-dependent relaxation in the rotating frame for slow and intermediate exchange – modeling off-resonant Spinlock and chemical exchange saturation transfer, NMR in Biomedicine 2012; 26: 507–518

31 Simulation und experimentelle Bestimmung der optimalen Messparameter für APT-CEST bei 3T

J.-E. Meißner[1], M. Zaiß[1], C. Meyer[1], P. Bachert[1]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum, Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg

Einleitung: Der Amide-Proton-Transfer-Effekt (APT) ist ein vielversprechender endogener Bildgebungskontrast im Rahmen des Chemical Exchange Saturation Transfer (CEST). Damit APT-CEST in der klinischen Routine bei B_0 = 3 T eingesetzt werden kann, ist es notwendig die Parameter der Sequenz und das damit erhaltene Signal-zu-Zeit-Verhältnis zu optimieren. Die konventionelle Asymmetrie-Analyse gestaltet sich auf Grund des *in vivo* zusätzlich auftretenden Kern-Overhauser-Effekts (NOE) als schwierig. Mit Hilfe einer neuen Auswertemethode wurden anhand von Simulationen und Experimenten an Eiklar in vitro die optimalen Parameter für spätere In-vivo-Messungen bestimmt.
Material und Methoden: Der CEST-Effekt wird mit Hilfe der sogenannten Z-Spektren untersucht, in welchen die normierte Signalintensität S über der Sättigungsfrequenz in ppm auftragen ist. Der APT-Effekt kann durch die Messung von drei Offsets im Z-Spektrum bestimmt werden [1] und ist definiert als:

$$APT_{eff} = \frac{S(3{,}0\ ppm) + S(4{,}2\ ppm)}{2} - S(3{,}6\ ppm).$$

Das Eiklar-Phantom (T = 37°C) wird in einem 3-T-Ganzkörper-Tomographen (Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) in einer 32-Kanal-Kopfspule untersucht. Die Daten wurden mit Hilfe einer Turbo-Spin-Echo-Sequenz [2] im Bereich von B_1 = 0,2 – 3,5 µT aufgenommen und über mehrere Messungen gemittelt.
Die Simulationen wurden mit einem in Matlab® (The MathWorks, Natick, MA, USA) geschriebenen Programm [3] durchgeführt, welches auf analytischen Lösungen der Bloch-McConnell-Gleichungen basiert. Dieses betrachtet das System als 3-Pool-Modell mit einem Wasser- und zwei CEST-Pools, den Amide- und Amine-Protonen. Die für die Simulation erforderlichen Stoffeigenschaften wurden durch eigene Messungen bestimmt (T_1 = 2,35 s, T_2 = 1,07 s) oder Literaturquellen [3, 4] entnommen.
Für die Optimierung wird zuerst APT_{eff} in Abhängigkeit vom B_1-Wert bestimmt. Das Maximum wird mit Hilfe eines biexponentiellen Zerfalls ermittelt. Durch Variation der Anzahl n der Sättigungspulse wird das Signal-zu-Zeit-Verhältnis verbessert. Dabei werden 95% des maximalen Signals als ausreichend angesehen.

Ergebnisse: In Abhängigkeit von B_1 zeigt APT_{eff} im Experiment und in der Simulation einen qualitativ gleichen biexponentiellen Zerfall (Abb. 1 und Abb. 2). Die Maxima der Kurven liegen bei B_1 = 0,86 µT und $B_{1,sim}$ = 0,83 µT. Dabei beträgt der Effekt im Phantom 0,9% und ist in den Simulationen leicht erhöht bei 4,7%. Bei der Bestimmung der ausreichenden Anzahl an Sättigungspulsen n wurde sowohl im Experiment als auch in der Simulation B_1 = 0,8 µT verwendet (Abb. 3 und Abb. 4). Der geforderte 95%-Effekt wurde im Phantom bei n = 29 und in der Simulation bei n_{sim} = 27 erreicht. Jedoch lassen die Fehlerbalken des Experiments auch kleinere n zu. Der zeitliche Gewinn durch die Reduzierung der Sättigungspulse im Experiment beträgt für ein komplettes Z-Spektrum 5-6 min und resultiert in einer Aufnahmezeit von ca. 22 min.

Zusammenfassung: Es wurde gezeigt, dass ein 3-T-Tomograph ausreicht, um den APT-Effekt direkt zu messen und das Problem der Asymmetrie-Analyse von In-vivo-APT-CEST zum umgehen. Mit Hilfe von Simulationen konnten die gemessenen APT_{eff}-Kurven als Funktion von B_1 qualitativ reproduziert werden. Die APT-Effekt-Kurven in Abhängigkeit von der Anzahl n der Sättigungspulse zeigen ähnliche Verläufe, jedoch erreicht die simulierte Kurve minimal früher die geforderten 95%.
Mit diesen Einstellungen sollen im nächsten Schritt Probanden-Messungen und die Optimierung der Methode an einem 7-T-Ganzkörper-Tomographen durchgeführt werden.

Anhang 1

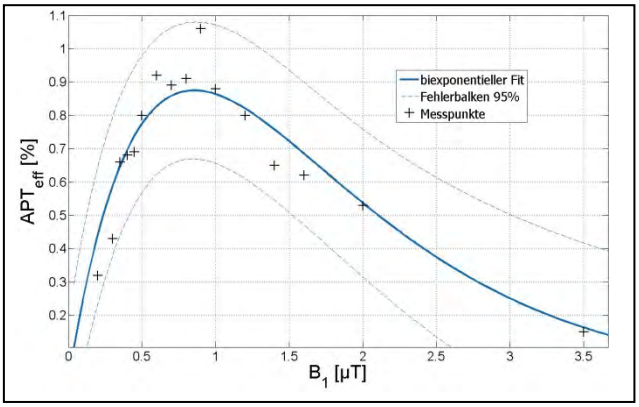


Abb.1:Messung von APT_{eff} des Eiklar-Phantoms in Abhängigkeit von B_1 für n = 50.

Anhang 2

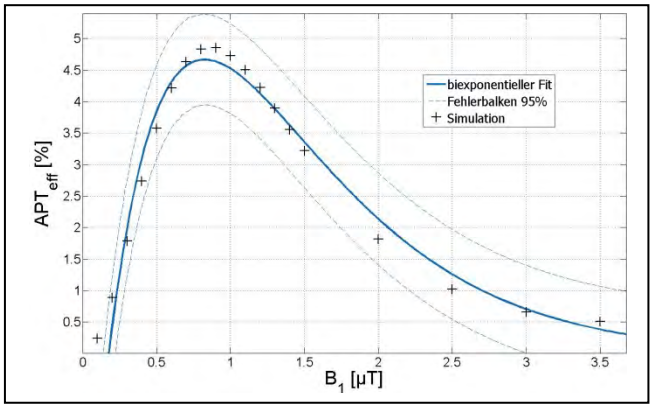


Abb.2:Simulation von APT_{eff} in Abhängigkeit von B_1 für n = 50.

Anhang 3

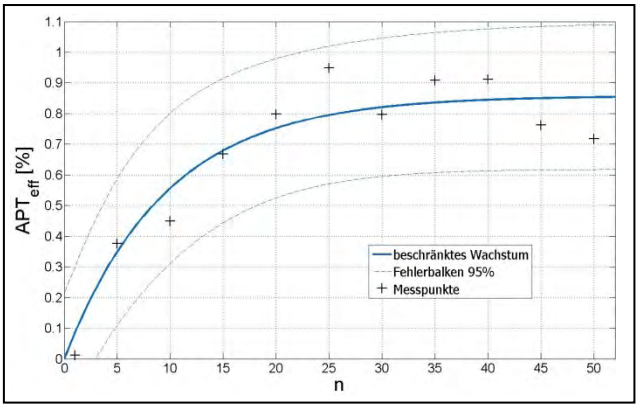


Abb.3: Messung von APT_{eff} des Eiklar-Phantoms in Abhängigkeit von n für B_1 = 0.8 µT.

Anhang 4

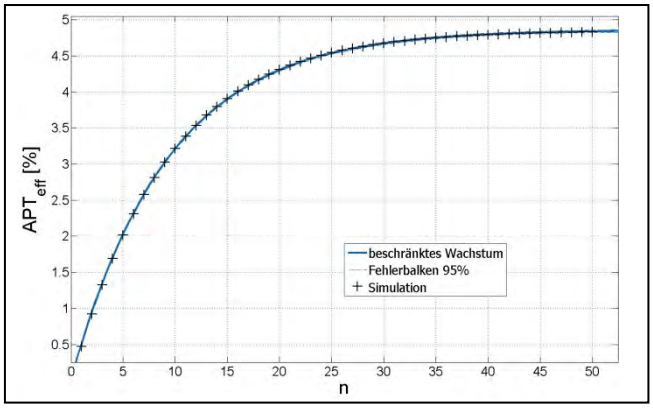


Abb.4: Simulation von APT_{eff} in Abhängigkeit von n für B_1 = 0.8 µT.

Literatur

[1] Jun, T et al: Magnetic Resonance in Medicine, 69(3), S.760-770, 2012
[2] Schmitt, B et al: Magnetic Resonance in Medicine, 65(6), S.1620-1629, 2011
[3] Zaiß, M et al: NMR in Biomedicine, 26(5), S.507-518, 2013
[4] Desmond, K et al, OctoberCEST, The 3rd international workshop on CEST imaging, 2012

32 pH-Bildgebung mittels des CEST-Kontrastmittels Iopamidol an einem 3T MRT

A. Müller-Lutz[1], N. Khalil[1], B. Schmitt[2], V. Jellus[3], G. Pentang[1], G. Oeltzschner[1], G. Antoch[1], R. Lanzman[1], H.-J. Wittsack[1]
[1]Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Medizinische Fakultät, Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Düsseldorf
[2]Abteilung für Radiologie, Medizinische Universität Wien, Wien, Österreich
[3]Siemens Healthcare, Siemens AG, Erlangen

Fragestellungen: Der pH-Wert im Gewebe kann sich aufgrund verschiedener Krankheiten verändern. So treten beispielsweise in Tumoren saure extrazelluläre pH-Werte als Folge des erhöhten Metabolismus auf, welcher zu einer Laktatsekretion führt (1,2). Auch Nierenerkrankungen wie die renale Azidose gehen mit veränderten pH-Werten einher (3,4). Eine nicht-invasive Bestimmung des pH-Wertes ist daher wünschenswert, um die Diagnose unterschiedlicher Pathologien zu verbessern. Das Kontrastmittel Iopamidol ist bereits als CT-Kontrastmittel zugelassen und kann auch in der MR-Tomographie eingesetzt werden, um den CEST-Effekt an zwei Positionen im Z-Spektrum zu messen. Dies wurde von Longo et al bereits ausgenutzt, um den pH-Wert an einem experimentellen 7T MRT zu bestimmen (5). Dabei wurde eine kontinuierliche Einstrahlung des Sättigungspulses in der CEST-Sequenz verwendet (5). Heutzutage werden in der klinischen Routine nur selten MR-Systeme mit dieser hohen Feldstärke verwendet. Daher ist es sinnvoll, die CEST-Sequenz auf klinische MRT-Systeme zu übertragen. Neben einem verminderten CEST-Effekt, der aufgrund der geringeren Feldstärke zu erwarten ist, müssen an klinischen Systemen auch SAR-Beschränkungen beachtetet werden. Kürzlich wurde gezeigt, dass gepulste CEST-Vorsättigung die Applikation der CEST-Sequenz an klinischen MR-Systemen ermöglicht (6). Daher ist das Ziel dieser Arbeit, zu zeigen, dass die pH-Wert Bestimmung mittels gepulster CEST-Vorsättigung unter Benutzung des Kontrastmittels Iopamidol an klinischen 3T Systemen möglich ist.

Material und Methoden: Alle Untersuchungen wurden an einem Ganzkörper-MRT mit einer Feldstärke von 3T durchgeführt (Siemens Magnetom Trio TIM, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany). Die Temperatur der Proben lag dabei bei 37° Celsius. Zuerst wurde die CEST-Sequenz so optimiert, dass beide Iopamidol-Peaks bei 4,2 ppm und 5,4 ppm zu erkennen waren. Dazu wurde eine 100-mM Iopamidol-Lösung mit einem pH Wert von 6,4 gepuffert in einer Kalium-Lösung verwendet. Die Sequenz wurde in Hinblick auf die B1-CWAE (continuous wave amplitude equivalent) Feldstärke, die Dauer und den Abstand der Pulse während der Vorsättigung (PD = Pulse Duration, IPD = Interpulse Delay) sowie die Anzahl der CEST-Pulse (NP) optimiert. Dazu wurden sowohl die CEST-Kurven als auch die MTR_{asym} -Kurven betrachtet. Dabei wird MTR_{asym} wie folgt berechnet:

$$\mathrm{MRT}_{\mathrm{asym}} = \frac{\mathrm{Intensität(x)} - \mathrm{Intensität(-x)}}{\mathrm{Referenzintensität}}$$

Anschließend wurde ein Phantom mit 8 gepufferten Iopamidol-Lösungen mit den pH-Werten 5,6, 5,8, 6,0, 6,2, 6,4, 6,6, 6,8 und 7,0 untersucht. Die optimierte CEST-Sequenz wurde für die CEST-Bildgebung eingesetzt. Der Parameter

$$ST(x) = \frac{Intensität(-x) - Intensität(x)}{Intensität(-x)} * 100$$

wurde für x = 4,2 ppm und x = 5,4 ppm für jeden pH-Wert bestimmt. Anschließend wurde der Parameter $ST_{log} = \log_{10}(ST(4{,}2\ ppm)/ST(5{,}4\ ppm)$ berechnet und eine Eichgerade erstellt, die einen Zusammenhang zwischen pH-Wert und ST_{log} liefert. Die Bestimmung des pH-Wertes wurde nun bei verschiedenen Konzentrationen getestet, um zu ermitteln, ob die Methode konzentrationsunabhängig ist. Hierfür wurden 8 Iopamidollösungen mit pH-Werten 6,15 bzw. 6,76 verwendet. Für jeden pH-Wert wurden vier verschiedene Konzentrationen benutzt: 40 mM, 60 mM, 80 mM und 100 mM. Für die MRT-Messung wurde die optimierte CEST-Sequenz verwendet. Mittels der Eichgeraden wurden die pH-Werte bestimmt und mit den vorher eingestellten pH-Werten verglichen.

Ergebnisse: Abbildung 1 zeigt die verschiedenen CEST-Kurven für die unterschiedlichen Parameter B1-CWAE, PD, IPD und NP. Es ist zu erkennen, dass der CEST-Effekt mit steigender B1-CWAE Feldstärke ansteigt. Zusätzlich verbreitern sich aber auch die beiden CEST-Peaks, so dass ab einer B1-CWAE

Feldstärke von 0,6 µT der CEST-Effekt des einen CEST-Peaks den CEST-Effekt des anderen CEST-Peaks beeinflusst. Daher sind B1-CWAE-Werte ≥ 0,6 µT nicht mehr verwendbar. Keine großen Effekte waren für veränderte Werte von PD und IPD zu sehen. Abbildung 2 zeigt die MTR_{asym}–Kurven der Sequenzoptimierungsstudie. Auch hier ist zu erkennen, dass der CEST-Effekt mit steigender B1-CWAE Feldstärke wächst, die beiden CEST-Peaks aber auch wieder zur Verbreiterung und damit zum Beeinflussen des jeweils anderen Peaks tendieren. Hier ist zu erkennen, dass eine erhöhte Anzahl von Pulsen und erhöhte Werte von PD und IPD zu größeren CEST–Effekten führen. Daher wurden die Parameter B1-CWAE = 0,4 µT, NP = 10 und PD = IPD = 100 ms als optimal befunden. Abbildung 3 zeigt die Messergebnisse der pH-Kalibrierungsmessung. ST_{log} weist einen linearen Zusammenhang zwischen pH-Wert und ST_{log} auf und kann daher für die pH-Wert-Bestimmung bei 3T benutzt werden. Der Fit für die Eichgerade lautet:

$$ST_{\log} = (0.798 \pm 0.047) * \mathrm{pH} - \mathrm{Wert} - (4.803 \pm 0.295)$$

Tabelle 1 zeigt die Ermittlung der pH-Werte mittels der optimierten CEST-Sequenz und der Eichgeraden. Außer für eine Konzentration von 40 mM und einen pH Wert von 6,76 stimmten alle mittels der CEST-Sequenz ermittelten pH-Werte ± Standardabweichung mit den pH-Werten überein, die mittels des pH-Meters vorab bestimmt worden sind.

Zusammenfassung: Die vorliegende Studie zeigt die Möglichkeit, an einem klinischen 3T-MTR-System mit Hilfe einer gepulsten CEST-Vorsättigung unter Verwendung des Kontrastmittels Iopamidol den pH-Wert zu bestimmen. In Zukunft gilt zu verifizieren, ob diese Methode auch eine in-vivo pH-Bestimmung ermöglicht, um die Diagnostik von Pathologien wie Nierenerkrankungen oder Tumoren zu verbessern.

Anhang 1

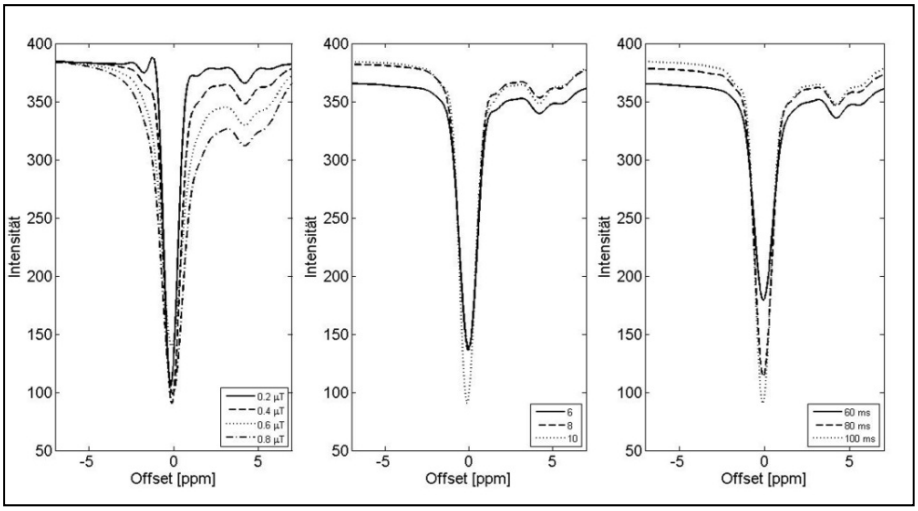


Abb.1: CEST–Kurven für verschiede B1-CWAE (a), verschiedene Anzahlen der CEST-Vorpulse NP (b) und verschiedene Werte von PD und IPD (c)

Anhang 2

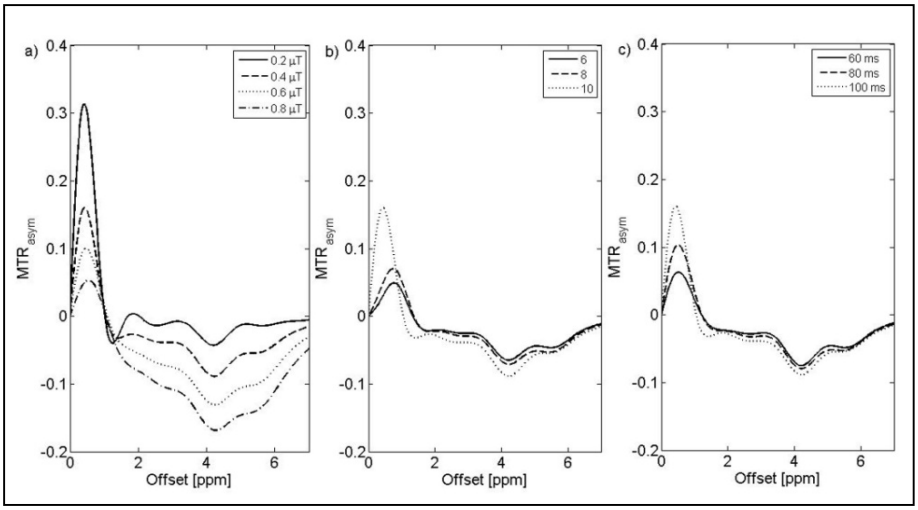


Abb.2: MTR_{asym}–Kurven für verschiede B1-CWAE (a), verschiedene Anzahlen der CEST-Vorpulse NP (b) und verschiedene Werte von PD und IPD (c)

Anhang 3

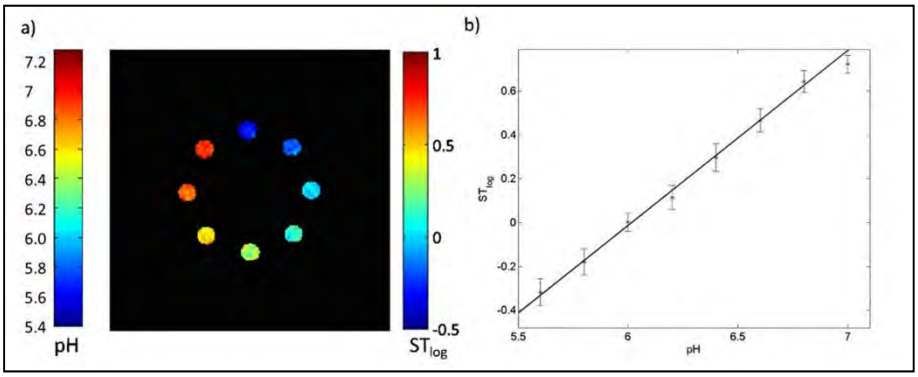


Abb.3: (a) ST_{log} und pH-Karte in den ROIs der 8 Röhrchen, welche mit einer Kalium- gepufferten Iopamidollösung gefüllt sind. Die pH–Werte der Röhrchen gehen von 5,6 (oberstes Röhrchen) bis 7,0 (Röhrchen links oben in der Ecke). (b) ST_{log}-Werte sind über den pH-Wert aufgetragen. Die berechnete Eichgerade ist ebenfalls eingezeichnet.

Anhang 4

Konzentration [mM]	pH-Wert gemessen mit dem pH-Meter	pH-Wert gemessen mit der Iopamidol-CEST-Sequenz
40	6,15	6,14 ± 0,10
40	6,76	6,95 ± 0,14
60	6,15	6,08 ± 0,17
60	6,76	6,79 ± 0,13
80	6,15	6,12 ± 0,05
80	6,76	6,75 ± 0,11
100	6,15	6,15 ± 0,04
100	6,76	6,79 ± 0,06

Tab. 1: Vergleich der pH-Werte, die für unterschiedliche Konzentrationen mit dem pH-Meter und mittels der Iopamidol-CEST-Sequenz ermittelt worden sind.

Literatur

[1] Lim E-K, Huh Y-M, Yang J, Lee K, Suh J-S, Haam S. Adv Mater Weinheim, (2011), 23:2436-2442
[2] Stubbs M, Bhujwalla ZM, Tozer GM, Rodrigues LM, Maxwell RJ, Morgan R, Howe FA, Griffiths JR. NMR Biomed, (1992), 5:351-359
[3] Pereira PCB, Miranda DM, Oliveira EA, Silva ACSE, Curr Genomics, (2009), 10:51-59
[4] Raghunand N, Howison C, Sherry AD, Zhang S, Gillies RJ, Magn Reson Med, (2003), 49:249-257
[5] Longo DL, Dastrù W, Digilio G, Keupp J, Langereis S, Lanzardo S, Prestigio S, Steinbach O, Terreno E, Uggeri F, Aime S, Magn Reson Med, (2011), 65(1):202-211
[6] Schmitt B, Zaiss M, Zhou J, Bachert P, Magn Reson Med. 2011, 65(6):1620-1629

33 Multi-Schicht Leber MRT unter Verwendung einer 2D CAIPIRINHA Navigatorschicht bei freier Atmung

D. Giese[1], M. Buehrer[2], T. Schaeffter[3], S. Kozerke[2,3]
[1]Uniklinik Köln, Radiologie, Köln
[2]ETH, IBT, Zuerich, Schweiz
[3]KCL, London, Schweiz

Fragestellungen: Vor allem für die erfolgreiche bildgesteuerte Bestrahlungsplanung- und Therapie ist ein detailliertes Atmungs-Deformationsmodell des zu bestrahlenden Organs von großem Nutzen. Solche Modelle wurden in der MRT bisher z.B. durch eine sequentielle Aufnahme der Bildschichten und einer sogenannten Navigatorschicht erzielt [1]. Wobei die örtlich fixierte, nach jeder Bildschicht akquirierte, Navigatorschicht zur Registrierung der jeweiligen Bildschichten diente.
Die sogenannte CAIPIRINHA (Controlled Aliasing In Parallel Imaging Results In Higher Acceleration) Methode [2] erlaubt es durch Multiband RF Anregungen zwei Schichten simultan anzuregen, örtlich zu kodieren und zu entfalten. Diese Technik wurde bisher vor allem zur Beschleunigung der Aufnahme des zu untersuchenden Organs benutzt.
Ziel dieser Arbeit ist es die CAIPIRINHA Akquisition zu nutzen um simultan eine Bildschicht und eine Navigatorschicht aufzunehmen. Die Navigatorschicht wird zur Extraktion von Bewegungsparametern benutzt um die jeweils dazugehörige Bildschicht zu registrieren und einem Atemzustand zuzuteilen. Nach Registrierung aller Bildschichten kann somit ein Deformationsmodell bestimmt werden, dass die Leber in verschiedenen Atemzyklen darstellt. Sowohl eine kartesische wie auch eine radiale k-Raum Aufnahme werden vorgestellt.

Material und Methoden:
Akquisition: Der RF Puls zur Anregung von zwei Schichten besteht aus einem Sinc-Gauß-Puls der mit einem Kosinus oder Sinus moduliert wird (Abb. 1). Die Modulationsfrequenz ist durch den Schichtabstand der zwei Schichten gegeben. Um das für CAIPIRINHA vorgeschlagene Phasenmuster von 0-π-0-π entlang der Phasenkodierung (bzw. des Speichergradinkrements bei der radialen Akquisition) zu erreichen, wurde je nach Phasenkodierschritt (bzw. Speichergrad bei der radialen Akquisition) entweder der Kosinus- oder der Sinus-modulierte Puls verwendet (Abb. 1). Gemessen wurde auf einem Philips 3T System mit einer Gradientenechosequenz (Flip Winkel: 12 Grad, 12 Schichten a 8mm, Auflösung: 2x2mm^2). Die Akquisition einer Schicht (mit simultaner Navigatorschicht) betrug 157ms für die kartesische und 262ms für die radiale Aufnahme. Die gesamte Leber (alle 12 Schichten) wurde 30 Mal, während freier Atmung des Probanden, aufgenommen. Die gesamte Akquisition dauerte ca. 1.5 Minuten.

Rekonstruktion: Zum Entfalten der kartesisch aufgenommenen Daten wurde eine bildbasierte SENSE Rekonstruktionsmethode benutzt [3]. Die radial aufgenommenen Daten wurden durch die Phasenmodulation entlang der Speichen-Winkel ge-griddet [4]. Dies ergab 12 Schichten mit ihrer jeweiligen simultan aufgenommenen Navigatorschicht für jeweils 30 verschiedene Atemzustände.

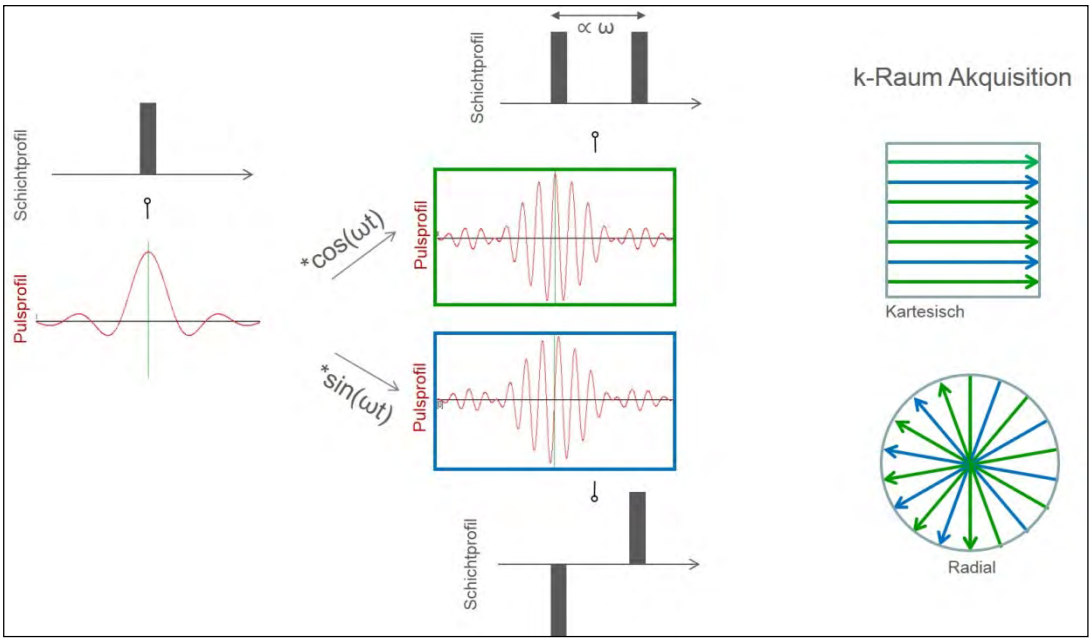
Registrierung: Auf der Navigatorschicht wurden zwei Translationsparameter aus dem Querschnitt einer Lebervene extrahiert (Abb. 2). Diese Translation wurde auf die jeweilige dazugehörige Bildschicht angewandt. Um ein Deformationsmodell der Leber zu berechnen, wurde die Atembewegung in 3 verschiedene Atemzustände (Abb. 4) unterteilt. Schichten in identischen Atemzuständen wurden gemittelt. Mithilfe eines auf den optischen Fluss basierten Trackingalgorithmus wurde ein 3D Leber Deformationsmodell zwischen den 3 Atemzuständen berechnet.

Ergebnisse: Abb. 1 zeigt beide von der Navigatorschicht extrahierten Translationsparameter. Zwischen zwei aufeinanderfolgenden vertikalen roten Linien wurden jeweils alle 12 Schichten aufgenommen. Alle 30 Wiederholungen sind aufgetragen. Abb. 2 zeigt den Effekt der Registrierung der Bildschichten mithilfe der dazugehörigen Navigatorschichten. Gezeigt ist eine über alle 30 Wiederholungen gemittelte Schicht. Der Vorteil einer 2D Translation (FH+AP) wird exemplarische für einen kartesischen Datensatz dargestellt. Detaillierte Ausschnitte zeigen eine erhöhte Bildschärfe wenn beide Parameter benutzt werden (Abb. 3). Die drei Bewegungsfelder der Leber werden in Abb. 4 auf der ko-registrierten Schicht gezeigt.

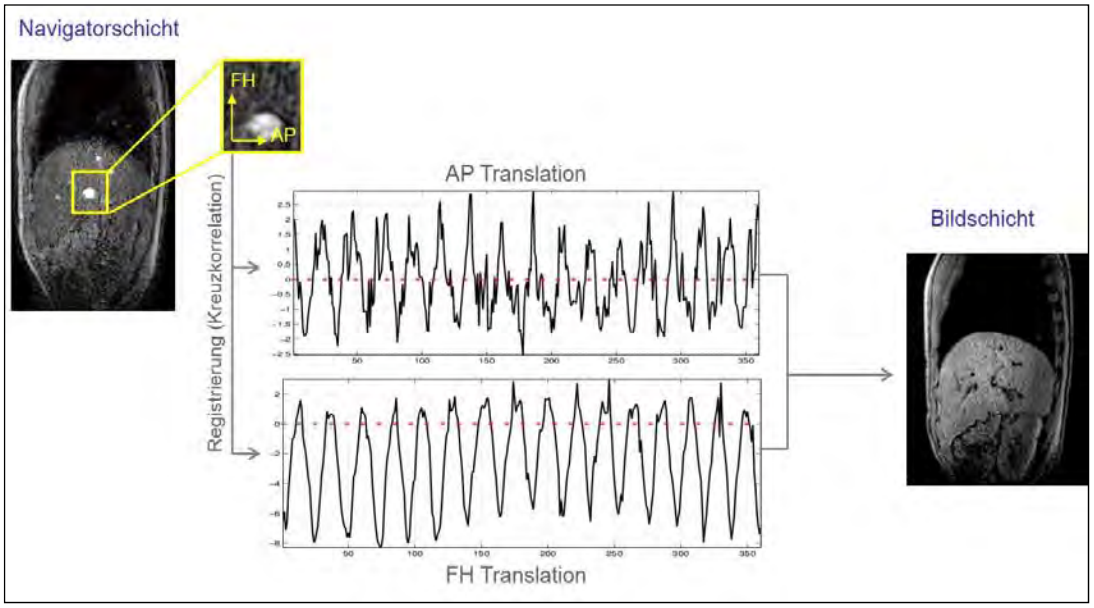
Zusammenfassung: Wir konnten die erfolgreiche Nutzung einer 2D Navigatortechnik mit CAIPIRINHA zeigen. Die simultane Aufnahme einer gesamten Schicht zusammen mit der eigentlichen Bildschicht erlaubt es im Vergleich zu einem 1D Navigator mehrere Bewegungsfreiheitsgrade einer gemeinsamen, fixen, Schicht zu extrahieren. Die Anwendung dieser Parameter auf die eigentliche Aufnahmeschicht

erlaubt es demnach ko-registrierte Aufnahmen der gesamten Leber zu berechnen. Die Aufnahme kann bei freier Atmung der Patienten vorgenommen werden und erlaubt es Bewegungsfelder zwischen verschiedenen Atemzuständen zu berechnen. Diese können dann in ein Modell eingegeben werden um z.B. Bestrahlungstherapien zu planen. Erweiterungen der Registrierung für affine Transformationen wie auch Anwendungen an anderen Organen können vorgenommen werden. Die Technik kann auch für die Aufnahme einer räumlich hochaufgelösten, nicht-zeitaufgelösten Multi-Schicht Akquisition angewandt werden für die eine Atemanhalteperiode beispielsweise nicht reichen würde.

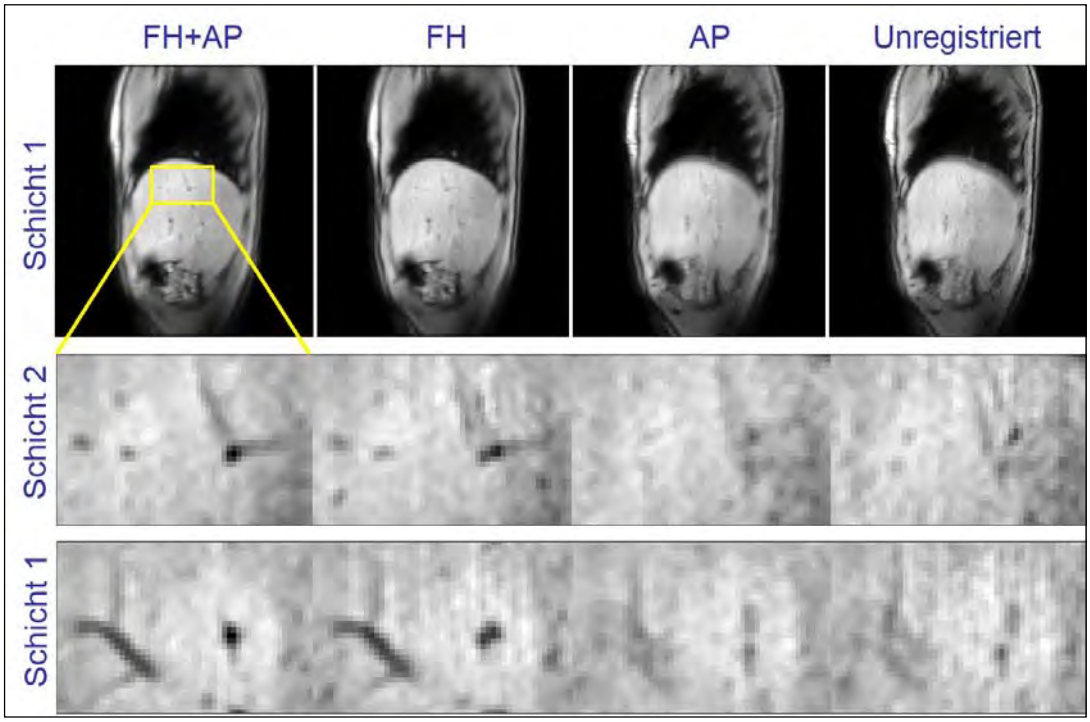
Anhang 1



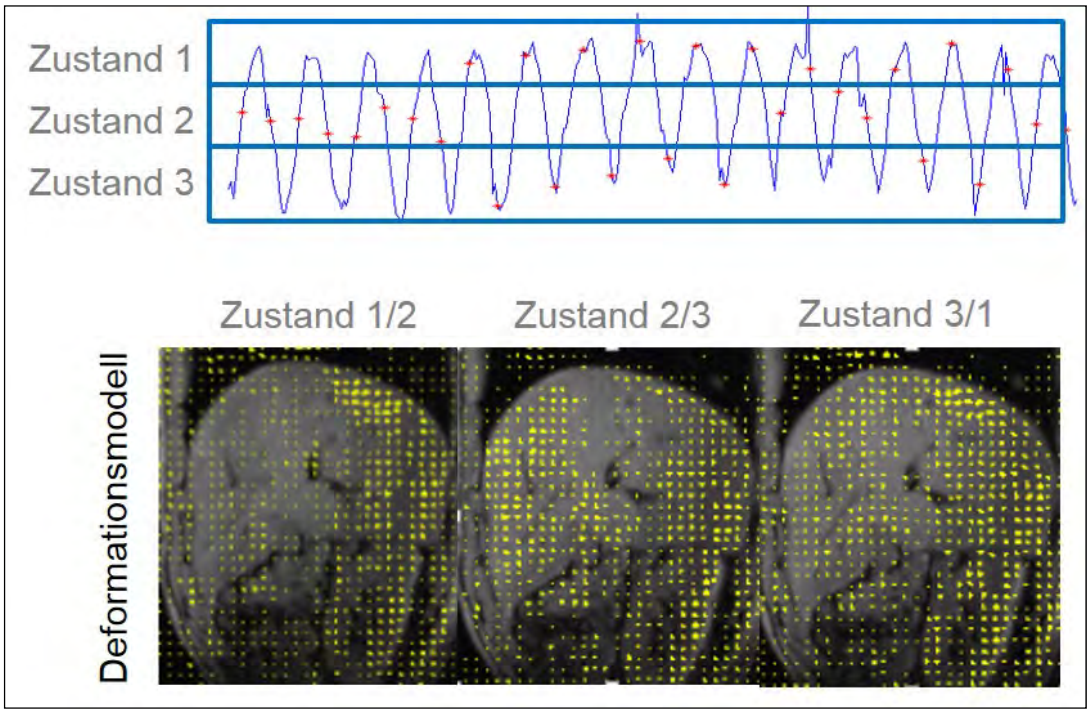
Anhang 2



Anhang 3



Anhang 4



Literatur

[1] Siebenthal Phys. Med. Biol. 2007 [2]Breuer MRM 2007 [3]Pruessmann MRM 1999 [4]Yutzy MRM 2011

34 Berücksichtigung von Schichtprofilen bei der T1-Relaxationsparameter-Bestimmung mittels inversionspräparierten Look-Locker Sequenzen

J. Tran-Gia[1], H. Köstler[1]
[1]Universität Würzburg, Institut für Röntgendiagnostik, Würzburg

Ziel: Ziel dieser Arbeit ist die Berücksichtigung der Anregungsprofile der zur Schichtselektion verwendeten HF-Pulse in dem zur T1-Bestimmung verwendeten Look-Locker-Modell. Dies ermöglicht eine exakte Beschreibung des Relaxationsprozesses in inversions-präparierten Look-Locker (IR-LL) FLASH Messungen.

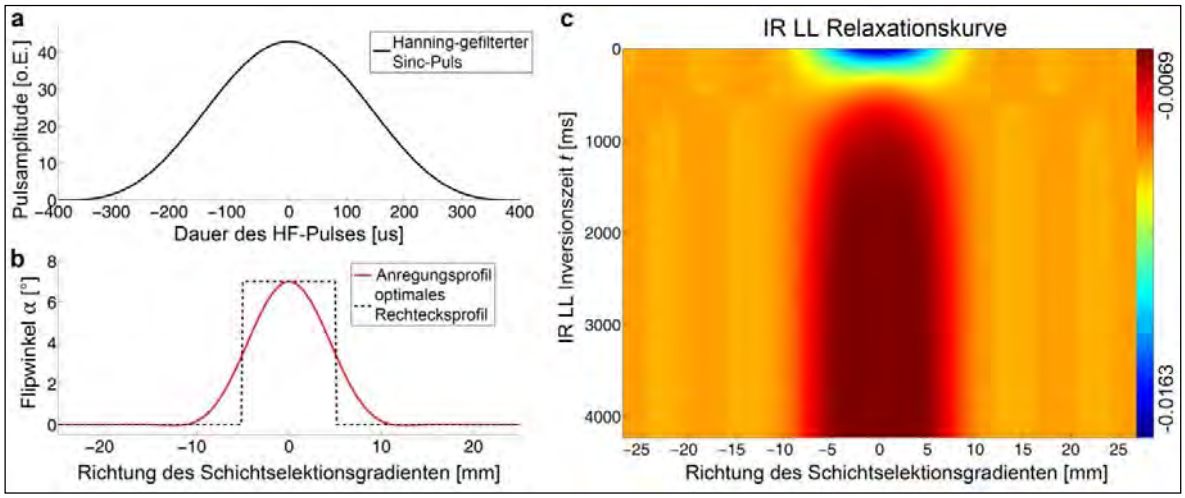
Methoden: Durch die Verwendung endlich langer HF-Anregungspulse ergibt sich eine Flipwinkelverteilung im zugehörigen Anregungsprofil. Die Auswirkung dieses Effektes auf die Relaxationsparameter-Bestimmung mittels inversionspräparierten Look-Locker Sequenzen wurde zunächst in numerischen Simulationen untersucht. Dazu wurden die zur Anregung verwendeten, gefilterten Sinc-Pulse (Abb. 1a) in den Frequenzraum Fourier-transformiert. Da das frequenzabhängige Anregungsprofil durch den Schichtselektionsgradienten ortsabhängig wird, entspricht es einer Verteilung der in der angeregten Schicht vorkommenden Flipwinkel (Abb. 1b). Mit Hilfe des mono-exponentiellen Look-Locker Relaxationsmodells $M(t) = M_0^* - (M_0 + M_0^*) \cdot \exp(-t/T_1^*)$ wurde nun für jeden gewünschten Inversionszeitpunkt und jeden auftretenden Flipwinkel die zugehörige Magnetisierung berechnet (Abb. 1c). Eine Integration in Richtung der Schichtselektion lieferte für jede Inversionszeit einen CSP-Wert (engl. Consideration of Slice Profile), welche zusammen eine CSP-Relaxationskurve bilden.
Für einen ersten Vergleich des CSP-Modells mit dem herkömmlich verwendeten, mono-exponentiellen Modell wurden für die Repetitionszeit TR = 4.24 ms und die beiden Flipwinkel 6° und 12° die zugehörigen CSP-Kurve berechnet. Anschließend wurde die mono-exponentielle Funktion an diese Kurven gefittet und die beiden Kurven sowie die zugehörigen Relaxationsparameter verglichen.
In einer Phantom-Studie wurden sieben Behälter mit unterschiedlichen Konzentrationen von Kontrastmittel (Resovist, Bayer Schering Pharma, Berlin) und Kupfersulfat mit einer IR-LL-FLASH-Sequenz (FOV = 250×250×10 mm^3, TE = 1.9 ms, TR = {4.24 ms; 7.00 ms], α={6°; 12°}) und einer radialen Trajektorie (1000 Projektionen, 128 Readoutpunkte) gemessen (Magnetom TRIO, Siemens AG Healthcare Sector, Erlangen). Um einen Nyquist-abgetasteten k-Raum für jede Inversionszeit zu erhalten, wurde die Messung 202-fach wiederholt (radiales Nyquistkriterium für 128 Readoutpunkte). Um eine komplette Relaxation zu gewährleisten, wurde vor jeder Wiederholung eine Pause von 30s eingehalten. Anschließend wurde ein Satz von CSP-Kurven für TR = {4.24ms; 7.00ms}, Flipwinkel im Intervall [1°; 9°] und Relaxationszeiten im Intervall [5ms; 5000ms] berechnet und jeweils diejenige mit der kleinsten Abweichung zu den gemessenen Relaxationskurven bestimmt. Die auf diese Weise erhaltenen Relaxationsparameter und Relaxationskurven wurden mit den aus einem mono-exponentiellen Fit bestimmten Parametern verglichen.
Diese Messung wurde abschließend mit den gleichen Messparametern an einem gesunden Probanden durchgeführt. Dabei wurde aus Zeitgründen die Pause zwischen zwei Messungen auf 15s verkürzt und die Messung zweifach unterabgetastet. Wieder wurden die herkömmlich gefitteten mit den mit Hilfe der CSP-Kurven bestimmten Relaxationsparametern verglichen.

Ergebnisse: Abb. 2a-b zeigt die Ergebnisse der numerischen Simulationen für verschiedene Relaxationszeiten T1. Für sehr kurze Inversionszeiten liegen die mono-exponentiell gefitteten Kurven (rot) deutlich über den CSP-Kurven (grün). Auch im weiteren Verlauf wird die CSP-Kurve abwechselnd über- und unterschätzt. Trotz deutlicher Abweichungen im zeitlichen Verlauf ist der durch das mono-exponentielle Modell eingeführte Fehler in der T1-Bestimmung (Abb. 2d) relativ gering. Die Abweichungen im Verlauf äußern sich stattdessen in deutlichen Fehlern bei der Bestimmung der Gleichgewichtsmagnetisierung M0 (Abb. 2c).
Abb. 3 zeigt die am Phantom gemessenen Relaxationskurven (schwarz) sowie die gefitteten mono-exponentiellen (rot) und CSP-Relaxationskurven (grün). Die bereits im Rahmen der Simulationen gemachten Beobachtungen über die Fehler des mono-exponentiellen Modells treffen auch hier zu. Im Gegensatz dazu geben die CSP-Kurven den zeitlichen Verlauf der Relaxation für beide Flipwinkel sehr genau wieder.
Abb. 4a zeigt ausgewählte Relaxationskurven der In-Vivo-Messung. Auch hier sind die CSP-Kurven in sehr guter Übereinstimmung mit dem gemessenen Signal, während das mono-exponentielle Modell Abweichungen aufweist. Abb. 4b zeigt die Differenzen zwischen der Messung und der jeweiligen Modell-Kurve für exemplarische Inversionszeiten. Die mit beiden Modellen ermittelten T1-Karten sind in Abb. 4c zu sehen. Prozentuale Differenzen der bestimmten T1- (Abb. 4d) sowie M0-Werte (Abb. 4e) bestätigen

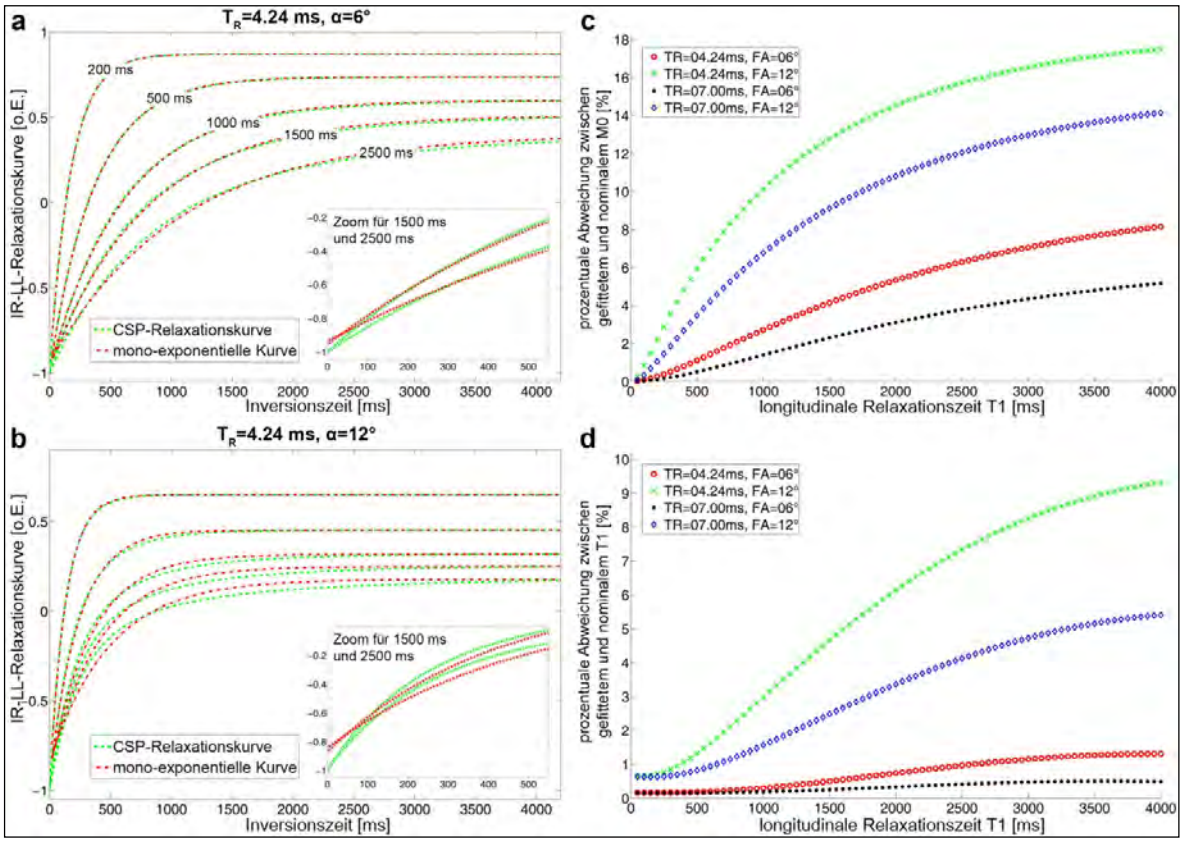
auch hier eine gute Übereinstimmung von T1, während der mono-exponentielle Fit zu Fehlern insbesondere in der M0-Bestimmung führt.

Diskussion: Das vorgestellte CSP-Relaxations-Modell stellt eine notwendige Erweiterung des üblicherweise für die Beschreibung von IR-LL-FLASH-Messungen eingesetzten mono-exponentiellen Relaxationsmodells für übliche Schichtprofile dar. Eine Verwendung des Standardmodells scheint nur sinnvoll, wenn das Ziel des Experiments ausschließlich die Bestimmung des Relaxationsparameters T1 ist. Ist eine akkurate Quantifizierung von M(t=0)=M0 oder eine präzise Modellierung der Relaxationskurve das Ziel, so führt das mono-exponentielle Modell zu systematischen Fehlern und die Verwendung des vorgestellten CSP-Modells wird notwendig.

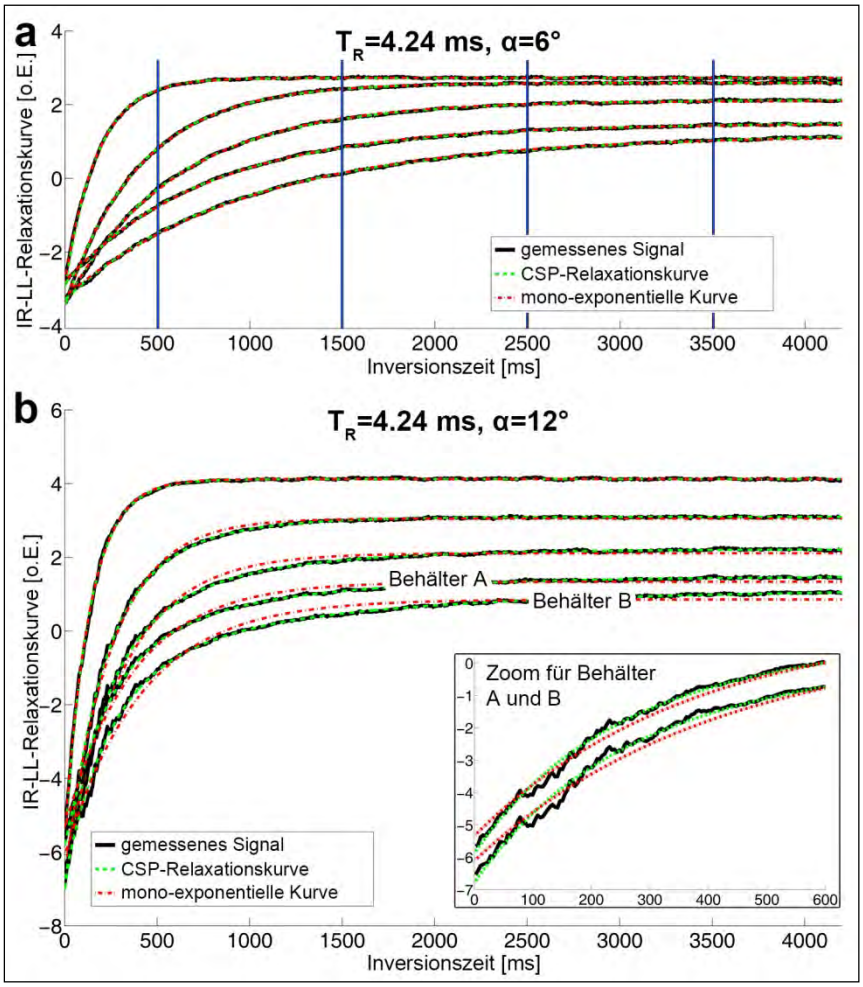
Anhang 1



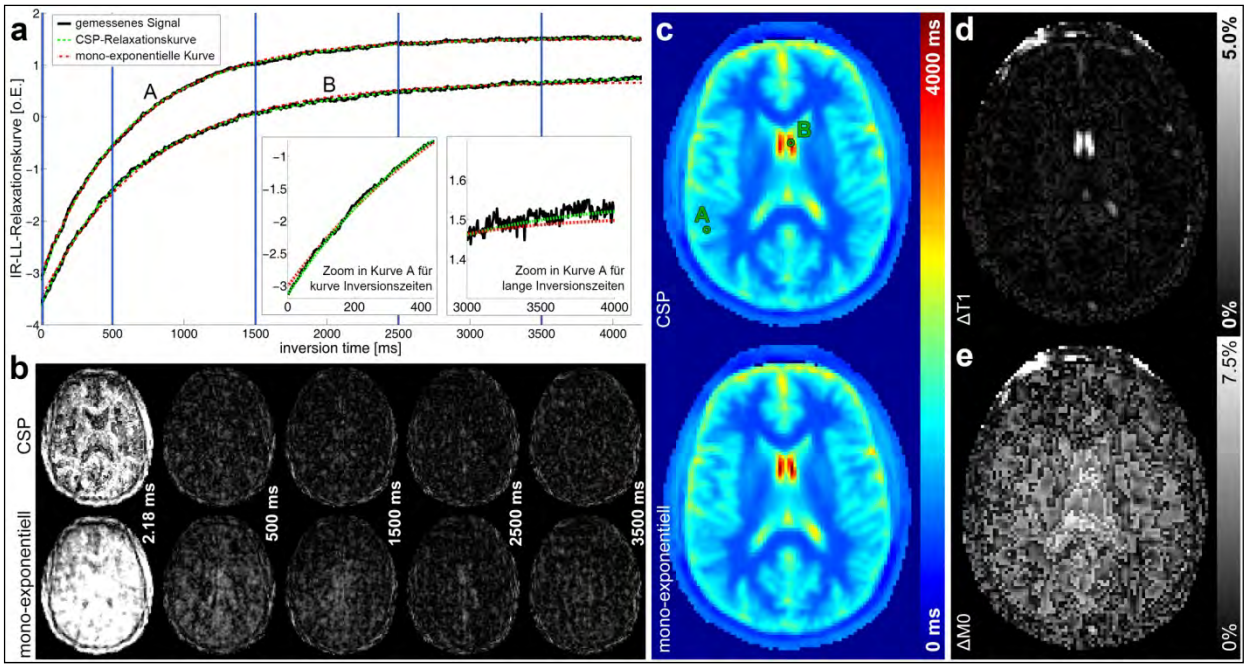
Anhang 2



Anhang 3



Anhang 4



35 Quantification of tissue sodium concentration in human spine using a 5 channel receive array and an asymmetrical transmit birdcage resonator at 3T

M. Malzacher[1], R. Kalayciyan[1], S. Haneder[2], L. Schad[1]
[1]Heidelberg University Medical Faculty Mannheim , Computer Assisted Clinical Medicine, Mannheim
[2]Heidelberg University Medical Faculty Mannheim, Institute of Clinical Radiology & Nuclear Medicine Mannheim

Introduction: Tissue Sodium Concentration (TSC) has been recently suggested to detect early changes in proteoglycan content of articular cartilage [1] due to the direct link of the Fixed Charge Density (FCD) of proteoglycan to the sodium concentration in the intervertebral disks [2]. Therefore sodium (^{23}Na) MRI was proposed as a non-invasive method sensitive to changes in the proteoglycan content which could help for diagnosis of disk degeneration in early stages [1].
A dual resonator system consisted of a transmit-only receive-only (TORO) system was developed to measure TSC in intervertebral disks of human spine using ^{23}Na MRI as already demonstrated in previous human or preclinical studies [3,4]. The homogeneous transmit B_1-field and the sensitivity corrected receive B_1-field of the surface resonator was combined with the 3D radial acquisition technique with short TE which allowed for high TSC quantification accuracy.

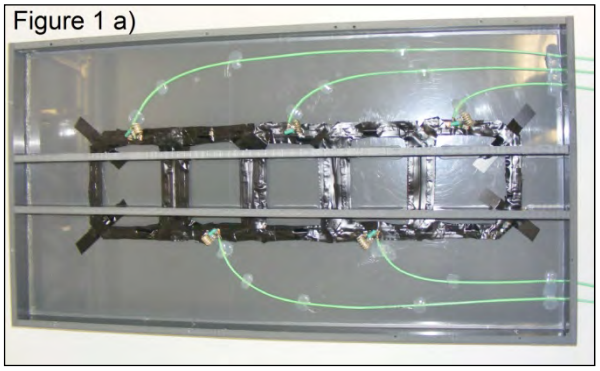
Material and Methods: A custom-built ^{23}Na 5 channel receive-only phased-array was designed and developed (Figure 1 a), [5]) to cover the whole human spine. The array design was consisted of five square-shaped copper flat conductor ((6x0.1) mm²) surface coils tuned to 32.586 MHz, the resonance frequency of sodium at 3T. The single elements ((11x11) mm²) were decoupled by overlapping them geometrically to approximately 10% of their diameter and additionally connecting each of them to a low-noise-preamplifier, which were noise matched as introduced by Roemer et al. [6]. A preamplifier decoupling of approximately -25 dB was achieved, using dual loop transmission measurement. To decouple the receiver elements during the transmit phase PIN-diode controlled active decoupling circuits were built into the RF coil path. An additional active decoupling of approximately -27dB was achieved at each element using transmission measurement. Furthermore a homogeneous B_1-field was provided by means of an asymmetric ^{23}Na transceiver (TxRx) quadrature whole-body resonator (Figure 1 b, [7]).
For the TSC quantification a reference scan has been performed using a cylindrical phantom with a diameter of 21 cm filled with 0.9% (154 mmol/L NaCl) saline solution to compensate for the receive array's sensitivity profile. To ensure a reproducible co-registration of the sample and the reference phantom scan, a housing for the receive array was built and placed at the same position in the whole-body resonator. Moreover, 5 fiducial vials (154 mmol/L NaCl) were fixed inside the coil's housing for co-registration purposes. The sample image was weighted by the coil profile and by a correction factor based on the known concentration of the fiducial vials [3] and the estimated concentration of 144 ±6 mmol/L in the cerebrospinal fluid (CSF) [1]. A 3D isotropic density adapted radial sequence [8] with short TE = 550us and long T1 = 120ms with an isotropic voxel size of 6 mm was used for a FoV of 480 mm³ and T_{acq} = 22 min at a 3T TimTrio System (Siemens Erlangen). ^{1}H images were acquired with absence of the ^{23}Na coils using a breath-hold VIBE sequence with TR = 3 ms, TE = 0.8 ms, TA = 6s, Res = (1.56x1.56x5) mm³ and FoV (25x50) cm². The feasibility of the TSC quantification method was tested at a 19 year old healthy female volunteer.

Results: The novel dual RF resonator system allowed for high-SNR human spine MR images up to 500. According to the SNR map shown in Figure 2 a good localization of the intervertebral disks and of the CSF along the whole spine were achieved basing on the ^{23}Na signal intensity distribution. Figure 2 b shows the receive coil profile achieved by the 5 channel array with increased homogeneity and signal intensity over the whole FoV. By means of the quantification method described before, a concentration map was generated for the measurement from the same slice (Figure 2 c). The method of generating concentration maps included the correction for the surface receive coil profile (Figure 2 b) and for different coil loads. Due to this method and the multi-channel array, even tissue located deeper than the spine could be detected, e.g. the heart. TSC was determined to have an average value of 327 ±53 mmol/L in different intervertebral disks. Additionally, a ^{1}H image was acquired with high T2 contrast and allowed for anatomical visualization of whole spine as shown in figure 2 d.

Discussion/Conclusion: TSC quantification of the human spine with minimal T1 and T2 weighting could be performed in a clinical acceptable time of 22 min. The large FoV of the 5 channel receive array made it possible to determine TSC in all intervertebral discs. Since the signal intensity of the CSF was constant over a large part of the spine it served as an intern reference for correction purposes. A further possibility

for the correction of the receive B1 profile could be the use of B1 mapping techniques. Finally, the 3D functional information gained by ^{23}Na MRI in terms of TSC in intervertebral disks could be examined in several slices and different orientations, which could be used as an early indicator for disc degeneration. The TSC quantification with high accuracy may also be a promising non-invasive monitoring technique for the detection of whole body metastasis in spinal cord.

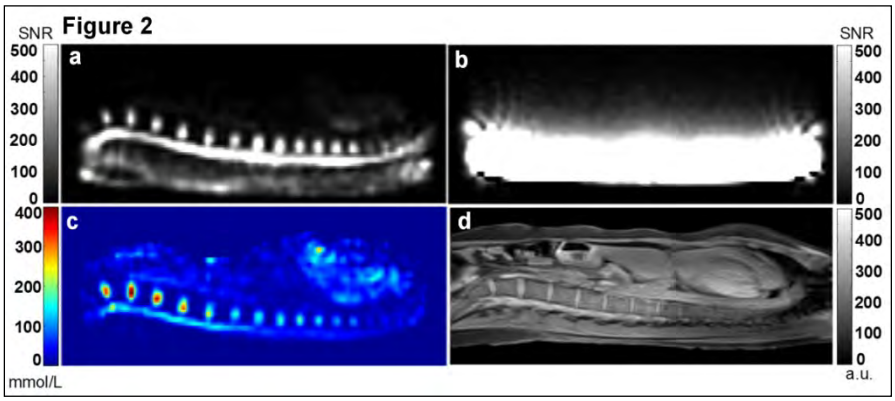
Anhang 1



Anhang 2



Anhang 3



Literature

[1] Insko et al., Academic Radiology, 800–804 (2002),
[2] Urban et al., Biochim Biophys Acta, 166–178 (1979),
[3] Ouwerkerk et al., Breast Cancer Res Treat. 106 (2007),
[4] Kalayciyan et al., Journal of Magnetic Resonance Imaging (2013),
[5] Malzacher et al., ^{23}Na Sodium MRI of whole-Spine at 3 Tesla: Feasibility and First Results, ESMRMB (2012)
[6] Roemer et al., Magnetic Resonance in Medicine 192-225 (1990),
[7] Wetterling et al., Physics in Medicine and Biology (2012),
[8] Nagel et al., MRM (2009),

8. Neuromodulation II

36 Beeinflusst bei Patienten mit chronischem Tinnitus die Hörkurve den Erfolg der Neurostimulation?

H. Wurzer[1]
[1]Tinnitus-Zentrum Promenadeplatz, München

Fragestellungen: Patienten mit chronischem Tinnitus stehen oft unter einem sehr hohen Leidensdruck. Viele Therapieverfahren der letzten Jahrzehnte konnten oft nur eine geringe Linderung erzielen. Die Forschungen der letzten Jahre mittels verschiedener Untersuchungs-verfahren (bildgebende Verfahren, EEG etc.) ergaben nun als pathophysiologischen Mechanismus für den chron. Tinnitus ein hyperaktives Zentrum im auditiven System mit synchronen Zellverbänden. Einen der derzeit in Erprobung befindlichen neuen Therapieansätze stellt die Neuromodulation dar („coordinated reset“ stimulation“), die in praxi mit dem Neurostimulator T30 CR durchgeführt wird. Dieses Gerät ist in Deutschland seit ca. 3 Jahren zur Anwendung freigegeben. Die Kritik bei der Enführung entzündete sich vor allem an der relativ kleinen Probanden/Patientengruppe. Die erste **Frage lautet daher:** Bewährt sich der Neurostimulator im klinischen Alltag? Wie hoch sind die Erfolgsraten bei der ambulanten Anwendung? Und bei positivem Ergebnis stellen sich die Fragen, ob der Hörverlust des Patienten bzw. seine Hörkurve einen Einfluss auf die Erfolgsquote hat, und
Ob es eine Relation zwischen den psychischen Komponenten (emotionaler, bzw. kognitiver
Faktor im TF) und der Neuromodulation gibt.

Material und Methoden: In einer auf Tinnitus spezialisierten HNO Praxis (Tiinnituszentrum) wurde ambulanten Patienten mit chronischem Tinnitus, die die Einschlusskriterien erfüllten, nach ausführlichen hno-ärztlichen Untersuchungen inclus. Tonschwellenaudiogrammen, Hochfrequenz-messung, Tinnitusbestimmung. Sprachaudiogramm, OAE`s, bei Bedarf BERA, orientierende vestibuläre US, orientierende US des HWS und des stomatognathen Systems) unter verschiedenen Therapiemöglichkeiten der Neurostimulator T 30 CR angeboten.
Bei über 100 Patienten (– dies ist eines der größten bisher publizierten Patientenkollektive! –) erfolgte die Anpassung, die ambulanten Kontrollen über mindestens 1 Jahr mit entsprechenden Nachjustierungen, audiologischen Kontrollen und regelmäßiger Abfrage der psychometrischen Tests (VAS, Tinnitusfragebogen nach Göbel und Hiller).
Ergebnisse:Die Ergebnisses der Neuromodulation mit dem T30 CR werden dargestellt, zum einen aufgegliedert nach Anwendungszeit, zum anderen nach initialem Schweregrad der Belastung durch den Tinnitus im TF. Nach einjähriger Anwendung finden sich bei den „ winnern“ (Besserung um über 1 Schweregrad=15 Pkt. im TF) rund 30 %der Pat. ;weitere 45 % bei den „respondern“ (Besserung um 6-14 Pkt.). Eine nachhaltige Verschlechterung trat bei keinem Pat. ein. Damit stellt die Neuromodulation eines der erfolgreichsten Verfahren bei chron. Tinnitus dar. Hinsichtlich des Belastungsschweregrad konnte keine relevante Abweichung bei den einzelnen Graden gefunden werden; allerdings ist bei den Pat. mit Schweregrad IV, die meist psychische Comorbiditäten aufweisen, die drop-out-rate erhöht, und die Zahl der Anwender eher unterdurchschnittlich. Für die Abhängigkeit von der Hörkurve wurden verschieden Gruppen gebildet (Normalhörigkeit, „Lärmzacke“, ISH etc.); desgleichen bei den psychischen Faktoren; die Ergebnisse dazu werden detailliert dargestellt werden.

Zusammenfassung: Die Neuromodulation bei chronischem Tinnitus mit dem Neurostimualtor T30 CR hat sich inder Praxis bewährt, wie an einem über 1oo Pat. Kollektiv aus 1 Praxis gezeigt wird.

Literatur
[1] P.Tass e.a. Rest. Neur. A. Neuroscience 30 (2012) 137-159

37 Resistance to noise stimulation of neural networks with spike timing-dependent plasticity

O. V. Popovych[1], S. Yanchuk[2], P. A. Tass[1,3]
[1]Research Center Jülich, Institute of Neuroscience and Medicine – Neuromodulation (INM-7), Jülich
[2]Humboldt University of Berlin, Institute of Mathematics, Berlin
[3]Cologne Medical School, Department of Neuromodulation, Cologne

We show that synchronized neural networks with adaptive synaptic weights governed by spike timing-dependent plasticity (STDP) are intriguingly resistant against desynchronizing noise stimulation. In fact, independent noise can have a constructive effect on the collective dynamics of oscillatory neural ensembles with STDP. The mean synaptic weight of the stimulated population increases with the noise intensity, and there is an optimal noise strength, where the amount of synaptic coupling gets maximal in a resonance-like manner. This leads to a noise-induced self-organization of the coupling topology, which effectively counteracts the desynchronizing impact of independent noise over a wide range of the noise intensity. Our results suggest a possible mechanism of how the brain may counteract external perturbations and noise in order to preserve the existing level of neural synchrony. Furthermore, our results show that independent noise can by no means be considered as an effective method for desynchronization of oscillatory neural networks with STDP. Given the attempts to counteract abnormal neural synchrony underlying tinnitus with noisers and maskers, our findings may even have clinical relevance and contribute to a deeper understanding of why the maskers and noisers have a limited efficacy in counteracting tinnitus.

38 DBS for treatment of dementia

J. Kuhn[1], K. Hardenacke[1], M. Maarouf[2], V. Sturm[2], H. Freund[3]
[1]University of Cologne, Department of Psychiatry and Psychotherapy, Cologne
[2]University of Cologne, Department of Functional Neurosurgery and Stereotaxy, Cologne,
[3]Research Centre Juelich, Institute of Neuroscience and Medicine, Jülich

The pivotal article by Whitehouse and Price [1] highlighted the role of the early involvement of nucleus basalis Meynert (NBM) degeneration for the development of dementia. They envisaged the innervation of the neocortex by basal forebrain cholinergic neurons (BFCN) as mediator of cortical activation in support of cognitive functions. Some kind of presynaptic background tuning of the entire neocortex has been subject to many animal studies. One investigation[2] showed a close relationship between damage of the NBM, cortical ACh level and attentional functioning in rats. In man, a significant reduction in the NBM in patients with mild cognitive impairment (MCI) and established dementia[3]. The volumes of the degenerated cholinergic regions highly correlated with the cognitive capacity as well as with a statistically significant loss of gray matter volumes in the affected compartments. Correspondingly, antidementive medication and cholinergic modulators improves the symptoms in Alzheimer's disease (AD).
This kind of information led to the "cholinergic hypothesis" of dementia regarding the early and progressive loss of basal forebrain cholinergic neurons along with down regulation of cortical cholinergic innervation as a major factor in the pathophysiological cascade including protein conformational changes. Cholinergic input is crucial for cortical plasticity as demonstrated by reshaping of auditory receptive fields during and after NBM DBS in the adult rat brain[4].
In the last years several investigations have been published in which DBS has been used with the aim to improve cognitive abilities in patients with dementia[5,6]. The most intriguing aspect of our study was NBM DBS not only modified symptoms, but also influenced the progression of the disease along with the improvement of drive and attention. These results are compatible with the experimentally based concept of the NBM as a key structure in the ascending activating system[7].

Literatur

[1] Whitehouse PJ, Price DL, Clark AW, Coyle JT, DeLong MR. Alzheimer disease: evidence for selective loss of cholinergic neurons in the nucleus basalis. Ann Neurol 1981;10:122-6.
[2] McGaughy J, Dalley JW, Morrison CH*, et al.* Selective behavioral and neurochemical effects of cholinergic lesions produced by intrabasalis infusions of 192 IgG-saporin on attentional performance in a five-choice serial reaction time task J Neurosci 2002: 22; 1905-1913
[3] Grothe M, Heinsen H, Teipel SJ. Atrophy of the cholinergic Basal forebrain over the adult age range and in early stages of Alzheimer's disease. Biol Psychiatry 2012;71:805-13.
[4] Kilgard MP, Merzenich MM. Cortical map reorganization enabled by nucleus basalis activity. Science 1998;279:1714-8.
[5] Laxton AW, Tang-Wai DF, McAndrews MP, et al. A phase I trial of deep brain stimulation of memory circuits in Alzheimer's disease. Ann Neurol 2010;68:521-34.
[6] Freund HJ, Kuhn J, Lenartz D, et al. Cognitive functions in a patient with Parkinson-dementia syndrome undergoing deep brain stimulation. Arch Neurol 2009;66:781-5.
[7] Buzsaki G, Bickford RG, Ponomareff G, Thal LJ, Mandel R, Gage FH. Nucleus basalis and thalamic control of neocortical activity in the freely moving rat. J Neurosci 1988;8:4007-26.

9. Medizinische Robotik

39 Einführungsvortrag – Robotersysteme für Strahlentherapie und Radiologie

A. Schläfer[1]
[1]Universität zu Lübeck, Medical Robotics / Institut für Robotik und Kognitive Systeme, Lübeck, Deutschland

Zusammenfassung: Wir geben einen beispielhaften Überblick über Robotersysteme in Strahlentherapie und Radiologie und betrachten jeweils die Motivation für ihre Entwicklung sowie den Entwicklungsstand als Forschungssystem oder kommerzielles Produkt. Unter anderem werden Systeme für die perkutane Strahlentherapie, für die Brachytherapie, zur Platzierung von Nadeln und zur Positionierung der Bildgebung vorgestellt. Die verschiedenen Ansätze illustrieren unterschiedliche Anforderungen an medizinische Robotersysteme.
Ursprünglich haben vor allem die für stereotaktische Behandlungen nötige Genauigkeit bei der Strahlplatzierung und der größere Arbeitsraum zur Entwicklung des auf einem Industrieroboter basierenden CyberKnife Systems (Accuray Inc.) geführt. Mittlerweile stellt auch die Möglichkeit, Änderungen in der Lage sowie die Atembewegung der Zielstruktur automatisch zu kompensieren, einen wichtigen Aspekt für den klinischen Einsatz des Gerätes dar. Grundlage dafür ist die Integration bildgestützter Navigation sowie weiterer Sensoren zur Erfassung der Atmung und des Roboters zu einem Gesamtsystem mit möglichst geringer Latenzzeit. Ein Beispiel für eine spezielle Kinematik stellt das Vero System (Vero GmbH) dar, bei dem Bildgebung und Strahlgenerierung in einem ringförmigen Aufbau integriert sind. Trotzdem erlaubt die kardanische Aufhängung des Kollimators vier Freiheitsgrade bei der Strahlausrichtung und den Ausgleich von Atembewegungen. Andere Robotersysteme in der Strahlentherapie betreffen die Patientenpositionierung, beispielsweise durch Hexapod-Ansätze zur Couch- oder Kopfpositionierung.
Auch für den Einsatz von Brachytherapierobotern ist die bildgeführte Navigation von entscheidender Bedeutung. Besonders für die Prostatabrachytherapie gibt es eine Reihe von Forschungssystemen, die das Einführen der Nadel zu einem unterschiedlichen Grad automatisieren. Ziel ist es, trotz der beim Einstechen unvermeidlichen Gewebedeformationen die gewünschte Lage der Nadel zu realisieren. Neben der Navigation auf Basis von transrektaler Ultraschallbildgebung wird auch an magnetresonanztomographiekompatiblen Geräten gearbeitet. Das Einführen von Nadeln stellt auch in der Radiologie eine Anwendung für Roboter dar. Beispielsweise ist die genaue Ausrichtung der Nadel auf eine Zielstruktur automatisch anhand von Bilddaten möglich. Neben Röntgen-, Computertomographie-, Magnetresonanztomographie- oder Ultraschallbildgebung kann auch die Erfassung von Bilddaten aus der Nadel selbst Informationen zur Navigation liefern, beispielsweise durch Integration optischer Kohärenztomographie in eine robotergeführte Nadel.

40 Robotische Radiochirurgie der nächsten Generation: Leistungsbewertung des ersten Cyberknife „M6“ im klinischen Betrieb

C. Fürweger[1], N. Kremer[1], B. Wowra[1], A. Muacevic[1]
[1]Europäisches Cyberknife Zentrum München-Großhadern, München

Fragestellungen: Am Cyberknife Zentrum München-Großhadern wurde im Dezember 2012 das bestehende System G4 durch das erste Gerät der Generation “M6” weltweit ersetzt. Von Januar bis Mai 2013 wurden mit der neuen Technologie ca. 300 Patienten radiochirurgisch behandelt. Wir haben die Eigenschaften des Geräts zur Inbetriebnahme und im klinischen Betrieb getestet, um Unterschiede zum Vorgänger zu charakterisieren.

Material und Methoden: An den einzelnen Subsystemen des Cyberknifes (Roboter, Linac, Bildführung/Tracking, Blendensysteme) wurden spezifischen Qualitätstests gem. Empfehlungen der AAPM (TG 135, Ref. 1) durchgeführt. Die Gesamtpräzision wurde über End-To-End Tests für die unterschiedlichen Trackingmodalitäten ermittelt und im Zeitverlauf durch tägliche „AQA“ Checks (adaptierter Winston-Lutz-Test, Ref. 1) verifiziert.
Zur Bewertung der praktischen Effizienz wurden Behandlungszeiten in Abhängigkeit von der Targetlokalisation ausgewertet und die neuen variablen Blendensystem (IRIS v3, mikro-MLC) im Planvergleich evaluiert.

Ergebnisse: Der mittlere radiale Fehler in der Positionsgenauigkeit des M6 Roboters nach Kalibrierung lag bei 0.10mm (max. 0.24mm; G4: 0.09mm, max. 0.25mm). Die Links-Rechts Symmetrie des Roboter-Arbeitsraums wurde auf 50:50% (G4: 36:64%, Head Path) verbessert. Die Präzision des Bildführungssystems im Tracking von Zielstrukturen lag bei 0.36, 0.17, und 0.20mm für Head, Fiducials und Spine (G4: 0.32, 0.27, 0.28mm). Die Gesamtgenauigkeit in End-to-End Tests betrug 0.40±0.20mm (G4: 0.43±0.21mm) für statische Targets. Der radiale Fehler im täglichen AQA Check lag über 4 Monate stabil bei 0.34±0.13mm ohne Trendentwicklung.
Die mittlere Behandlungszeit (01-05/2013, Fixblenden, IRIS ab 04/2013, kein MLC) pro Patient reduzierte sich im Vergleich zu 2012 (G4, Fixblenden) um ca. 20% (Kopf 59→50min, spinal 70→50min, atembewegte Läsionen 62→46min), bei gleichbleibendem Behandlungsspektrum. Im Planvergleich mit Fixblenden zeigte der MLC für große (>15cm³), unregelmäßige Zielvolumina eine Reduktion der Behandlungszeit um 25-70% bei gleicher oder höherer Planqualität.

Zusammenfassung: Im Vergleich zum Vorgängersystem zeigt das Cyberknife „M6“ eine signifikante Reduktion der Behandlungszeit und einen optimierten Arbeitsraum bei unverändert hoher Präzision und Stabilität. Durch die bevorstehende Inbetriebnahme des mikro-MLCs ist eine weitere Steigerung der Effizienz zu erwarten.

Literatur
[1] Dieterich S, Cavedon C, Chuang C, et al. Report of AAPM TG 135: Quality assurance for robotic radiosurgery. Med. Phys. 38(6)2914-36, June 2011.

41 Verifikation der Positioniergenauigkeit des iSYS-Robotersystem bei der interventionellen Radiotherapie

B. Schiestl[1], A. Prantner[2], M. Vogele[3], M. Brüggl[1], C. Thurner[1], P. Eichberger[1], P. Lukas[1]
[1]Univ. Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie , Innsbruck, Österreich
[2]Fachhochule für Gesundheit , Radiologietechnologie, Tirol, Österreich
[3]iSYS Medizintechnik GmbH, CEO, Kitzbühel, Österreich

Fragestellungen: Der Erfolg einer interstitiellen Brachytherapie hängt sehr davon ab, wie exakt die Platzierung der Nadeln erfolgen kann und in weiterer Folge, bei fraktionierten Behandlungsschematas, wie reproduzierbar die Nadelapplikation durchgeführt werden kann [1]. Ziel dieser Arbeit war es zu ermitteln, ob das Robotersystem iSYS© mit der dazugehörigen Navigationssoftware RoboNav© die gewünschte Genauigkeit von <1mm, der für den Einsatz in der interstitiellen Brachytherapie erfüllen kann.

Material und Methoden: Für die Versuche stand das Robotersystem iSYS © Serie 1.3 mit der Navigationssoftware RoboNav© V1.0.108 und V1.0.109 zur Verfügung. Ein spezielles mit Gelatine gefülltes PMMA – Phantom mit zehn am Boden verankerten Aluminiumkegeln, als Zielpunkte und 20 Eintrittslöchern am Deckel, stellte uns die Abteilung für Radiologie Innsbruck dankenswerter Weise zur Verfügung. Für alle Versuche wurden 17G Nadeln der Firma Bard Medica SA verwendet. Versuchsreihe 1 wurde mit der Universal-Nadelhalterung und dem Referenzrahmen Array M1, Versuchsreihe 2 mit dem Standard Needle Guide und Referenzrahmen Marker V3 auf einem Philips Brilliance Big Bore CT mit 85cm Gantry Öffnung durchgeführt.
Der Roboter wurde von Hand vorpositioniert und CT-Untersuchungen mit 1mm und 3mm gefahren, die für die Ermittlung der Roboterposition anhand der Referenzrahmen, in Bezug auf das Phantom notwendig sind. Mit diesen Datensätzen erfolgt die Planung der Nadeltrajektorien unter Angabe der Ziel- und der Eintrittspunkte. Die für den gewählten Stichkanal passenden Koordinaten werden an die Control Einheit des iSYS Roboters gesandt und der Nadelhalter automatisch für die geplante Trajektorie eingestellt. Das Setzen der Nadeln erfolgte von Hand. Je Deckelposition A-D konnten 20 Nadeln gesetzt werden, bei vier möglichen Positionen ergab das maximal 80 Trajektorien. Bei Versuchsreihe 1 wurde auf die letzte Deckelposition D verzichtet und hat daher nur 60 Punktionen. Versuchsreihe 2 wurde mit allen 80 möglichen Trajektorien durchgeführt. Nach dem Setzten aller Nadeln wurde je Deckelposition ein abschließender CT-Scan für die Auswertung der Genauigkeit mit 1 mm Schichtdicke angefertigt.
Der Unterschied der Genauigkeit innerhalb einer Testreihe, und somit des verwendeten Referenzrahmens mit dazugehörigen Nadelhalterung, bei den einzelnen Schichtdicken und die Genauigkeit zwischen den Testreihen, und somit den unterschiedlichen Referenzrahmen mit dazugehörigen Nadelhalterung, innerhalb einer Schichtdicke wurde mit Hilfe der Software Prosoma © ermittelt.

Ergebnisse: Die Auswertung zeigt für die Testreihe 1 bei der verwendeten Schichtdicke von 1mm eine durchschnittliche Abweichung der geplanten Trajektorie von 2,75mm. Die Standardabweichung beträgt 1,39mm. Die Abweichungen bewegen sich zwischen 0,5mm als Minimalwert und 5,88mm als Maximalwert. Bei Schichtdicke 3mm ergibt sich ein Mittelwert von 4,39mm. Die Werte bewegen sich mit einer Standardabweichung von 0,95mm um den Mittelwert. Der Minimalwert bei dieser Versuchsreihe liegt für die Abweichung bei 2,8mm. Der Maximalwert erreicht einen Wert von 6,26mm (Tabelle1). In Abbildung 1 sind die Messwerte für Deckelposition A dargestellt.
Für Testreihe 2 ergibt sich bei einer Schichtdicke von 1mm einen Mittelwert von 1,13mm. Die Streuung der Werte liegt bei 0,7mm. Die Abstände bewegen sich im Rahmen von 0,3mm und 2,82mm. Bei 3mm Schichtdicke ergibts sich ein Mittelwert von 1,02mm bei einer Standardabweichung von 0,53mm. Der Minimalwert liegt bei 0,1mm und der Maximalwert bei 2,51mm (Tabelle 2). Abbildung 2 zeigt die Ergbnisse für Deckelposition A. In Abbildung 3 sind die Ergebnisse der beiden Referenzrahmen in Abhängigkeit der Schichtdicke dargestellt. Abbildung 4 zeigt die Ergebnisse für die beide Referenzrahmen M1 und V3, unabhängig von der Schichtdicke. 50% der Werte von Testreihe 1 bewegen sich zwischen 2,1mm und 4,3mm. 50% der Ergebnisse der Testreihe 2 bewegen sich zwischen 0,5mm und 1,3mm. .

Zusammenfassung: Das für diese Untersuchung verwendetet Robotersystem iSYS konnte mit der verbesserten Konfiguration, Referenzrahmen und Nadelhalterung, die Anforderungen an die Genauigkeit von 1mm im Mittel erreichen. Für die Planung der Trajektorien ist eine Schichtdicke von 3mm ausreichend um die erforderliche Präzision zu gewährleisten.

Im Vergleich zu anderen Robotersystemen die für die interstitielle Brachytherapie eingesetzt bzw. im CT verwendet werden, weist iSYS ähnliche mittlere Abweichungen in Bezug auf die Genauigkeit auf wie vergleichbare Robotersysteme [3,4]. Anzumerken ist, dass die Tests mit einem homogenen Phantom durchgeführt wurden und als nächster Schritt eine Genauigkeitsüberprüfung an einem antropomorphen Phantom ansteht.

Anhang 1

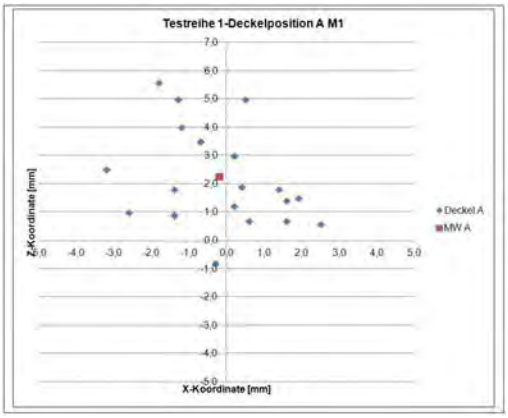


Abb.1:Messergebnisse für Testreihe1 Deckelpos. A

Anhang 2

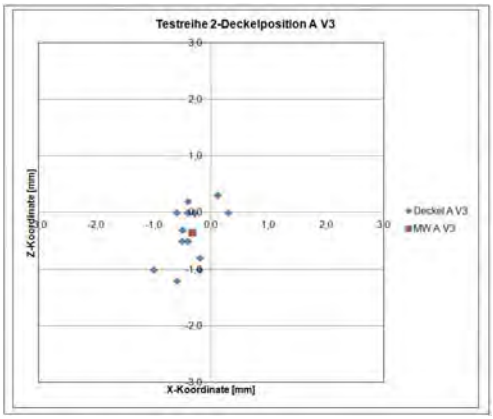


Abb.2:Messergebnisse für Testreihe2 Deckelpos.A

Anhang 1

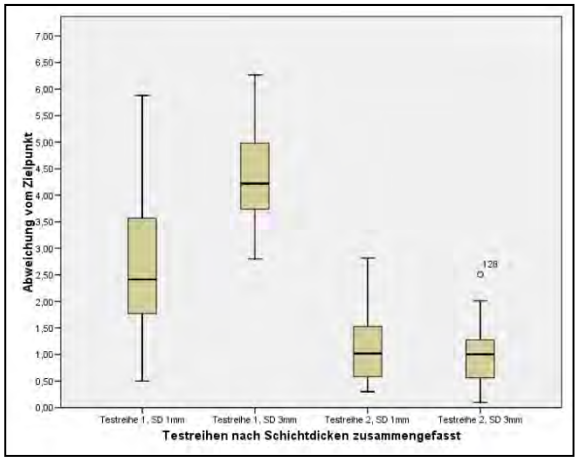


Abb.3: Messergebnisse für 1mm und 3mm SD

Anhang 2

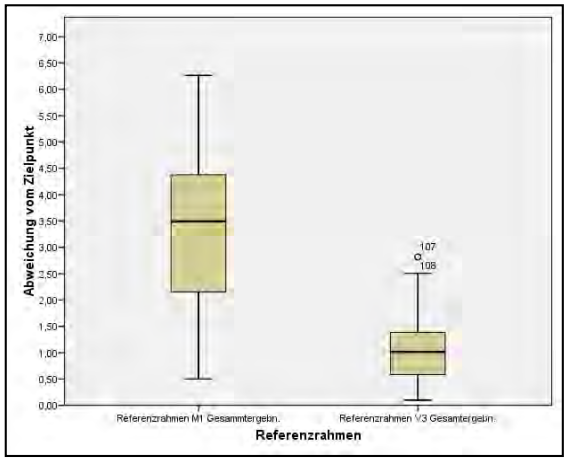


Abb.4: Messergebnisse für Referenzrahmen M1 und V3

Anhang 3

Schichtdicke	Anzahl der Punktionen	Mittelwert	Standardabw.	Minimalwert	Maximalwert	Messungen
1mm	40	2,75	1,39	0,5	5,88	A, B
3mm	20	4,39	0,95	2,8	6,26	C

Tab. 1: Testreihe 1, Auswertung der Daten Abstand Nadelspitze zum Ziel, Angaben in mm

Schichtdicke	Anzahl der Punktionen	Mittelwert	Standardabw.	Minimalwert	Maximalwert	Messungen
1mm	40	1,13	0,7	0,3	2,82	A V3, B V3
3mm	40	1,02	0,53	0,1	2,51	C V3, D V3

Tab. 2: Testreihe 2, Auswertung der Daten Abstand Nadelspitze zum Ziel, Angaben in mm

Literatur

[1] Mustermann, M.: Musterbuch, Z. f. Metallkunde, 38 (1999) 5, S. 538-547
[2] Bale RJ, Freysinger W, Martin A, Vogele M, Auer T, Eichberger P, et al. Erste Erfahrungen mit computerunterstützter stereotaktischer interstitieller Brachytherapie. Strahlentherapie und Onkologie. (1998) S 473-477
[3] Song DY, Burdette EC, Fiene J, Armour E, Kronreif G, Deguet A, et al. Robotic Needle Guide für Prostate Brachytherapy: Clinical Testing of Feasibility and Performance. Brachytherapy. 2011: S 57-63
[4] Kettenbach J, Kronreif G, Figl M, Martin F, Birkfellner W, Hanel R, et al. Robot-Assisted Biobsy Using Computed Tomography-Guidance. Investigative Radiology. (2005) April S 219-228

42 Einführungsvortrag – Integration von Robotersystemen in den chirurgischen Workflow

J. Raczkowsky [1]
[1]Karlsruher Institut für Technologie (KIT), Institut für Prozessrechentechnik, Automation und Robotik (IPR), Karlsruhe

Rechnergestützte Systeme sind in der klinischen Diagnose und Therapie erfolgreich eingeführt. Ein noch sehr kontrovers diskutiertes Thema stellt die Nutzung von Robotern für chirurgische Anwendungen dar. Deutschland erlebt die zweite Welle kommerzieller Systeme auf diesem Gebiet. Besonders interessant sind hierbei die Unterschiede zwischen der ersten und zweiten Generation hinsichtlich Anwendungszenarien und Architektur, die die Antipoden des Spektrums chirurgischer Robotersysteme darstellen. Für eine breite Nutzung von Robotern in der Chirurgie spielen neben den technologischen Aspekten die Bedienerschnittstelle und die Einbindung in den chirurgischen Workflow eine tragende Rolle. Einführend mit einem Überblick zum Stand der Technik strukturiert der Beitrag das Gebiet der chirurgischen Robotersysteme. Daraus werden die spezifischen Anforderungen an zukünftige Chirurgierobotersysteme erarbeitet. Die Entwicklung in den Operationssälen geht hin in Richtung auf sogenannte Hybride Operationssäle, d.h. es werden zunehmend Bildgebende Verfahren in die chirurgischen Prozeduren integriert. Die Anwendung eines großen und teuren Geräteparks stellt hohe Anforderungen an die Effizienz des Operationsteams um den optimalen Einsatz zu gewährleisten. Dieser soll durch eine sorgfältige Planung des Operationsablaufes (sog. Workflows) unterstützt werden. Mit den einzelnen Workflow-Schritten sollen auch die relevanten Daten und Parameter verknüpft werden, um einerseits als Referenz für die Sensordaten zu dienen und andererseits die optimale Platzierung, Kalibrierung und Registrierung der Geräte im OP zu gewährleisten. Um solche Konzepte zu erproben wurde am IPR das OP:Sense-System entwickelt. Es erlaubt eine dynamische Konfiguration aus OP-Gerätschaften, Robotern, Eingabesystemen und Sensoren. Die Sensordaten können sowohl in eine Regelschleife eingebaut werden als auch zur Überwachung und Registrierung dienen. Anhand von zwei unterschiedlichen Einsatzszenarien werden die Eigenschaften des Systems dargestellt: (1) Fräsen für eine Knie-Endoprothese automatisch/telemanipuliert mit Virtual Fixtures (2) Telemanipulation im Abdominalbereich.

43 Robotik für die Chirurgie – Herausforderungen und Stärken

R. Konietschke [1]
[1] German Aerospace Center (DLR) , Institute of Robotics and Mechatronics , Oberpfaffenhofen, Deutschland

Einleitung: Seit vielen Jahren wird Robotik in der Medizin eingesetzt. Dabei werden idealerweise die Stärken von Mensch, Robotik, Sensorik und Computerprozessierung vereint zu leistungsstarken medizinischen Systemen. Neben einem kurzen Überblick über den derzeitigen Stand des Einsatzes von Robotik in der Chirurgie, ist der Fokus auf die Forschungsplattform MiroSurge und das interdisziplinäre Labor MIRO Lab des Instituts für Robotik und Mechatronik des Deutschen Zentrums für Luft- und Raumfahrt (DLR) gesetzt.

Material und Methoden: Zunächst werden Definitionen für den Begriff Robotik entwickelt und die potentiellen Stärken eines kombinierten Systems aus Mensch, Roboter und Computer herausgearbeitet. Im nächsten Schritt werden sinnvolle Definitionen der Schnittstellen eines Roboters zu Chirurg, Patient und Computer vorgestellt. Schließlich werden derzeitige Herausforderungen für Chirurgierobotik-Systeme dargestellt. Diese ergeben sich beispielsweise aus der geforderten Miniaturisierung, der Entwicklung von reinen Positionsschnittstellen hin zu Impedanzschnittstellen, aus der Forderung nach robusten sensorbasierten Entscheidungen und aus den Sicherheitsanforderungen der Robotik, wenn enger Kontakt zum Menschen besteht.

Ergebnisse: Die für das MIRO Lab entwickelten Komponenten MIRO (medizinischer Roboterarm) und MICA (minimal invasives aktuiertes Instrument) und die darauf aufsetzende Software zur Regelung und Applikationsentwicklung bieten offene Schnittstellen und Modularität, wodurch eine Einsetzbarkeit in verschiedenen chirurgischen und diagnostischen Anwendungen prototypisch gezeigt werden kann. Im MIRO Lab, welches derzeit etabliert wird, sollen in Zukunft interdisziplinär (medizinisches Personal, Industrievertreter, Wissenschaftler) Methoden entwickelt werden, die effizient sicherstellen sollen, dass mögliche Applikationen tatsächlich zu einer sinnvollen Unterstützung des Menschen führen.

Abb. 1



Abb. 2



Das DLR Mirosurge System besteht auf der Patientenseite (Abb. 1) aus drei medizinischen Roboterarmen. Zwei der Arme halten aktuierte und sensorierte Instrumente, der dritte eine endoskopische Stereokamera. Das System wird von der Eingabekonsole (Abb. 2) ferngesteuert mit zwei haptischen Eingabegeräten, welche Kräfte, Momente und die Greifkraft rückkoppeln können.

44 Konzept und Anwendung eines navigierten chirurgischen Assistenzroboters

J. Wahrburg [1]
[1]Universität Siegen, Zentrum für Sensorsysteme (ZESS), Siegen

Für den Einsatz robotischer Systeme zur Unterstützung chirurgischer Eingriffe sind die aus der industriellen Automation bekannten Betriebsmodi von Robotern nicht geeignet. Gefordert wird nicht die schnelle und genaue Wiederholung einmal programmierter Bewegungen, sondern eine in hohem Maße interaktive Arbeitsweise. Der Chirurg soll bei den Schritten einer Operation unterstützt werden, wo menschliches Geschick und menschliche Wahrnehmungsfähigkeit an ihre Grenzen stoßen. Der Beitrag stellt wichtige Aspekte der roboterunterstützten Chirurgie anhand des Assistenzrobotersystems vor, das am ZESS der Universität Siegen entwickelt wurde und alle Schritte einer Operation unterstützt. Seine Technologie beruht auf dem patentierten Konzept zur Kombination chirurgischer Navigationssysteme, bei denen die aktuelle räumliche Position chirurgischer Instrumente in eine präoperative Aufnahme eingeblendet wird, und Robotik. Der Roboterarm stellt eine mechatronische Erweiterung des Navigationssystems zur zitterfreien, abrutschsicheren Führung eines chirurgischen Instruments dar. Es wird exakt entsprechend der computergestützten präoperativen Planung geführt und positioniert, wobei die interaktiven Betriebsmodi des Roboters insbesondere für neue, weniger oder minimal invasive Operationstechniken ausgelegt sind und dem Chirurgen jederzeit die volle Kontrolle über den Operationsablauf ermöglichen. Kleine Bewegungen des Patienten während der Operation werden durch ein Referenzelement des Navigationssystems, das fest mit der zu operierenden knöchernen Struktur verbunden ist, gemessen und in eine entsprechende Korrekturbewegung des Roboters umgesetzt. Die Anwendung des Systems wird an einem Beispiel aus der Wirbelsäulenchirurgie illustriert. Es zeigt, wie die häufig durchgeführte Implantation von Pedikelschrauben mit Roboterunterstützung minimal invasiv durchgeführt werden kann.

10. Magnetic Particle Imaging

45 Magnetic Particle Imaging – eine Einführung in die Instrumentierung und Bildrekonstruktion

K. Bente[1], G. Bringout[1], C. Debbeler[1], K. Gräfe[1], M. Gräser[1], M. Grüttner[1], C. Kaethner[1], W. Tenner[1], M. Weber[1], H. Wojtczyk[1], T.M. Buzug[1], K. Lüdtke-Buzug[1]
[1]Universität zu Lübeck, Institut für Medizintechnik, Lübeck, Deutschland

Einleitung: Die Verwendung von Kontrastmitteln in der medizinischen Bildgebung hat eine lange Geschichte, doch ein echtzeitfähiges tomographisches Verfahren ohne Patientenbelastung wurde erst 2005 von Gleich und Weizenecker vorgestellt [1]. Die neue tomographische Bildgebungsmodalität Magnetic Particle Imaging (MPI) ist in der Lage, hohe räumliche und zeitliche Auflösung mit einer ausgezeichneten Sensitivität zu kombinieren. Die Realisierbarkeit dieser drei kritischen Qualitäten wurde bereits 2007 veranschaulicht, als ein Bolus von Nanopartikeln in einem schlagenden Mäuseherz in Echtzeit verfolgt werden konnte [2]. Ein schlagendes Herz in Echtzeit darzustellen, würde in der klinischen Anwendung viele neue Möglichkeiten eröffnen, wobei die minimalinvasive Herzchirurgie eine wesentliche Rolle spielen würde. Somit ist diese Technik vielversprechend in Hinsicht auf diagnostische und intraoperative Bildgebung am Menschen.
Das Prinzip der Aufnahmetechnik basiert auf der nichtlinearen Magnetisierungskurve von superparamagnetischen Nanopartikeln [3] (Superparamagnetic Iron Oxides, SPIOs) und kommt ohne den Patienten-belastende Strahlung aus. Die Partikel, welche bereits in der MRT-Bildgebung im klinischen Einsatz sind, werden nach der Bildakquirierung in der Leber abgebaut [4]. Die Signalgenerierung funktioniert über periodisch veränderliche externe magnetische Felder, und die räumliche Kodierung erfolgt über externe magnetische Gradientenfelder. Zusammen mit weiterentwickelten Tracern ist eine räumliche Auflösung in der Größenordnung von 1 mm möglich [5].
Die aktuelle Forschung bezüglich MPI beinhaltet zum einen die grundsätzliche Entwicklung von Scannertopologien, welche die räumliche Kodierung und Auflösung, die Sensitivität und die Aufnahmezeit bestimmen. Hier können Anwendungsszenarien mit einbezogen werden und beispielsweise offene Scannerkonzepte für einen optimalen intraoperativen Patientenzugang sorgen [6]. Zum anderen spielt die Weiterentwicklung von Tracern eine wichtige Rolle in der MPI-Bildgebung, da die Magnetisierungskurve von zentraler Bedeutung für die räumliche Auflösung ist.
Insgesamt resultiert die Qualität der bei MPI aufgenommenen Rohdaten, das sind die Spannungen in den Empfangsspulen, im Wesentlichen aus der Scannergeometrie, der Güte der elektronischen Signalpfade und der Magnetisierungskurve der Partikel. Um aus diesen Rohdaten Grauwertbilder zu generieren, sind Rekonstruktionsalgorithmen notwendig. Bisher ist hier die Rekonstruktion über die Invertierung einer scanner- und partikelspezifischen Systemmatrix der Goldstandard [7-8]. Diese Messung der Systemmatrix ist allerdings zeitintensiv und bietet wenig Flexibilität. Ein komplettes Verständnis der Bildgenerierung ist noch Gegenstand aktueller Forschung.
Daneben bietet die Erforschung von Rekonstruktionsalgorithmen, Sequenzdesign, Kombination mit anderen bildgebenden Verfahren und die Entwicklung von neuen Anwendungsszenarien ein offenes Feld für weitere Forschung.

Material und Methoden: SPIOs können detektiert werden, indem die Partikel in einem periodisch schwingenden externen Magnetfeld (Anregungsfeld) ausgesetzt werden. Durch die Nichtlinearität der Partikelmagnetisierungskurve folgt die Magnetisierung der SPIOs über die Zeit einer gegenüber der gesendeten Funktion veränderten Kurve (Abb. 1). Die zeitliche Änderung dieser Magnetisierung kann durch eine Empfangsspule gemessen werden. Eine Frequenzanalyse des detektierten Signals weist neben der verwendeten Grundfrequenz aufgrund der erwähnten Nichtlinearität naturgemäß auch ganzzahlige Vielfache dieser Frequenz auf. Somit ist ein von der Anregung unterscheidbares Signal gewonnen. Das so gewonnene Signal ist direkt proportional zur Partikelkonzentration.
Ist das angelegte Magnetfeld homogen im Field of View (FOV), emittieren alle Partikel in diesem Bereich das gleiche Signal und können somit nicht räumlich getrennt werden. Um räumliche Kodierung zu erreichen, ist es notwendig, zusätzliche magnetische Gradientenfelder (Selektionsfelder) hinzuzuschalten. Dadurch ist der Sättigungseffekt der Partikel ausnutzbar. Besitzt das Gradientenfeld einen homogenen Gradienten und seinen Nulldurchgang im FOV so befinden sich alle Partikel außerhalb einer gewissen Umgebung des Nulldurchgangs in Sättigung. Wird nun das Anregungsfeld eingeschaltet, ändert sich die Magnetisierung der Partikel in Sättigung kaum, während sich die der Partikel beim Nulldurchgang des Selektionsfeldes stark ändern (Abb. 2). Da die zeitliche Änderung der Magnetisierung

detektiert wird, werden nur Signale aus der Umgebung des Nulldurchgangs empfangen. Somit kann eine räumliche Kodierung der Signale stattfinden.
Prinzipiell gilt es, zwei wesentlich verschiedene räumliche Kodierungsarten auseinanderzuhalten. Zum einen kann ein feldfreier Punkt (FFP) über das FOV translatiert werden (Abb. 3). Dabei ist einem Aufnahmezeitpunkt eindeutig ein Ort zuzuordnen und räumliche Kodierung ist erreicht. Zum anderen kann die Kodierung über eine feldfreie Linie (FFL) erreicht werden (Abb. 4). Dabei muss die FFL erzeugt und vollständig über das FOV translatiert werden und die Translation mehrfach für Rotationen der FFL bis 180° wiederholt werden [9-10].
Die Realisierung von Anregungs- und Selektionsfeldern ist sehr flexibel und kann dem Anwendungsszenario des Scanners angepasst werden. So bedingt beispielsweise ein hoher und homogener Gradient des Selektionsfeldes eine hohe räumliche Auflösung. Dies ist durch eine röhrenartige Anordnung von Permanentmagneten oder Spulen erreichbar. Diese röhrenartige Anordnung geht allerdings mit einem eingeschränkten Patientenzugang einher. Für die intraoperative Anwendung kann allerdings auf Kosten einer geringeren Auflösung auf ein offenes Scannerkonzept zurückgegriffen werden [6].
Um eine Optimierung der Partikel zu erreichen, sind eine Charakterisierung und eine Qualitätskontrolle der synthetisierten Partikel erforderlich. Dazu wurde ein spezielles Magnet-Partikel-Spektrometer [11] entwickelt, das die Eignung magnetischer Nanopartikel für die Bildgebung mittels MPI misst, indem dasselbe physikalische Prinzip wie auch bei MPI ausgenutzt, jedoch auf die räumliche Kodierung verzichtet wird.
Für die Rekonstruktion wird bisher konventionell eine Systemfunktion gemessen, die das Signal einer Deltaprobe in jedem Voxel des Bildvolumens enthält [7]. Diese Messung ist jedoch sehr langwierig, weshalb ein vollständiges Verständnis des Rohdatenraumes in der Forschung eine wichtige Rolle spielt [8]. Mit einer modellbasierten Rekonstruktion würde die Aufnahme einer Systemmatrix überflüssig werden.
Einen Zwischenweg stellt die spärliche Abtastung der Systemmatrix dar. Dabei werden nicht alle, sondern lediglich ein gewisser Prozentsatz der Voxel des Bildvolumens mit einer Deltaprobe abgetastet. Danach kann die gesamte Systemfunktion in einem spärlichen Raum rekonstruiert werden [12-14]. Eine weitere Möglichkeit, Daten zu rekonstruieren, ist die direkte Betrachtung des Zeitsignals [15], das sogenannte x-Space MPI.
Für die Bildrekonstruktion bei einem Selektionsfeld mit einer FFL ergibt sich zudem die Möglichkeit, etablierte Rekonstruktionsalgorithmen aus dem Bereich der Computertomographie zu nutzen. Dies ist möglich, da eine Transformation des Signals in den Radonraum möglich ist [9].

Ergebnisse: Der erste MPI Scanner wurde 2005 von Gleich und Weizenecker zusammen mit der Modalität MPI selbst vorgestellt und war in der Lage, ein Hardwarephantom auf Mausgröße zu vermessen. Durch die Invertierung der zuvor aufgenommenen Systemmatrix war so eine Rekonstruktion des Phantoms möglich.
Eine Aufnahme eines Bolus von Tracermaterial, welcher ein schlagendes Mäuseherz passiert, demonstrierte 2007 die hohe zeitliche und räumliche Auflösung des Verfahrens. Bei beiden Scannern wurde eine räumliche Kodierung durch einen FFP erreicht.
Daraufhin wurde das Konzept der FFL-Scanner vorgeschlagen [9] und stark verbessert [16]. Hier konnte durch ein Felddemonstrator [17] gezeigt werden, dass eine FFL mit Hilfe von vier Helmholzspulenpaaren erzeugbar und rotierbar ist. Weiterhin konnte die FFL durch zwei weitere Spulenpaare auch translatiert werden (Abb. 5). Durch eine Weiterentwicklung der Spulengeometrie konnte die Scannerqualität noch weiter verbessert werden [18]. Ein dynamischer FFL-Scanner, welcher die optimierte Geometrie umsetzten soll, befindet sich aktuell in der Entwicklung (Abb. 6). Dass die auf dem Radonraum basierende Rekonstruktion bei einem FFL-Scanner möglich ist, konnte ebenfalls bereits in einer dreidimensionalen Rekonstrukion praktisch bewiesen werden [19].
Ein neues Scannerkonzept, bei welchem alle für einen FFP nötigen Spulen auf einer Seite des FOVs angebracht sind [6], wurde ebenfalls vorgeschlagen (Abb. 7) und bisher für eindimensionale Kodierung für die Anwendung an Kleintieren umgesetzt (Abb. 8). Mit einer Realisierung dieser Scannergeometrie wären Anwendungen wie ein in der Hand haltbares Diagnosegerät oder ein in einen Operationstisch integrierten MPI-Scanner möglich.
Zur Zeit werden daneben noch die Realisierung eines hybriden Konzeptes, welches morphologische MRT- und funktionelle MPI-Bildgebung implementiert, erforscht [20]. Außerdem wird die räumliche Kodierung mit Hilfe des Traveling-Wave-Ansatzes analysiert [21]. Zudem befinden sich verbesserte Realisierungen des klassischen röhrenartigen FFP-Scanners in Arbeit [22].
Weiterhin wurden funktionstüchtige Spektrometer, welche bei der Analyse der Eignung von SPIOs für die medizinische Bildgebung von entscheidender Bedeutung sind, realisiert.

Zusammenfassung: Das neue tomographische bildgebende Verfahren MPI vereint hohe Sensitivität mit hoher räumlicher und zeitlicher Auflösung. Dabei werden superparamagnetische Tracer mittels veränderlicher externer magnetischer Felder lokalisiert, womit das Verfahren ohne die Verwendung von ionisierender Strahlung auskommt. Ein periodisch veränderliches Anregungsfeld sorgt für die Signalgenerierung und ein Gradientenfeld für die räumliche Enkodierung.
Es wurden verschiedene Arten der räumlichen Kodierung vorgestellt. Ebenfalls wurde gezeigt, dass Scannerkonzepte an Anwendungsszenarien geknüpft entwickelt wurden und entwickelt werden können.
Die noch junge Entwicklung dieser neuartigen Modalität hat bereits wichtige Meilensteine passiert. Die prinzipielle Umsetzbarkeit des Verfahrens konnte anhand eines Hardware-Phantoms gezeigt werden. Auch die gute räumliche und zeitliche Auflösung konnte mit Hilfe von in-vivo-Aufnahmen eines schlagenden Mäuseherzens bewiesen werden. Das noch ausstehende Ergebnis in dieser Reihe ist ein humaner MPI-Scanner, welcher derzeit in den Philips-Laboratorien Hamburg aufgebaut wird.
Insgesamt steht die Bildgebung mittels MPI noch am Anfang der Erforschung. Die bisher entworfenen Scanner- und Anwendungskonzepte sind vielversprechend bezüglich zeitlicher und räumlicher Auflösung sowie Sensitivität. Lediglich die Rekonstruktion ist derzeit nicht echtzeitfähig. Dies wird voraussichtlich erst durch ein vollständiges Verständnis des Rohdatenraumes gelingen.

Anhang 1

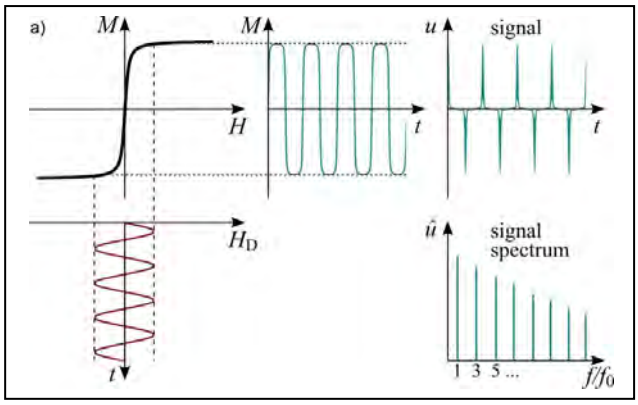


Abb.1: Signalgenerierung: Eine periodische Änderung eines externen Magnetfeldes bedingt ein Schwingen der Partikelmagnetisierung entlang deren nichtlinearen Magnetisierungskurve. Die zeitliche Änderung dieser Magnetisierung kann gemessen werden und das Signal enthält Frequenzkomponenten, aus welchen die Partikelkonzentration ermittelt werden kann.

Anhang 2

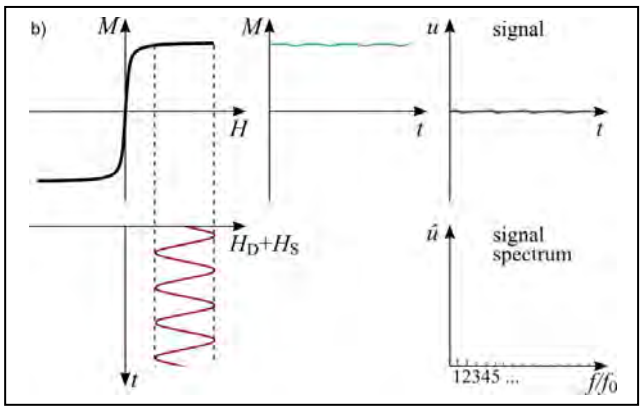


Abb.2: Räumliche Kodierung: Durch den Sättigungseffekt der Nanopartikel kann mit einem Offset-Feld für eine geringe Änderung der Partikelmagnetisierung über die Zeit gesorgt werden. Da diese Änderung die Amplitude des Signals bestimmt, kann so ein Signal außerhalb eines gewünschten Bereiches unterdrückt werden.

Anhang 3

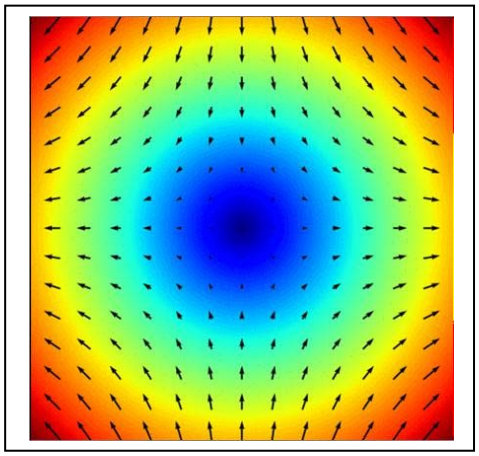


Abb.3: Selektionsfeld zur räumlichen Kodierung in 2D: Ein ausgezeichneter Punkt im Magnetfeld besitzt die eine verschwindende magnetische Flussdichte. Nur an diesem Punkt und in seiner direkten Nachbarschaft findet eine ausreichende Änderung der Partikelmagnetisierung statt, um ein Signal zu erzeugen.

Anhang 4

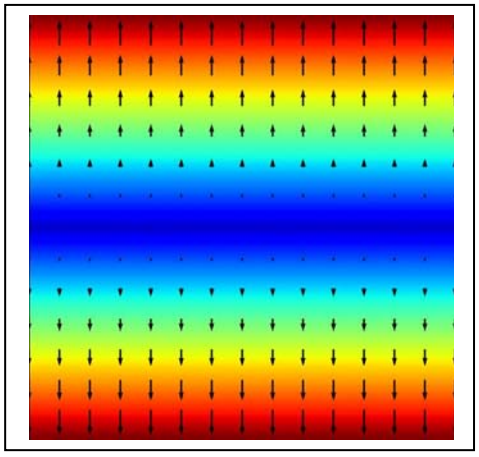


Abb.4: Selektionsfeld zur räumlichen Kodierung in 2D: Dasselbe Prinzip, wie in Abb. 3 gezeigt, kommt zur Anwendung. Der feldfreie Bereich erstreckt sich hier über eine Linie, und so findet eine sensitivere Datenaufnahme im Radonraum statt.

Anhang 5

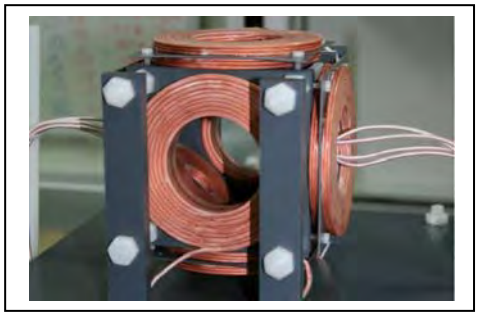


Abb.5: Felddemonstrator: Der Spulenaufbau ist in der Lage, eine FFL zu erzeugen, zu rotieren und zu translatieren. Somit ist prinzipiell Bildgebung mit Hilfe von radonraumbasierter Rekonstruktion möglich.

Anhang 6



Abb.6: FFL-Scanner: Durch eine spezielle Spulengeometrie und –topologie ist dieser Scanner in der Lage verlustarm eine FFL zu erzeugen, zu rotieren und zu translatieren. Bei Abschluss des Projektes soll der Aufbau MPI-Bildgebung mit einer FFL ermöglichen.

Anhang 7

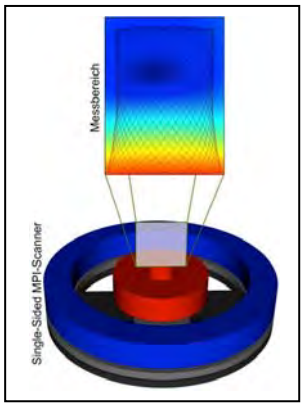


Abb.7: Konzept eines Single-Sided-MPI-Scanners: Die spezielle Anordnung von Spulen an einer Seite des FOVs ermöglicht die Erzeugung und Verschiebung eines FFPs im FOV und somit Bildgebung.

Anhang 8

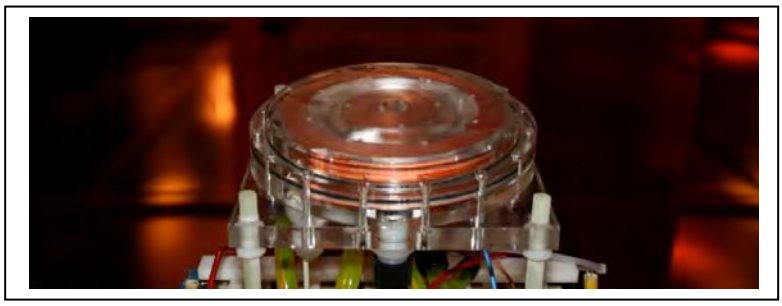


Abb.8: Umsetzung eines 2D-Single-Sided-MPI-Scanners.

Literatur

[1] Gleich, B. und Weizenecker, J.: Tomographic Imaging Using the Nonlinear Response of Magnetic Particles, Nature, 435 (2005), S. 1214-1217
[2] Weizenecker, J., Gleich, B., Rahmer, J.: Three-dimensional real-time in vivo magnetic particle imaging, Phys Med Biol 54 (2009) 5, L1-10
[3] Lüdtke-Buzug, K.: Von der Synthese zur klinischen Anwendung- Magnetische Nanopartikel, Chem. Unserer Zeit, 46 (2012), S. 32-39
[4] Mendonca Dias, M.H., Lauterbur, P.C.: Ferromagnetic Particles As Contrast Agents for Magnetic Resonance Imaging of Liver and Spleen, Magn Reson Med 3 (1986), S. 328–330
[5] Knopp, T., Buzug, T. M.: MagneticParticle Imaging: An Introduction to Imaging Principles and Scanner Instrumentation, 2012, Berlin/Heidelberg: Springer Verlag
[6] Sattel, T. F., Knopp, T., Biederer, S., Gleich, B., Weizenecker, J., Borgert, J., Buzug, T.M.: Single-Sided Device for Magnetic Particle Imaging, Journal of Physics D: Applied Physics, 42 (2009) 2, S.1-5

[7] Weizenecker, J., Borgert, J., Gleich, B.: A simulation study on the resolution and sensitivity of magnetic particle imaging, Phys Med Biol 52 (2007), S. 6363-6374
[8] Rahmer, J., Weizenecker, J., Gleich, B., Borgert, J.: Signal encoding in magnetic particle imaging: properties of the system function, BMC Medical Imaging 9 (2009) 4
[9] Weizenecker, J., Gleich, B., Borgert, J.: Magnetic particle imaging using a field free line, Journal of Physics D: Applied Physics, 41 (2008), S. 105009
[10] Knopp, T., Erbe, M., Sattel, T. F., Biederer, S., Buzug, T.M.: A Fourier slice theorem for magnetic particle imaging using a field-free line, Inverse Problems 27 (2011) 9, S. 095004
[11] Biederer, S., Knopp, T., Sattel, T.F., Lüdtke-Buzug K., Gleich B. Weizenecker J., Buzug, T.M.: Magnetization Response Spectroscopy of Superparamagnetic Nanoparticles for Magnetic Particle Imaging, Journal of Physics D: Applied Physics, 42 (2009) 20, S. 7
[12] Candès, E.J., Wakin, M.B.: An Introduction to Compressive Sampling, IEEE Signal Processing Magazine, 25 (2008) 2, S. 21-30
[13] Knopp, T., Weber, A.: Sparse reconstruction of the magnetic particle imaging system matrix using compressed sensing reconstruction, IEEE Trans. Med. Imaging, accepted
[14] Weber, A.: Symmetrie und compressed-sensing bei magnetic-particle-imaging, Diplomarbeit, Karlsruhe Institute of Technology, 2012
[15] Goodwill, P.W., Lu, K., Zheng, B., Conolly, S.M.: An x-space magnetic particle imaging scanner, Rev. Sci. Instrum., 83 (2012), S.033708
[16] Knopp, T., Erbe, M., Biederer, S., Sattel, T.F., Buzug, T.M.: Efficient generation of a magnetic field-free line, Medical Physics, 37 (2010) 7, S. 3538-3540
[17] Erbe, M., Knopp, T., Sattel, T.F., Biederer, S., Buzug, T.M.: Experimental generation of an arbitrarily rotated field-free line for the use in magnetic particle imaging, Medical Physics, 38 (2011) 9, S. 5200-5207
[18] Erbe, M., Sattel, T. F., Knopp, T., Biederer, S., Buzug, T. M.: An optimized field free line scanning device for magnetic particle imaging, Biomed Tech, 56 (2011) 1
[19] Goodwill, P.W., Konkle, J.J., Zheng, B., Saritas, E.U., Conolly, S.M.: Projection x-scape magnetic particle imaging, IEEE Trans. Med. Imaging, 31 (2012) 5, S. 1076-1085
[20] Franke, J., Heinen, U., Matthies, L., Niemann, V., Jaspard, F., Heidenreich, M., Buzug, T.M.: First hybrid MPI-MRI imaging system as integrated design for mice and rats: Description oft he instrumentation setup, IEEE Conference Publication, IWMPI 2013, doi: 10.1109/IWMPI.2013.6528363
[21] Vogel, P., Rückert, M.A., Klauer, P., Kullmann, W.H., Jakob, P.M., Behr, V.C.: 3D Magnetic Particle Imaging with a Traveling Wave, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 20 (2012), S. 2742
[22] Wawrzik, T., Ludwig, F., Schilling, M.: Three-dimensional scanner for magnetic particle imaging, Biomed Tech 45 (2011) 1

46 Challenges of combining MPI and MRI into an integrated hybrid preclinical imaging system

J. Franke[1,2], U. Heinen[1], V. Niemann[1], F. Jaspard[3], W. Ruhm[1], M. Heidenreich[1], T. Buzug[2]
[1]Bruker BioSpin MRI GmbH, Ettlingen
[2]University of Lübeck, Institute of Medical Engineering, Lübeck
[3]Bruker BioSpin SAS, Wissembourg, Frankreich

Introduction: Magnetic Particle Imaging (MPI) is an emerging new tracer-based imaging technology based on the detection of the non-linear response of superparamagnetic iron oxide nanoparticles to an oscillating homogeneous magnetic field [1]. As biological tissue behaves highly linear in respect to an external magnetic field, the MPI signal originates particularly from the administered tracer material which makes an unambiguous assignment to an anatomical region difficult. This highlights the need for a reference image dataset which provides the lacking morphological information. For this purpose one can acquire reference datasets of e.g. the clinically accepted technology of Magnetic Resonance Imaging (MRI) which provides a broad range of versatile soft tissue contrasts. This kind of data superposition was shown in [2] using two stand-alone systems. However, inter-modality transport of the subject impedes correlation of datasets with high spatial confidence in a retrospective data super positioning. This issue could be solved by combining a MPI and MRI system into an integrated Hybrid Imaging System which makes an inter-modality transport obsolete.

Methods & Material: To cope with the diversity of magnetic field profile requirements of MPI and MRI systems and in order to allow for a compact and integrated design, in this feasibility study the main magnetic field generator (MFG) is designed as resistive split solenoid coil (c.f. Fig. 1). This coil topology allows for generation of a homogeneous magnetic field B_z of 6th order as polarization field (PF) suitable for MRI as well as after switching the polarity of one part of the MFG the generation of a magnetic field gradient with zero-crossing as selection field (SF) suitable for MPI (c.f. Fig. 2), generating the field free point (FFP). This is realized by hollow copper tubes connected electrically in series while in terms of cooling all elements are connected parallel. For MR imaging a magnetic field with high stability over an extended period of time is required which this is realized by a dedicated linear regulated power supply providing a ppm-stabilized current of up to 500 A at a terminal DC voltage in the range of 128 V to the MFG. Furthermore to allow for MR imaging, a 2nd order shim system for homogenization of the B_z field, an actively shielded MRI gradient coil and a Tx/Rx radio frequency (RF) coil is included. In order to minimize induced eddy-currents by the MPI Drive Field (DF) coils into the MRI gradient, the MRI gradient is made up of HF-Litz wire ($A_{effective}$=3 mm², $ø_{filament}$=20 µm, filament quantity: 10 000) and it is equipped with non-conductive water cooling pipes. To allow for MP imaging, a 3D Tx/Rx DF oil-cooled coil wound of HF-Litz wire ($A_{effective}$=7 mm², $ø_{filament}$=20 µm, filament quantity: 23 000) operating at resonance (f_x=25.25 kHz, f_y=26.04.51 kHz, f_z=24.51 kHz) is included. To cover a MPI field of view of 18x36x36 mm³ at the strongest SF gradient strength DF amplitudes of 20 mT_{pk} in each direction have to be provided. In this setup of the first hybrid MPI-MRI imaging system as integrated design suitable for mice and rats all coils are arranged concentrically (c.f. Fig. 1) forming an open bore diameter of 130 mm before adding the MRI RF coil.

Results: This hybrid MPI-MRI imaging system (see Fig. 3) is currently under assembly at the research labs of Bruker BioSpin MRI GmbH, whereas single components have been already tested. The magnetic field strength and the magnetic field gradient were measured to be up to B_z=0.495 T and up to G_z=2.2 T/m for the PF and the SF, respectively. The MRI gradient strengths were determined to be G_x=0.84 mT/A/m, G_y=0.9 mT/A/m, G_z=0.87 mT/A/m (I_{max}=300 A). As proof of principal preliminary MR images (c.f. Fig. 4) have been acquired on this system by using a spin echo sequence (TE=3.81ms, TR=500ms, AVG=3, Matrix 128x128). It was found that for allowing robust MRI dataset acquisition the PF has to be stabilized to a higher degree and/or self-stabilizing MR sequences have to be used.

Conclusion: As all magnetic components are arranged concentrically and with identical magnetic center, the subject can be scanned sequentially in both modes without the need for subject repositioning, without the need for anesthesia interruption and without hardware modifications. Furthermore, the system can be operated in both modes by the same software (ParaVision® 6) which facilitates the merging of the complementary information acquired within the MPI- and MRI-mode, respectively. With this promising instrumentation setup of this first hybrid MPI-MRI imaging system as fully integrated design one can acquire hybrid datasets comprising the quantitative MPI tracer distribution as well as morphological MRI

information with versatile soft tissue contrast of mice and rats by using the MPI- or MRI-mode, respectively.

Fig. 1

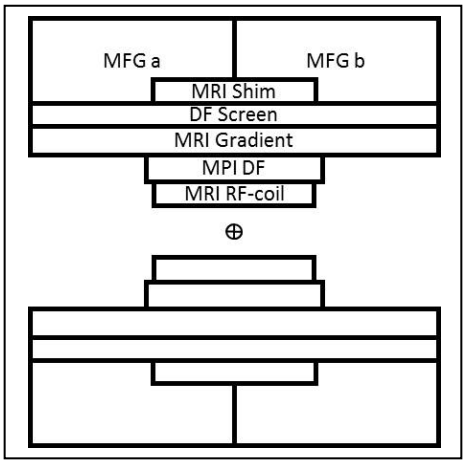


Fig. 2

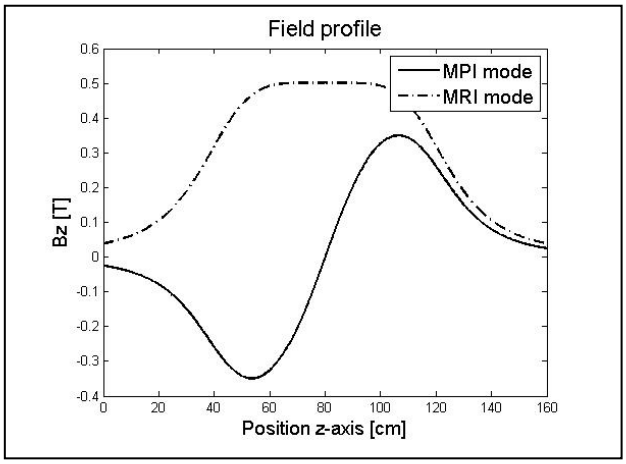


Fig. 1: Schematic cross section of the hybrid MPI-MRI scanner hardware.
Fig. 2: Axial line scan of the magnetic field in the two different modes MPI and MRI, respectively.

Fig. 3

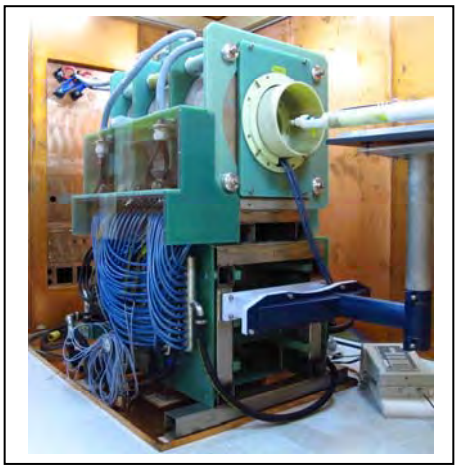


Fig. 4

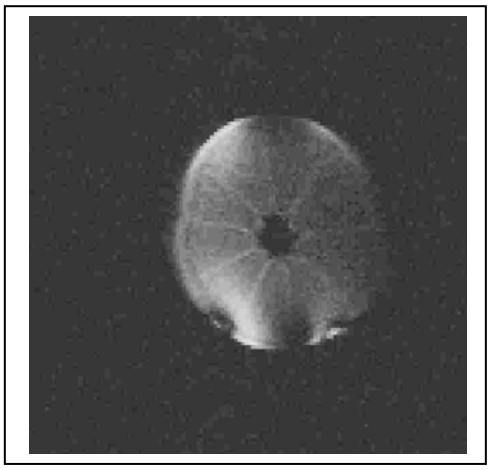


Fig. 3: Experimental setup of the magnetic field generator of first fully integrated MPI-MRI Hybrid Imaging System.
Fig. 4: MRI spin echo image of a mandarin acquired on the MPI-MRI Hybrid Imaging System.

Acknowledgements: The authors thankfully acknowledge the financial support by the German Federal Ministry of Education and Research, FKZ 13N11088.

References

[1] B. Gleich and J. Weizenecker, Nature, vol. 435, no. 7046, pp.1214–1217, 2005.
[2] Weizenecker J, Gleich B, Rahmer J, Dahnke H, and Borgert J., Phys. Med. Biol. 54(5):L1-L10. 2009.

47 Exploring particle mobility in Magnetic Particle Imaging (mobility MPI)

T. Wawrzik[1], C. Kuhlmann[1], F. Ludwig[1], M. Schilling[1]
[1]TU Braunschweig, Institut für Elektrische Messtechnik und Grundlagen der Elektrotechnik, Braunschweig

Introduction: Magnetic Particle Imaging is a promising imaging modality, providing 3-dimensional images of magnetic nanoparticle (MNP) distributions with high spatial and temporal resolution. In the current realizations of MPI systems, operating with typical drive-field frequencies around 25 kHz, the majority of nanoparticles in Resovist®, being the mostly utilized marker material in MPI, follows the drive field via the internal Néel mechanism. Recently, we proposed the so called "mobility MPI" allowing one to explore the MNP's mobility [1,2]. Proposing that the nanoparticles respond to the drive field via the Brownian mechanism, MPI measurements performed at two drive field frequencies and analyzing magnitude and phase (or in-phase and out-of-phase part) of the detection signal, allows one to distinguish particles of different mobility. This is based on the dependence of the Brownian time constant on the hydrodynamic volume of the particles and on the medium viscosity.

Material and Methods: We have built a 3d MPI scanner which was designed for in vivo measurements on mice. The standard drive-field frequency amounts to 10 kHz, a frequency where for many MNP suspensions the Brownian relaxation dominates. To study the influence of the particle's mobility on the harmonics spectrum, systematic Magnetic Particle Spectroscopy (MPS) measurements were performed on various MNP suspensions (e.g., FeraSpin R™ from nanoPET Pharma GmbH which is comparable to Resovist®) of different viscosities for different excitation field frequencies between 1 kHz and 10 kHz (Fig. 1). Numerical simulations were performed applying the so-called "effective-field" method.

Results: Information on the mobility of the binding state of magnetic markers can be obtained in the frequency domain by analyzing magnitude and phase of the frequency spectra recorded at two different drive-field frequencies [1]. On the other hand, the X-space theory for MPI [3] describes the magnetization response of the MNP to the instant movement of the field-free point in space. As such, X-space MPI provides direct access to relaxation properties of the MNP. In conjunction with X-space MPI, we developed a registration scheme for estimating particle mobility in MPI. Numerical simulations utilizing the "effective-field" method (Fig. 2) and initial measurements with our MPI scanner will be presented.

Summary: Extending the capability of MPI towards a mobility MPI offers the potential to additionally explore the magnetic marker's mobility, thus providing insight into their binding state.

Anhang 1

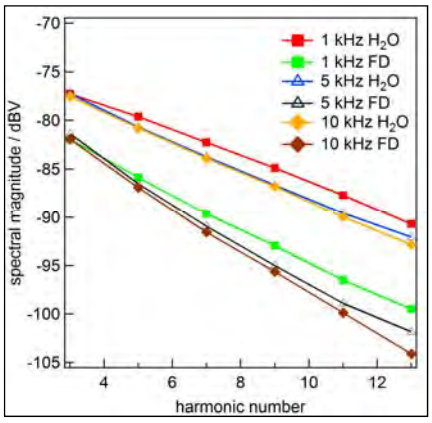


Fig.1: Spectral magnitudes of mobile and immo-FeraSpin R particles at different frequencies.

Anhang 2

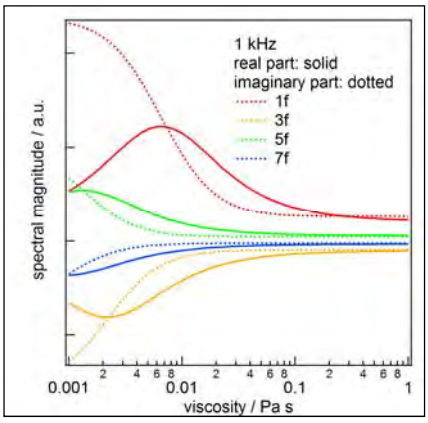


Fig.2: Spectral magnitude of real and imaginary part bilized of harmonics simulated with effective-field method.

Literatur

[1] Wawrzik, T., Ludwig, F., Schilling, M.: “Magnetic Particle Imaging: Exploring particle mobility”, Magnetic Particle Imaging, T. M. Buzug and J. Borgert (Eds.), Springer Proceedings in Physics, Vol. 140, (Springer Berlin Heidelberg, 2012), pp. 21-25

[2] Wawrzik, T., Kuhlmann, C., Ludwig, F., Schilling, M.: “Estimating particle mobility in MPI”, IEEE Xplore (accepted, 2013)

[3] Goodwill, P. M., Saritas, E. U., Croft, L. R., Kim, T. N., Krishnan, K. M., Schaffer, D. V. Conolly, S. M.: “X-Space MPI: Magnetic Nanoparticles for safe medical imaging”, Adv. Mater. 10/2012

48 Super-resolution approach in magnetic particle imaging – evaluation of effectiveness at various noise levels

A. Timmermeyer[1], H. Wojtczyk[1], W. Tenner[1], G. Bringout[1], M. Grüttner[1], M. Gräser[1], T. F. Sattel[1], A. Halkola[1], T.M. Buzug[1]
[1]Universität zu Lübeck, Institut für Medizintechnik, Lübeck

Introduction: Super-resolution (SR) is an image processing technique capable of improving the spatial resolution by combining information from different low resolution (LR) images [1] (Fig. 1). In [2], simulation studies indicated that the SR algorithm introduced in [3] may enhance the resolution of Magnetic Particle Imaging (MPI). Here, the influence of different noise levels on this approach is evaluated.

Material and Methods: Based on the iterative back projection algorithm introduced by Irani et al. [3], the SR image in this 1D simulation study is created by combining 3 LR images with sub-pixel sized translations. Using line phantoms, the resolution of the resulting image is determined. Different noise levels are simulated by varying the noise resistance of the receive coils using proprietary software [4]. The results are compared to simulations with 3 times the original scan time and 3 times smaller pixels.

Results: Given a definition of spatial resolution that considers two objects as distinguished if the minimum value of the gap is less than 50 % of the value at the object position, the SR approach achieved an improvement of the spatial resolution (1.7 mm) compared to LR images (2.3 mm) and longer scan time (2.3 mm) if noise is neglected (Fig. 2, Tab. 1). The best resolution is achieved using small pixels (requires finer system matrix). With increasing noise level, the improving effect decreases. At the highest noise level, all four techniques provide a similar resolution of 3.3-3.4 mm.

Conclusion: If the pixel size limits the spatial resolution at good noise conditions, the SR approach is capable of enhancing the image quality. This approach may be an option to overcome resolution restraints due to limited matrix size at low noise levels, although, if possible, a finer system matrix may be preferable. However, if the noise level limits the spatial resolution, no advantage was observed. Further studies are necessary to determine the optimal imaging strategy depending on the individual circumstances, including signal-to-noise ratio (SNR) of measurement data and system function, computing effort, total acquisition time, susceptibility to motion artifacts and magnetic field values.

Figure 1

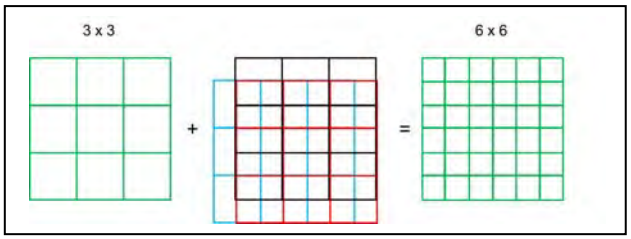


Fig. 1: Super-resolution: different low resolution images phantom are combined to improve the resolution.

Figure 2

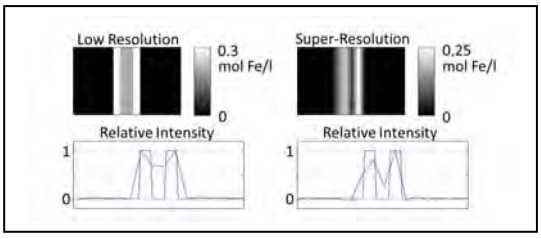


Fig. 2: LR and SR images of a 2.0 mm line with a noise resistance of $185 \cdot 10^{-8}$ Ω.

Table 1

Noise resistance	LR image	SR image	Longer scan time	Smaller pixels
0 Ω	2.3 mm	1.7 mm	2.3 mm	1.3 mm
$185 \cdot 10^{-8}$ Ω	2.3 mm	2.0 mm	2.3 mm	1.3 mm
$185 \cdot 10^{-7}$ Ω	2.6 mm	2.3 mm	2.6 mm	2.3 mm
$185 \cdot 10^{-6}$ Ω	3.4 mm	3.4 mm	3.3 mm	3.3 mm

Tab. 1: Spatial resolution of different image acquisition or processing techniques.

References

[1] Huang, T. et al.: Multi-frame image restoration and registration, in Advances in Computer Vision and Image Processing, Huang, T., Ed., Greenwich: JAI Press Inc., 1984 – ISBN 978-0892322800
[2] Timmermeyer, A. et al.: Super-Resolution Approaches for Resolution Enhancement in Magnetic Particle Imaging, International Workshop on Magnetic Particle Imaging 2013, Berkeley, 2013
[3] Irani, M. et al.: Improving Resolution by Image Registration, Computer Vision, Graphics, and Image Processing: Graphical Models and Image Processing, 53 (1991) 3, p. 231-239
[4] Knopp, T.: Effiziente Rekonstruktion und alternative Spulentechnologien für Magnetic-Particle-Imaging. Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag, Springer Fachmedien GmbH, 2011 – ISBN 978-3-8348-1552-1

49 Hybrid imaging system design using a superconductive coil topology allowing for high resolution MPI and high quality MRI

J. Franke[1,2], U. Heinen[1], V. Niemann[1], W. Ruhm[1], M. Heidenreich[1], T. Buzug[2]
[1]Bruker BioSpin MRI GmbH, Ettlingen
[2]University of Lübeck, Institute of Medical Engineering, Lübeck

Introduction: Magnetic Particle Imaging (MPI) is an emerging new tracer-based imaging technology based on the detection of the non-linear response of superparamagnetic iron oxide nanoparticles (SPIOs) to an oscillating homogeneous magnetic field [1]. As biological tissue behaves highly linear with respect to an external magnetic field, the MPI signal originates particularly from the administered tracer material which makes an unambiguous assignment to an anatomical region difficult. This highlights the need for a reference image dataset which provides the lacking morphological information. For this purpose one can acquire reference datasets of e.g. the clinically accepted technology of Magnetic Resonance Imaging (MRI) which provides a broad range of versatile soft tissue contrasts. This kind of data superposition was shown in [2] using two stand-alone systems. However, inter-modality transport of the subject impedes correlation of datasets with high spatial confidence in a retrospective data super positioning. Combining state of the art MPI scanner with an MRI system using resistive or permanent elements into a hybrid imaging system allows only for low to moderate selection field (SF) gradient strength and low polarization field (PF) strength. However, the achievable spatial resolution in MPI scales with the SF gradient strength [3] and in MRI the signal to noise ratio (SNR) scales with the PF strength [4]. This highlights the need for an integrated hybrid MPI-MRI imaging system using a superconductive magnetic field generator (MFG) topology which allows for data superposition of high resolution MPI to high quality MRI data with a high spatial confidence.

Methods & Material: Here we describe a design study making use of a superconductive instrumentation setup forming a hybrid MPI-MRI MFG which provides a basis for high resolution MPI and high quality MRI by allowing for high SF gradient strength and high PF magnetic field strength. The MFG coil topology (c.f. Fig. 1a) consists of three coils: The main coil, the gradient enhancing coil and a homogenization and shielding coil. In this work the magnetic field generated by the MFG was simulated twice, whereas the two models (A and B, respectively) vary only in the coil current density of the gradient enhancing coil.

Results: The superconductive MFG topologies of both models form an axial magnetic field profile (c.f. Fig. 1b) with two distinct regions. The MRI region is described by an 8 T 4^{th} order homogeneous magnetic field in both models (c.f. Fig. 1b and 1e) whereas the MPI region is described by a 31 T/m magnetic field gradient with zero-crossing forming the field free point (FFP) for model (A) and 10 T/m for model (B). For model (A) the simulated magnetic field near the FFP is plotted in axial and radial direction in Fig. 1c and d, respectively.

Conclusion: It is shown that a hybrid MPI-MRI MFG can be designed as superconductive coil topology which renders the possibility of acquiring sequentially high resolution MPI and MRI data with high SNR and versatile soft tissue contrast of mice and rats in a single device. Furthermore, depending on the technically feasible and biologically tolerable drive field strength and/or desired field of view, the superconductive MFG can be designed in a broad range in terms of the SF gradient strength independently to the magnetic field strength of the MRI region as shown by model (A) and (B). This can be realized by adjusting the current density of the gradient enhancing coil. As this MFG topology depicts two separated imaging regions for MPI and MRI, the subject has to be transported by a precisely known distance between the MPI and MRI field of view. The two distinct imaging regions allow on the other hand to place the detection systems close to the imaging volume, allowing for high sensitivity receive coils in both modalities.

Acknowledgements: The authors thankfully acknowledge the financial support by the German Federal Ministry of Education and Research, FKZ 13N11088.

Fig. 1

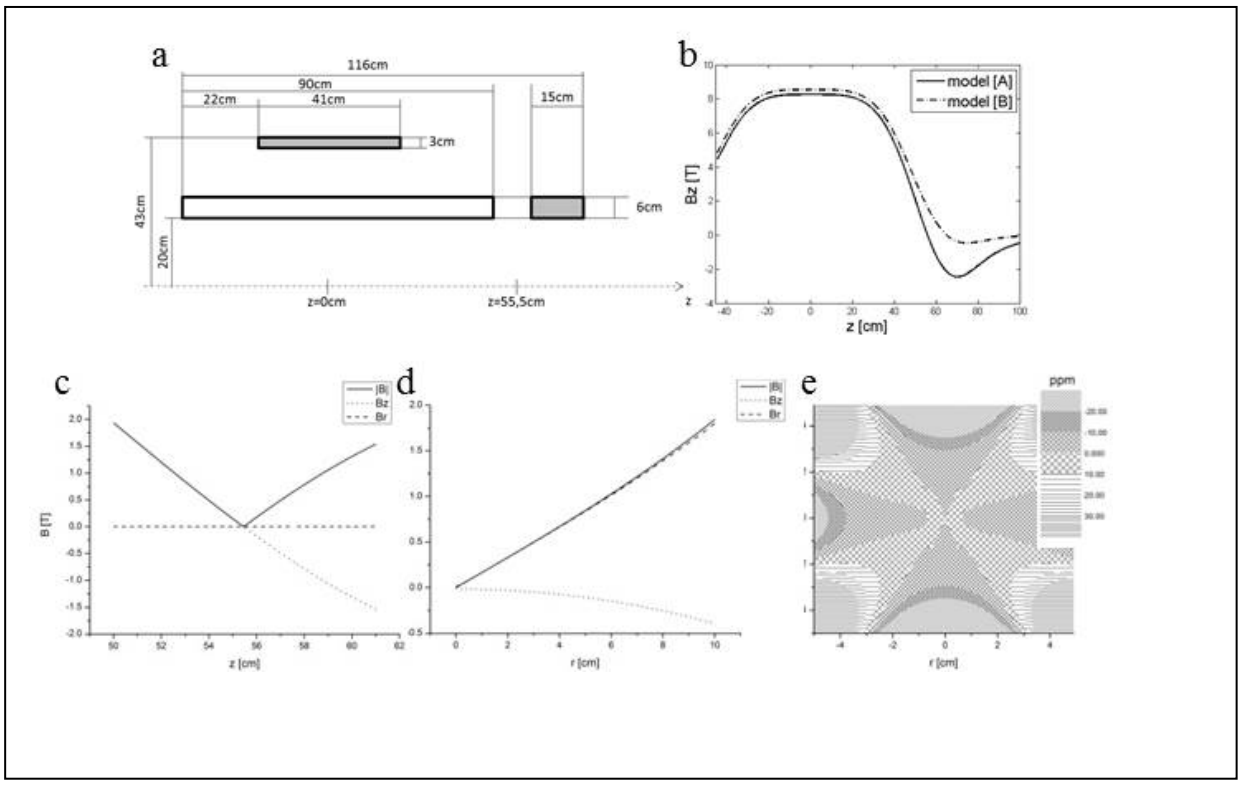


Fig. 1: a) Superconductive MFG topology consisting of three co-axial arranged coils b) Axial field plot of both MFG models [A and B] c) Enlarged axial field plot next to the FFP for model [A] d) Radial field plot starting in the FFP for MFG model [A] e) Field homogeneity plot in the central MRI region in ppm

References

[1] B. Gleich and J. Weizenecker. Nature, 435:1214-1217, 2005
[2] J. Weizenecker et al., Phys. Med. Biol., 54(5):L1-L10, 2009
[3] J. Rahmer et al., BMC Med Imaging. 9:4. 2009
[4] M Vlaadingerbroek, J Boer, Springer-Verlag 3rd edition

11. Audiologie I – Kognitive Faktoren beim Sprachverstehen/Höranstrengung

50 Individuelle Faktoren bei Schwerhörigkeit – ein Überblick

B. Kollmeier[1, 2], C. Thiel[1], S. Uppenkamp[1], M. Meis[2]
Exzellenzcluster Hearing4all
[1]Universität Oldenburg
[2]Hörzentrum Oldenburg

Konventionelle audiologische Faktoren können die beobachtete interindividuelle Varianz bei Schwerhörigen nicht vollständig erklären. Neben „klassischen“ audiologische Methoden, die über das Standard-Audiogramm hinausgehen und versuchen, primär die individuellen sensorischen Faktoren zu charakterisieren (z.B. Kompressionsverlust, verringerte Frequenz- und Zeitauflösung, binauraler Hörverlust, erhöhtes „internes Rauschen“) stehen in letzter Zeit zunehmend kognitive, psycholinguistische, neuronale, genetische und soziodemographische Faktoren im Vordergrund, die in gewöhnlichen audiologischen Untersuchungen nicht abgefragt werden.

Der Vortrag gibt einen Überblick über Hintergründe und Arbeitsweisen der interdisziplinären Task Group 3 „ Funktionelle Charakterisierung des Individuums“ des Exzellenzclusters Hearing4all. Betrachtet werden zunächst die bisherigen audiologische Ansätze, sowohl sensorische als auch kognitive Faktoren zu charakterisieren und möglichst quantitativ zu erfassen und modellieren. Dabei steht der „Batterie-Ansatz“ im Vordergrund, in dem möglichst viele individuelle Einzel-Ergebnisse aus einer audiologischen Testbatterie (d.h. das individuelle „auditorische Profil“) mit möglichst wenigen, plausiblen Faktoren erklärt werden (z.B. Alter, Hörverlust, Asymmetrie,….) , die wiederum als charakteristische Modellgrößen zu einer besseren Übereinstimmung zwischen Modellvorhersagen und tatsächlichen individuellen Leistungen beitragen können.

Darüber hinaus wird ein multifaktorieller und multidisziplinärer Ansatz vorgeschlagen, der die Lücke zwischen dem Therapieerfolg des individuellen Patienten und der Vorhersage des Modells für diesen Erfolg schließen soll. Das interdisziplinäre „factor research panel“, das sich aus Grundlagenforschern mit Erfahrung im Bereich der kog nitiven, neuronalen, genetischen und soziodemographischen Faktoren sowie Klinikern und Modellierern zusammensetzt, untersucht in iterativer Weise neue Ansätze der individuellen Modellierung, indem die Qualität neuer Modellansätze bei der Vorhersage der Rehabilitationsleistung beurteilt wird und die Ergebnisse dieser Analysen wiederum in die Verbesserung der Modelle einfließen.

51 Wie beeinflussen kognitive Leistungen das Sprachverstehen in akustisch schwierigen Situationen? – Untersuchungen auf Basis sprachaudiometrischer Tests

H. Meister[1], S. Lipski[1], ,S. Schreitmüller[1], L. Grugel[1], M. Ortmann[1], D. Beutner[2], M. Walger[1,2], I. Meister[3]
[1]Jean Uhrmacher Institut für klinische HNO-Forschung, Universität zu Köln
[2]Klinik und Poliklinik für HNO-Heilkunde, Universität zu Köln
[3]Klinik und Poliklinik für Neurologie, Universität zu Köln

Der Einfluss kognitiver Faktoren beim Sprachverstehen ist in den letzten Jahren immer mehr in den Fokus klinisch-wissenschaftlicher Untersuchungen gerückt. Insbesondere vor dem Hintergrund des steigenden Anteils hörgeschädigter älterer Menschen stellt sich die Frage, ob und wie kognitive Leistungen bei der audiologischen Diagnostik und Hörrehabilitation berücksichtigt werden müssen.
In einer Übersichtsarbeit (Akeroyd 2008) hat sich gezeigt, dass insbesondere die Arbeitsgedächtnisleistung häufig in Relation zum Sprachverstehen untersucht wurde. Auch gängige Modellvorstellungen wie z.B. Das „Ease-of-Language-Understanding-model“ (ELU, Rönnberg 2003) basieren häufig auf dem Arbeitsgedächtnis. Daneben spielen aber auch andere kognitive Faktoren wie z.B. verschiedene Aufmerksamkeitsformen insbesondere in komplexeren Kommunikationssituationen eine wichtige Rolle beim Verstehen von Sprache (Meister et al., 2012).
Einführend in die Thematik zeigt der Beitrag die Zusammenhänge verschiedener kognitiver Größen mit Ergebnissen sprachaudiometrischer Tests in unterschiedlichen Konfigurationen. Dabei wurden vornehmlich ältere Personen mit normalem Gehör untersucht, um konfundierende Einflüsse von Hörstörungen auf die Ergebnisse gering zu halten.

Gefördert von der Marga-und-Walter-Boll-Stiftung, Kennzeichen 210-08-11

Literatur

Rönnberg J. Cognition in the hearing impaired and deaf as a bridge between signal and dialogue: a framework and a model. Int J Audiol. 2003 Jul;42 Suppl 1:S68-76
Akeroyd MA. Are individual differences in speech reception related to individual differences in cognitive ability? A survey of twenty experimental with normal and hearing-impaired adults. Int J Audiol. 2008 Nov;47 Suppl 2:S53-71.
Meister H, Schreitmüller S, Grugel L, et al. Cognitive resources related to speech recognition with a competing talker in young and older listeners. Neuroscience. 2012 Dec 13;232C:74-82.

52 Perceptual consequences of different signal changes due to binaural noise reduction – Do hearing loss and cognitive function play a role?

T. Neher[1], G. Grimm[1], V. Hohmann[1]
[1]Carl-von-Ossietzky Universität, AG Medizinische Physik, Oldenburg

Introduction: Although previous research indicates that cognitive function influences benefit from hearing aid signal processing, little is known about the role of, and potential interaction with, hearing loss. This holds true especially for noise reduction (NR) processing. As part of our research, we therefore aim to find out if degree of hearing loss and cognitive function have an impact on the optimal parameterization of NR algorithms. In a previous study, we tested a number of binaural NR settings and found that hearing loss and cognitive function may affect optimal NR parameterization [1]. The current study builds on these results by investigating the perceptual consequences of different types of signal changes caused by binaural NR processing for listeners with different degrees of hearing loss and cognitive skills.

Material and Methods: As in our previous study, hearing loss and cognitive function are varied independently of each other by testing four age-matched groups of elderly listeners with either mild or moderate pure-tone average hearing losses and either better or worse performance on a visual measure of working memory capacity. The binaural NR scheme tested previously serves as the basis for all processing conditions. These conditions differ in terms of whether they primarily affect the frequency or modulation characteristics of the input signals and whether the processing is applied to the signal mixture or to the target speech or background noise only. The perceptual consequences of these conditions are assessed with the help of the following outcome measures: (1) a dual-task paradigm combining speech recognition with a visual reaction time task, (2) subjective ratings of perceived listening effort, and (3) paired-comparison ratings in terms of overall preference, speech naturalness, and noise annoyance. All measurements are carried out using headphone simulations of a frontal speech target in a busy cafeteria setting.

Conclusion: The collected data will be presented and discussed.

Literatur

[1] Neher, T., Grimm, G., Hohmann, V., Kollmeier, B.: Do hearing loss and cognitive function modulate benefit from different binaural noise reduction settings?, under review.

53 Analyse der Verarbeitungsgeschwindigkeit während des Sprachverstehens mithilfe von Eye-Tracking und Elektrookulografie (EOG)

J. Müller[1], D. Wendt[1], T. Brand[1], B. Kollmeier[1]
[1]Universität Oldenburg, Medizinische Physik, Oldenburg

Wendt und Kollegen haben eine Methodik entwickelt, mit der die Verarbeitungsgeschwindigkeit beim Sprachverstehen anhand von Augenbewegungen erfasst wird (Wendt et al., 2012). Dazu werden in einem Eye-Tracking Experiment Sätze akustisch und gleichzeitig dazu passende Bildpaare visuell präsentiert. Ein Bildpaar besteht jeweils aus einem Zielbild und einem Störbild, wobei in beiden Bildern die gleiche Situation dargestellt ist, allerding mit vertauschten Rollen von Subjekt und Objekt des Satzes. Die Aufgabe des Probanden ist es, das Zielbild durch betätigen eines Knopfes so schnell wie möglich nach Satzende auszuwählen. Während der Präsentation der Stimuli werden die Augenbewegungen des Probanden mithilfe einer Eye-Tracking Kamera aufgezeichnet. Mithilfe der von Wendt und Kollegen vorgestellten statistischen Analyse der aufgenommenen Daten, welche aus der Berechnung der single target detection amplitude (sTDA) besteht, ist eine online Analyse des Satzverstehens möglich. Aus der sTDA lässt sich der disambiguation to decision delay (DDD) als Maß für die Verarbeitungsgeschwindigkeit ermitteln. Mithilfe dieser Messmethodik konnte gezeigt werden, dass die Verarbeitungsgeschwindigkeit beim Satzverstehen abhängig ist von der linguistischen Komplexität des dargebotenen Satzes. Auch bei sehr hoher Sprachverständlichkeit konnte eine Reduzierung der Verarbeitungsgeschwindigkeit für linguistisch komplexere Satzstrukturen im Vergleich zu weniger komplexen Satzstrukturen, sowie entsprechende Interaktionen mit dem Hörverlust nachgewiesen werden. Zur systematischen Variation der linguistischen Komplexität wurden Sätze aus dem OLAKS Korpus verwendet (Uslar et al., 2010).
Die hier vorgestellte Studie wendet dieses Verfahren in einem zeitlich optimierten Design an und vergleicht die Registrierung der Augenbewegungen mit Eye-Tracking mit der Elektrookulografie (EOG). Für zwölf Schwerhörende und fünf Normalhörende wurden die Augenbewegungen beim Satzverstehen mit beiden Methoden gleichzeitig aufgenommen und die Ergebnisse von Wendt und Kollegen bestätigt. Die sTDA und der DDD wurden für jeden Probanden jeweils aus den Eye-Tracking Daten und den EOG Daten berechnet. Die Kreuzkorrelation zwischen beiden sTDAs lag gemittelt über alle Versuchspersonen über 0.9. Dies zeigt, dass die erforderliche Registrierung der Augenbewegungen auch mithilfe der experimentell weniger aufwendigen EOG Methode möglich ist, um so die Verarbeitungsgeschwindigkeit beim Satzverstehen zu erfassen.

Literatur

[1]Wendt, D., Brand, T., Kollmeier, B. (2012) Online-Analyse des Sprachverstehensprozesses basierend auf der Messung von Augenbewegungen. 43. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik (DGMP) in Jena.
[2]Uslar, V.N., Brand, T., Hanke, M., Carroll, R., Ruigendijk, E., Hamann, C., Kollmeier, B. (2010). Does sentence complexity interfere with intelligibility in noise? Evaluation of the Oldenburg Linguistically and Audiologically Controlled Sentence Test (OLACS). *Proceedings of Interspeech 2010*, Makuhari, Chiba, Japan, 2482-2485.

54 Methoden zur Erfassung der Höranstrengung

M. Schulte[1], M. Meis[1], K. Wagener[1]
[1]Hörzentrum Oldenburg, Oldenburg

Gerade schwerhörende Menschen haben in Situationen mit Störschall Schwierigkeiten gesprochene Sprache zu verstehen. Zur Diagnose der Schwerhörigkeit kommen Sprachtests in Frage, bei denen die Fähigkeit gemessen wird Sprache in Störschall zu verstehen.
Neben der Sprachverständlichkeit ist aber auch die Höranstrengung ein wichtiger Faktor zur Beschreibung der Kommunikation in Störlärmumgebungen. So kommt es in der Realität häufig vor, dass man zwar alles verstehen kann, sich dafür aber sehr stark konzentrieren muss, also eine recht hohe Höranstrengung hat (siehe Abb. 1). In solchen realistischen Alltagssituationen liegt auch häufig ein positives Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) vor, bei dem moderne Algorithmen in Hörsystemen gut unerwünschte Störgeräusche unterdrücken können. Um bei solchen positiven SNRs den Nutzen von Hörsystemen mit einem guten Alltagsbezug untersuchen zu können, kommen moderne Sprachtests nicht immer in Frage, da diese für normalhörende Menschen und Schwerhörende mit leichten und moderaten Hörverlust bei negativen SNRs messen. Dies zeigt die steigende Bedeutung für gute Methoden zur Erfassung der Höranstrengung.
Viele Verfahren beruhen auf subjektiven Methoden, bei denen. die Probanden gefragt werden, die Anstrengung in einer bestimmten Bedingung zu beurteilen, z.B. mit einer kategorialen Skalierung [1]. Andere Verfahren testen die kognitive Reservekapazität z.B. in Doppelaufgaben [2] oder messen die kognitive Last mit Hilfe der Pupillometrie [3]. Unterstützt durch eigene Daten werden in diesem Beitrag verschiedene Verfahren verglichen und z.B. anhand ihrer Sensitivität beurteilt.
Insgesamt können die unterschiedlichen Methoden zur Ermittlung der Höranstrengung in drei Haupttypen aufgeteilt werden (siehe auch [4,5]): Messungen der physiologischen Reaktionen (z.B. Pupillometrie), Messungen der kognitiven Leistungen (z.B. Doppelaufgaben) sowie die Erfassung der subjektiven Bewertung der Höranstrengung (z.B. direkte Skalierung oder Fragebogenverfahren). Zu jedem Haupttyp werden ein oder zwei Arbeiten exemplarisch kurz vorgestellt und die Vor- und Nachteile beleuchtet.
Insgesamt zeigen die Arbeiten, dass die Höranstrengung einen zusätzlichen Faktor bildet, der zusätzlich zur Sprachverständlichkeit weitere Informationen über die kognitive Belastung geben kann.

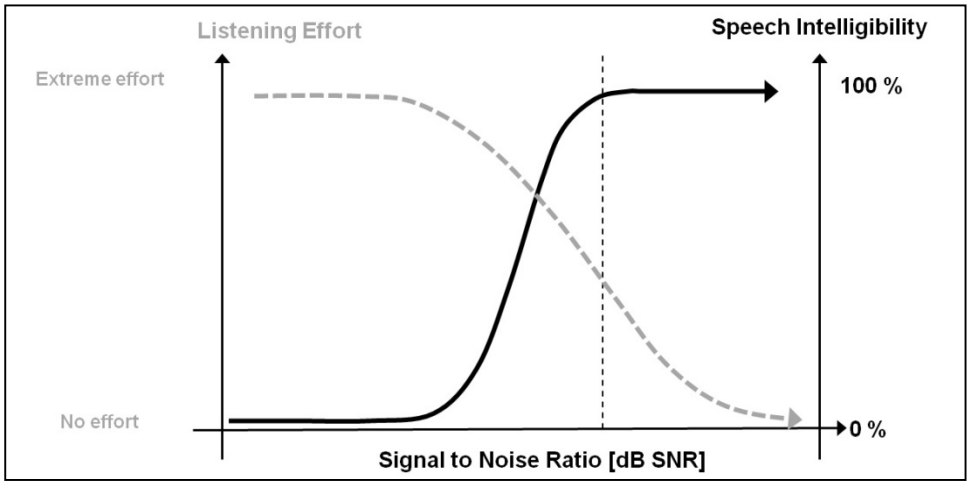


Abb.1: Schematische Illustration der vermuteten Beziehung zwischen Sprachverständlichkeit und Höranstrengung(aus [4])

Literatur

[1] Behrens T., Kreisman B., Schulte M., Neel Weile J.: *Meeting the First-Time User Challenge* - Hearing Review 12-2011
[2] Sarampalis A., Kalluri S., Edwards B. and Hafter E.: Objective measures of listening effort: Effects of background noise and noise reduction. J Speech Lang Hear Res, 52 (2009): S. 1230-1240
[3] Kramer S., Kapteyn T., Festen J. and Kuik D. J.: Assessing aspects of auditory handicap by means of pupil dilatation. Audiology, 36 (1997): S. 155-164
[4] Klink K. B., Schulte M., Meis M.: *Measuring listening effort in the field of audiology – a literature review of methods, part 1.* Zeitschrift für Audiologie /Audiological Acoustics, 51 (2012) 2, S. 60 – 67
[5] Klink K. B., Schulte M., Meis M.: *Measuring listening effort in the field of audiology – a literature review of methods, part 2.* Zeitschrift für Audiologie /Audiological Acoustics, 51 (2012) 3, S. 96 - 105

12. Strahlenschutzkurs I

55 Aktuelles zur Novelle der Strahlenschutz-/Röntgenverordnung und der Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin

R. Rinck, Augsburg

13. Young Investigator Forum

56 Inter- and intrafractional changes in the geometry of implanted electromagnetic transponders in the upper lung

D. Schmitt[1], S. Nill[1], F. Röder[2,3], D. Gompelmann[4], F. Herth[4], U. Oelfke[1]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg
[2]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Klinische Kooperationseinheit Strahlentherapie, Heidelberg
[3]Universitätsklinikum Heidelberg, Klinik für Radioonkologie und Strahlentherapie, Heidelberg
[4]Universität Heidelberg, Thoraxklinik, Heidelberg

Introduction: Implanted markers in or close to the tumor are used in radiotherapy of lung cancer patients for initial positioning, gating and tracking. Often more than one marker is implanted for better geometric reliability. These techniques usually assume a rigid patient geometry in the analyzed region. Investigations on the quantification of deviations from this assumption are very rare, especially for intrafractional changes. In this work the variability of inter-marker distances are investigated for three markers outside the tumor, using the Calypso tumor tracking system by Varian Medical Systems Inc. with investigational anchored transponders. This system monitors three transponders with a high update rate and without additional dose, using the markers centroid motion as surrogate for tumor motion. The amount of deformation in the tissue of the upper lung is evaluated considering two aspects of transponder geometry variations: 1) due to intrafraction breathing motion and 2) interfractional changes because of radiation effects in the normal lung tissue and tumor shrinkage.

Materials and Methods: Our institution takes part in a multicenter trial which evaluates Calypso anchored transponders in lung cancer patients. Data from six patients enrolled in this study is used for this investigation. All of these patients got three anchored transponders implanted bronchoscopically close to the tumor before the acquisition of the planning CT. From these six patients four have tumors in an upper lobe of the lung and two in the right middle lobe. Two patients received hypofractionated 3D conformal radiotherapy with ten fractions and four a conventionally fractionated step-and-shoot IMRT treatment. Average fraction time was 4.5 min and 9.2 min, respectively. The total number of evaluated fractions is 133. Patient setup was performed using a registration of planning CT and daily cone-beam CT. After that, the Calypso system measured tranponder positions sequentially every 100 ms. Each individual transponder position is updated at a 3.3 Hz rate. Corresponding centroid positions are updated at a 10 Hz rate. The Calypso system reports the centroid positions during tracking. Single transponder positions were made available to us for research purposes only. A beam-on detector is integrated, whose data is stored together with the positions. For all fractions the time interval between the first and the last beam-on signal is analyzed. The single transponder positions were interpolated to 10 Hz data sets for getting position information at the same points in time for all transponders. Using this interpolated data, all inter-transponder distances in lateral, longitudinal and vertical direction as well as the 3D distances were calculated. Additionally the area of the spanned triangle was determined for each point in time. Means and standard deviations (SD) of all data were computed for each fraction. The intrafractional variation was quantified by the SDs of the lateral, longitudinal and vertical inter-transponder distances. For the coordinate with the largest fraction SDs, two correlations were evaluated. First the SD was correlated with the corresponding mean 3D inter-transponder distance for each fraction. To account for the overall motion, a second correlation was performed between the SD and the product of the mean 3D inter-transponder distance and the mean 3D amplitude detected for the transponder centroid. For the evaluation of interfraction changes, the following calculations were made. First the change in triangle area was determined for description of the overall change. Second an average change in 3D inter-transponder distances per fraction over all patients was calculated. For this a linear regression of 3D mean distance and fraction number was done for all transponder pairs. All 18 slopes of these regressions were then averaged.

Results: The six patients show very diverse results in the intrafractional variations of inter-transponder distances, see Fig 1. For three patients (P3, P5 and P6) nearly all SDs of inter-transponder distances lie below 1 mm for all three directions. For P2 and P4 there are SDs between 1 mm and 2 mm in longitudinal direction for two transponder pairs, while for P1 there are even values of above 3 mm of SD for two transponder pairs in longitudinal direction. The corresponding mean 3D inter-transponder distances for P1 are 6.8 cm and 6.0 cm. Only the SDs in longitudinal direction show values of above 1 mm, hence they were studied further. No correlation of the longitudinal SDs with the corresponding mean 3D inter-

transponder distance per fraction was found (Pearson's correlation coefficient r=0.42). Considering the motion amount in addition, a much stronger correlation was computed (r=0.82). For the interfractional changes the following results were found. Evaluating the triangle areas of the transponders over the whole treatment course, a decrease can be found for all patients, see Fig. 2. The extent of decrease is different, but can be up to 36%. The average change in 3D inter-transponder distances was calculated to -0.1 mm per fraction. P6 shows the largest slopes with inter-transponder distance shrinkage of -0.36 mm per fraction for one transponder pair and -0.35 for another. This results in shrinkage of the inter-transponder distance of 8 mm for two transponder pairs over the whole treatment with an initial distance of 3.7 cm and 4.5 cm. In Fig. 3 can be seen, that the change in 3D inter-transponder distances per fraction can be very heterogenic in one patient.

Conclusion: Longitudinal inter-transponder distances vary due to interfraction breathing motion with an SD of up to 3 mm. The variation depends on the combination of inter-transponder distance and overall motion amount. The motion amount for each patient is unknown before the transponder implantation, so the inter-transponder distances should be as small as possible, considering a minimum distance of 1 cm, required by the system, while the transponder centroid should be as close to the tumor centroid as possible for good representation of tumor motion. There is a general decrease in inter-transponder distances over the course of radiation treatment. These variations are larger than reported for interfractional changes of fiducial marker distances by Imura et al. [1]. If the shrinkage is not uniform for all inter-transponder distances in one patient, it can lead to a deviation between the real tracked point in lung, and the planned one. If a conventional fractionation is performed, the inter-transponder distances should be evaluated regularly. The Calypso system provides a daily transponder geometry check to enable this evaluation. Due to tumor shrinkage a new CT and treatment planning procedure can be necessary not only to customize the irradiation fields to the tumor but also for an update of transponder positions relative to the tumor.

Attachment 1

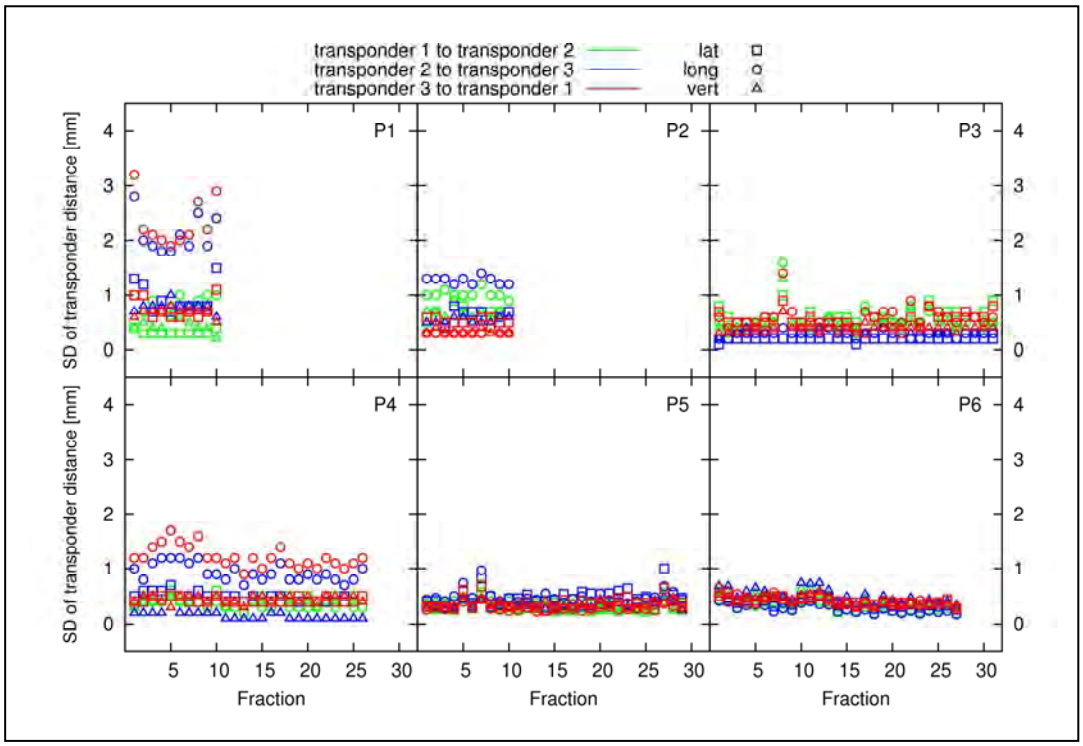


Fig. 1: Standard deviations of the lateral, longitudinal and vertical inter-transponder distances for all fractions of each patient.

Attachment 2

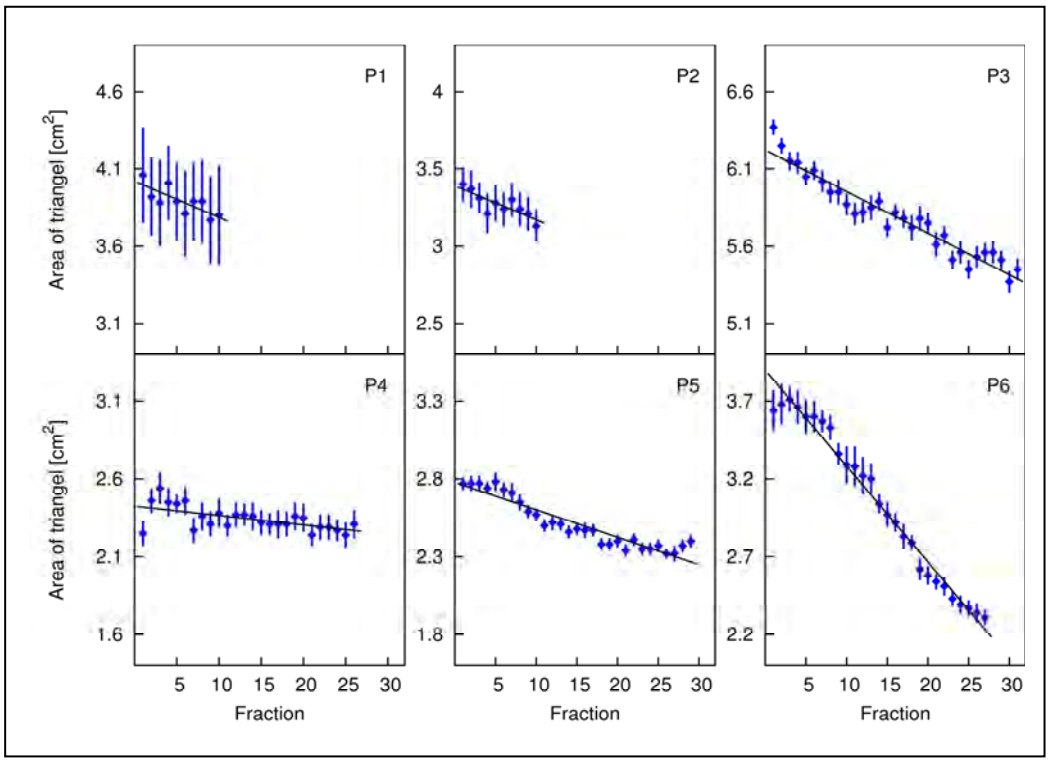


Fig. 2: Mean and standard deviation (depicted by error bars) of the triangle area spanned by the three transponders for all fractions of all patients. In addition the graph of the linear regression is shown for better visualization of the trend. Each vertical axis has a range of 2 cm².

Attachment 3

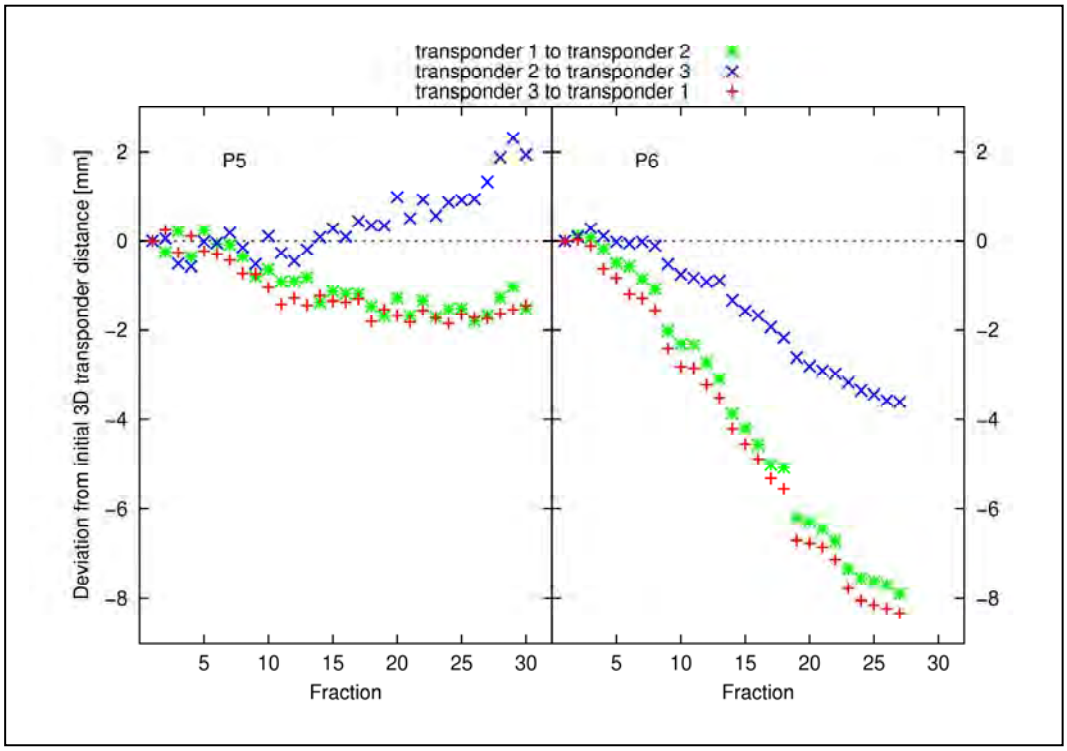


Fig. 3: Deviation of the mean 3D inter-transponder distances from the initial distances for each fraction for P5 and P6.

References
[1] Imura M, Yamazaki K, Shirato H, Onimaru R, Fujino M, Shimizu S, Harada T, Ogura S, Dosaka-Akita H, Miyasaka K and Nishimura M, Insertion and fixation of fiducial markers for setup and tracking of lung tumors in radiotherapy, Int J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 63, No. 5, pp. 1442-1447, 2005

Acknowledgment
This work was partially supported by Varian Medical Systems Inc.

57 Ein neuartiges Konzept zur Berechnung der Positronenemitter-Ausbeuten für die Reichweiteverifikation bei der Partikeltherapie mittels PET

M. Priegnitz[1], W. Enghardt[2], K. Laube[2], F. Fiedler[1]
[1]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Strahlenphysik, Dresden
[2]TU Dresden, OncoRay - National Center for Radiation Research in Oncology, Dresden

Einleitung: Das große Potential der Partikeltherapie liegt in der wohl definierten Reichweite der eingestrahlten Teilchen (Protonen oder Ionen). Diese ermöglicht eine tumorkonformale Bestrahlung bei gleichzeitiger maximaler Schonung des an das Zielvolumen angrenzenden Gewebes und von Risikoorganen. Jedoch ist diese Reichweite sehr empfindlich gegenüber Dichteveränderungen im durchstrahlten Gewebe. Laut einer Umfrage beim Jahrestreffen der AAPM 2012 in Charlotte, USA [1] sehen 33 % der Befragten daher Reichweiteunsicherheiten als hauptsächliches Hindernis dafür, dass sich die Protonentherapie in der klinischen Routine etabliert. Um das große Potential der Partikeltherapie nutzen zu können ist eine Kontrolle der applizierten Dosisverteilung notwendig. Gegenwärtig ist die Positronen-Emissions-Tomographie (PET) das einzige klinisch eingesetzte Verfahren, welches *in vivo* und *in situ* eine Reichweiteverifikation bei der Bestrahlung mit Protonen und Ionen ermöglicht. Während der Bestrahlung werden durch periphere Kernreaktionen zwischen eingestrahlten Teilchen und den Atomkernen des Gewebes β^+-aktive Kerne erzeugt. Diese Positronenemitter unterliegen entsprechend ihrer Halbwertszeit einer β^+-Umwandlung, wobei ein Positron entsteht, das mit einem Elektron des Gewebes annihiliert. Dabei werden zwei Photonen mit einer Energie von jeweils 511 keV unter einem Winkel von 180° emittiert, welche mit einem PET-Scanner detektiert werden können. Mittels einer Rekonstruktion kann die 3-dimensionale β^+-Aktivitätsverteilung ermitteln werden.
Die während oder im Anschluss an die Bestrahlung gemessene Aktivitätsverteilung lässt sich jedoch nicht direkt mit der geplanten Dosisverteilung vergleichen, da die Verteilungen verschiedene physikalische Ursachen haben. Daher ist eine Simulation der erwarteten Aktivitätsverteilung notwendig, welche dann mit der tatsächlichen Messung verglichen wird und Rückschlüsse auf die korrekte Lage des Bestrahlungsfeldes und die Reichweite der Teilchen ermöglicht.
Für die Simulation dieser β^+-Aktivitätsverteilung muss die Verteilung der durch die Bestrahlung entstehenden Positronenemitter modelliert werden. Dafür ist bisher eine Vielzahl von Wirkungsquerschnitten notwendig, welche sämtliche, zu Positronenemittern führende Reaktionen der Projektil-Ionen und der entstandenen Sekundärteilchen mit den Atomen des Gewebes umfassen. Nur wenige dieser benötigten Wirkungsquerschnitte sind im therapierelevanten Energiebereich mit ausreichender Genauigkeit gemessen. Nicht gemessene Wirkungsquerschnitte müssen daher mit Kernreaktionsmodellen berechnet werden, welche häufig fehlerbehaftet sind und nur unzureichende Genauigkeiten liefern. Daher wurde ein neues Konzept entwickelt, welches die Modellierung der Positronenemitter-Verteilung ohne Kenntnis der Wirkungsquerschnitte ermöglicht. Es basiert auf der Messung von Positronenemitter-Verteilungen in wohl definierten Referenzmaterialien und erlaubt die Berechnung der benötigten Verteilungen in beliebigen Geweben bekannter chemischer Zusammensetzung.

Material und Methoden: Am GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung Darmstadt wurden verschiedene homogene und inhomogene Targets mit $^{7}Li^{3+}$- sowie $^{12}C^{6+}$-Ionen bestrahlt [2]. Es handelte sich um monoenergetische, bleistiftförmige Strahlen im therapierelevanten Energiebereich. Die durch die Ionen induzierte β^+-Aktivität wurde mit der am Bestrahlungsort fest installierten Doppelkopf-PET-Kamera BASTEI [3] während der Bestrahlung sowie weitere 30 min im Anschluss an die Bestrahlung gemessen. Durch einen exponentiellen Fit der Abklingmessung und eine Modellierung des Aufbaus der Aktivität nach [4] können die Ausbeuten (Yields) der pro eingestrahltem Teilchen erzeugten Positronenemitter berechnet werden. Diese Berechnung erfolgt tiefenaufgelöst und ermöglicht damit die Bestimmung der tiefenabhängigen Verteilung der Positronenemitter-Yields. Aus gemessenen tiefenaufgelösten Positronenemitter-Yields in den wohl definierten Referenzmaterialien Graphit, Wasser und Polyethylen (PE) lassen sich durch lineare Kombination entsprechend der chemischen Zusammensetzung die Positronenemitter-Yield-Verteilungen in beliebigen, überwiegend aus Kohlenstoff, Wasserstoff und Sauerstoff bestehenden Materialien bestimmen [5].

Ergebnisse: Die Anwendbarkeit des Yield-Konzepts konnte für homogene Targets aus Polymethylmethacrylat (PMMA) und inhomogene Targets, bestehend aus Schichten aus Wasser, Graphit und PE in unterschiedlicher Dicke und Anordnung, gezeigt werden. In Abb. 1 ist eines dieser bestrahlten inhomogenen Targets am Bestrahlungsplatz zu sehen. Alle diese Targets wurden mit monoenergetischen ^{7}Li- bzw. ^{12}C-Ionen bestrahlt. Die Unsicherheit in der Vorhersage der Yields der häufigsten

Positronenemitter (^{11}C und ^{15}O, sowie ^{10}C bei ^{12}C-Bestrahlungen) liegt bei allen durchgeführten Experimenten deutlich unter 15 %. Diese resultieren in einer Reichweiteunsicherheit von 2–4 mm. Berechnet man die erwartete Aktivitätsverteilung aus den vorhergesagten Positronenemitter-Yields, so liegt die Abweichung zu der tatsächlich gemessenen Aktivität bei 3–12 %.
Um einen Schritt weiter in Richtung klinische Anwendung zu gehen, wurde das Konzept ebenfalls für die Bestrahlung eines homogenen PMMA-Targets mit ^{12}C-Ionen mit zwei verschiedenen Energien verifiziert. Abb. 2 zeigt die vorhergesagten Positronenemitter-Yields für diese Bestrahlung sowie den Vergleich zwischen der aus den vorhergesagten Yields berechneten, erwarteten Aktivitätsverteilung und der tatsächlich gemessenen Aktivitätsverteilung. Es konnte gezeigt werden, dass sowohl die Lage der Aktivitätsmaxima sowie deren relative Höhe zueinander mit der Aktivitätsmessung übereinstimmen.

Zusammenfassung: Bei der Tumorbestrahlung mit Protonen und Ionen werden im bestrahlten Gewebe Positronenemitter erzeugt, welche mittels des PET-Verfahrens zur Reichweiteverifikation genutzt werden können. Das erfordert eine Simulation der erwarteten Aktivitätsverteilung, wobei bislang die Kenntnis einer Vielzahl von Wirkungsquerschnitten notwendig ist. Nur wenige der benötigten Wirkungsquerschnitte wurden bisher gemessen und eine Berechnung mit Kernreaktionsmodellen ist häufig fehlerbehaftet und weist eine unzureichende Genauigkeit auf. Das vorgestellte Yield-Konzept ermöglicht die Bestimmung tiefenabhängiger Positronenemitter-Yields in beliebigen Materialien aus gemessenen β^+-Aktivitätsverteilungen in Referenzmaterialien ohne die Kenntnis von Wirkungsquerschnitten. Damit bietet es eine geeignete Alternative zur aufwändigen Messung partieller Wirkungsquerschnitte.

Anhang 1

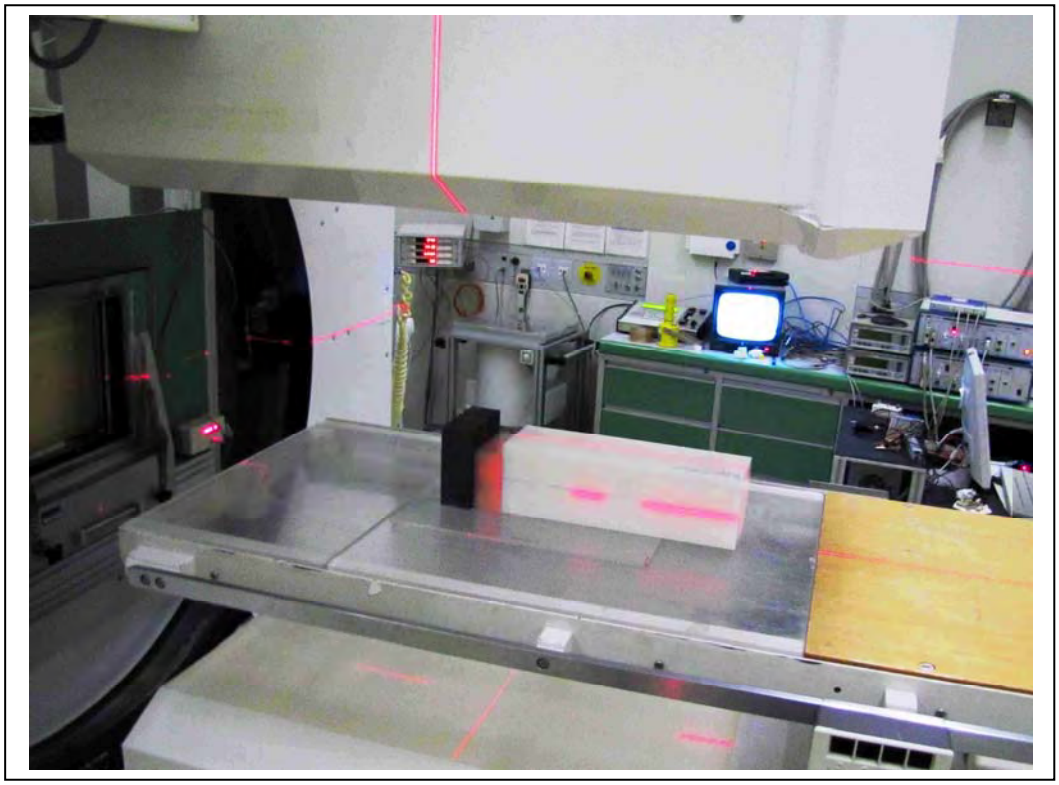


Abb.1: Inhomogenes Target bestehend aus Graphit, Wasser und PE, am Bestrahlungsplatz. Das Target ist mit Hilfe des raumfesten Lasersystems (im Bild rot leuchtend) positioniert. Das Strahlaustrittsfenster befindet sich links vom Target, die beiden Detektorköpfe des Doppelkopf-PET-Scanners sind ober- und unterhalb des Targets zu sehen.

Anhang 2

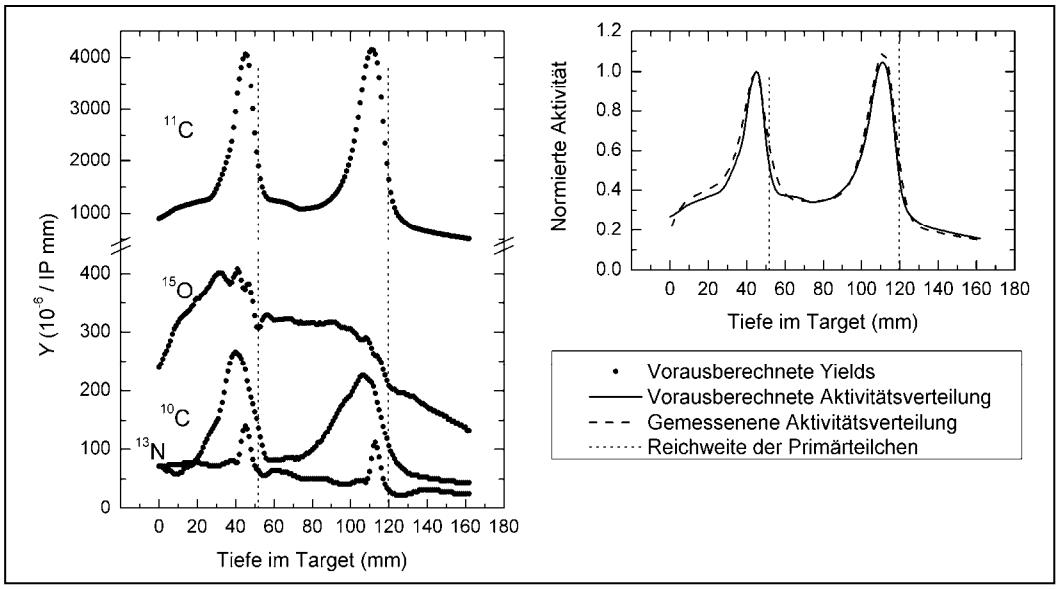


Abb.2: Vorhersage der Positronenemitter-Verteilung (links) und Aktivitätsverteilung (rechts) in PMMA bestrahlt mit ^{12}C-Ionen zweier verschiedener Energien. Die senkrechten Linien kennzeichnen die Reichweite der Primärteilchen. Die vorhergesagte Aktivitätsverteilung wird mit der gemessenen Verteilung verglichen. Beide sind auf ihr durch die Projektile kleiner Eingangsenergie induziertes lokales Maximum normiert.

Literatur

[1] AAPM Umfrage August 2012, http://medicalphysicsweb.org/cws/article/research/50584
[2] Priegnitz M. *et al*.: In-bem PET measurement of $^{7}Li^{3+}$ irradiation induced β^{+}-activity, Phys. Med. Biol. 53 (2008) 16, S. 4443-4453
[3] Enghardt, W. *et al*.: Charged hadron tumour therapy monitoring by means of PET, Nucl. Instr. Meth. 525 (2004) 1-2, S. 284-288
[4] Parodi *et al*.: In-beam PET measurement of β^{+} radioactivity induced by proton beams, Phys. Med. Biol. 47 (2002) 1, S. 21-36
[5] Priegnitz, M. *et al*.: An experiment-based approach for predicting positron emission distributions produced during therapeutic ion irradiation, IEEE Trans. Nucl. Sci. 59 (2012) 1, S. 77-87

58 Pilot-Phantomstudie zur ultraschallgeführten, robotergestützten Radiochirurgie

O. Blanck[1,2], P. Jauer[3], F. Ernst[3], R. Bruder[3], A. Schweikard[3]
[1]Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Klinik für Strahlentherapie, Lübeck
[2]CyberKnife Zentrum Norddeutschland, Güstrow
[3]Universität zu Lübeck, Institut für Robotik und Kognitive Systeme, Lübeck

Fragestellungen: Das CyberKnife (Accuray Inc., USA) ermöglicht die millimetergenaue Bestrahlung bewegter Zielstrukturen im menschlichen Körper. Basierend auf der Lokalisation von anatomischen Landmarken oder implantierten Markern (Fiducials) in Stereo-Röntgenbildern werden Fehllagerungen des Patienten und atembedingte Zielbewegungen erkannt und robotergestützt korrigiert. Typische Ziele hierfür liegen beispielsweise in der Lunge, der Leber und, für besondere Indikationen, im Herzen. Um bei schnellen Bewegungen die Strahlnachführung sicherzustellen, wird neben den Röntgenbildern als Surrogat die zeitlich hochaufgelöste Position von optischen Markern auf der Körperoberfläche des Patienten gemessen. Aus dieser wird ein eindimensionaler Zustandswert (sog. R-Marker) berechnet, der zur internen Tumorposition korreliert wird und die zeitlich hochaufgelöste, latenzfreie Berechnung der Tumorposition ermöglicht [2, 3]. Fehlerpotentiale dieser Methode liegen in der Datenreduktion zur Berechnung des R-Markers und in nicht erfassten Anteilen, bzw. Änderungen der Zielbewegung. Als alternative Zielverfolgungseinrichtung für kardiovaskuläre oder abdominale Ziele haben wir ein 4D-Ultraschallsystem entwickelt [1], das eine nicht ionisierende, kontinuierliche und vor allem direkte Lageverfolgung von Fiducials oder Zielstrukturen im Körperinneren ermöglicht. Dieses soll in einer weltweit ersten Phantomstudie an das CyberKnife angebunden und getestet wurde.

Material und Methoden: Das Ultraschallsystem basiert auf einer GE Vivid 7 Dimension Volumenstation (General Electric, USA) mit erweiterter Betriebssoftware. Abhängig von der Größe des abgetasteten Bereichs und der eingesetzten Analysesoftware können 10 bis 50 Volumina pro Sekunde aufgenommen und analysiert werden. Die Gesamtlatenz des Systems liegt bei 28 bis 50 ms. Zur Anbindung an das CyberKnife-System wurde das optische Trackingsystem des CyberKnife (B.I.G. FlashPoint 5500) ersetzt. Über die vorhandene Schnittstelle wurde das serielle Protokoll des Trackingsystems emuliert. Anstatt der Position eines optischen Markers wurde jedoch die in den Ultraschallvolumina gemessene, dreidimensionale Fiducialbewegung übertragen. Das Steuermodul zur Bewegungskompensation (Synchrony) blieb unverändert, wobei wissentlich mehrere Fehler begangen wurden: Im Vergleich zum optischen Trackingsystem mit 25.97 Hz lieferte das Ultraschallsystem Positionsdaten mit nur 17.7 Hz und benötigte ca. 15 ms länger zur Datenerfassung und Ausgabe an den Steuerrechner. Dieses führt zwangsläufig zu Prädiktions- und Positionierfehlern. Auch wurde die durch Berechnung des R-Markers und Korrelation stattfindende Datenreduktion in Kauf genommen, wodurch zumindest zwei der drei (wissentlich korrekten) Bewegungsdimensionen verloren gingen. Als Ultraschallphantom wurde ein einfacher Wassertank gewählt. Im Inneren wurde ein Fiducial Marker platziert, der über einen Stab rigide mit einem BallCube-II Phantom mit Hemisphäre (CIRIS, USA) und eingesetztem EBT 3 Film (Ashland, USA) verbunden wurde. Marker und BallCube wurden von einem sechsachsigen Industrieroboter des Typs Viper s850 (Adept Technology, USA) mit hoher zeitlicher und räumlicher Positioniergenauigkeit und einer aus NavX-Katheter-Lokalisationsdaten gewonnenen Herztrajektorie (Pulmonalvene eines Göttinger Mini-Pigs) bewegt, auf dessen drittes Gelenk die optischen Marker für die Vergleichsmessungen platziert wurden (siehe Abb. 1). Das Phantom wurde mit zwei orthogonalen Strahlen jeweils a) statisch ohne Bewegungsausgleich, b) bewegt ohne Bewegungsausgleich, c) bewegt mit Bewegungsausgleich durch optische Marker am Roboter (Synchrony) und d) bewegt mit Bewegungsausgleich durch Ultraschall bestrahlt.

Ergebnisse: Die aus 15 mm Respiration und 5 mm Pulsation zusammengesetzte Phantombewegung wurde von Synchrony und Ultraschallsystem jeweils in Referenz zu den Stereo-Röntgenbilder gleichermaßen gut erkannt (R-Komponenten: Röntgen: 18.5 mm bzw. 17.8 mm; Synchrony: 16.7 mm bzw. Ultraschall: 19.0 mm). Der durchschnittliche Korrelationsfehler lag für Synchrony bei 0.96 mm (Min 0.26 mm; Max 1.04 mm; Std 0.48 mm) und für Ultraschall bei 1.47 mm (Min 0.07 mm; Max 3.09 mm; Std 0.75 mm) für jeweils 15 aufgenommenen Punkte, wobei das Ultraschallsystem im Vergleich zum optischen System an der Körperoberfläche (drittes Robotergelenk) natürlich die ungedämpfte Phantombewegung sieht und dadurch mehr Fehler ermittelt. Der Prädikationsfehler der Herzbewegung lag ohne Prädiktion für Synchrony bei 0.49 mm (111.2%) bei einem Fehler ohne Prädiktion von 0.45 mm und für Ultraschall bei 0.89 mm (83.8%) bei einem Fehler ohne Prädiktion von 1.06 mm. Die Phantomtests zeigen nach unserem Protokoll eine 3-Kanal-Gamma-Erfolgsquote (1% Lokale Dosis, 1 mm Distance-To-Agreement, 50% Dosis-Threshold) für a) Statisch: 93.1% bei 0.8 mm

Registrierungsfehler-Korrigiertem-Offset (RKG), b) Standard-Synchrony: 92.6% bei 0.7 mm RKG, c) Synchrony mit Herzbewegung: 86.2% bei 0.7 mm RKG und d) Ultraschall mit Herzbewegung: 85.9% bei 0.9 mm RKG. Die Dosis-Verschmierung durch Synchrony wurde mit 0.05 mm, durch Synchrony mit Herzbewegung mit 0.25 mm und durch Ultraschall mit Herzbewegung mit 0.3 mm geschätzt. Unsere Standard Annahmekriterien wurden von allen Tests, außer dem bewegten Test ohne Bewegungsausgleich mit nur 25% Gamma (2%/2 mm/50%), mit > 98% Gamma (2%/2 mm/50%) erreicht. Bei letzterem ist klar, dass die geplante Dosis ohne einen Bewegungsausgleich nicht appliziert werden kann.

Zusammenfassung: Das CyberKnife konnte erstmals in einem Phantomtest mittels Ultraschall gesteuert werden. Die Testergebnisse zeigen, dass die Korrelation zwischen Zielstruktur und Ultraschallposition, sowie Zielstruktur und optischen Surrogatsignal ähnlich gute Ergebnisse liefern. Da wir nur die zur Korrelation benötigten Surrogatsignale getauscht haben, war darüber hinaus keine deutliche Genauigkeitssteigerung zu erwarten. Die zusätzliche Information der genauen, dreidimensionalen Zielbewegung im Ultraschallbild konnte von Synchrony nicht genutzt werden. Um das volle Potential der Ultraschallzielerfassung auszuschöpfen, muss das Synchrony-Modul des CyberKnife durch ein dreidimensionales Korrektursystem ersetzt werden. Die Erstellung dieses Systems ist für die nahe Zukunft geplant.

Anhang 1

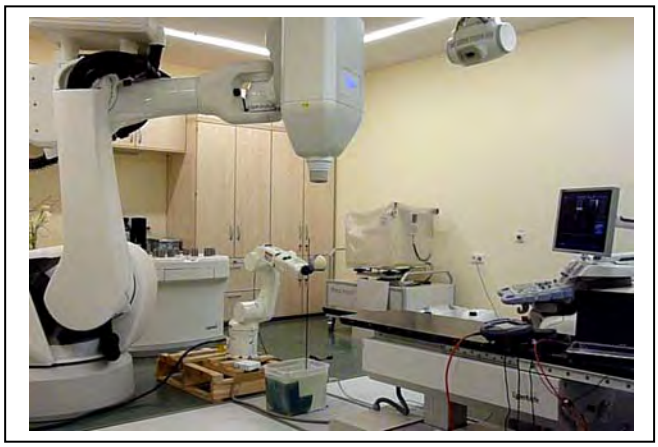


Abb.1: Phantomaufbau - Fiducial Marker und BallCube werden von einem sechsachsigen Industrieroboter bewegt. Die durch Stereo-Röntgenkameras erfasste Absolutposition des BallCubes wird zum Ultraschall-Bewegungssignal korreliert.

Literatur

[1] Bruder, R., Ernst, F., Schlaefer, A. and Schweikard, A. 2011. A Framework for Real-Time Target Tracking in Radiosurgery using Three-dimensional Ultrasound. Proceedings of the 25th International Congress and Exhibition on Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS'11) (Berlin, Germany, Jun. 2011), S306–S307.
[2] Ernst, F., Bruder, R., Schlaefer, A. and Schweikard, A. 2012. Correlation between external and internal respiratory motion: a validation study. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery. 7, (2012), 483–492.
[3] Ernst, F., Dürichen, R., Schlaefer, A. and Schweikard, A. 2013. Evaluating and comparing algorithms for respiratory motion prediction. Physics in Medicine and Biology. (2013), submitted.

59 Measurement of respiratory and cardiac motion using a multi antenna continuous wave radar operating in the near field

F. Pfanner[1], T. Allmendinger[2], T. Flohr[2], M. Kachelrieß[1,3]
[1]Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Institut für Medizinische Physik, Erlangen
[2]Siemens AG, Healthcare Sector, Forchheim
[3]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medical Physics in Radiology, Heidelberg

Purpose: To avoid motion artifacts, medical imaging devices are often synchronized to the respiratory and cardiac cycle of the patient. Today's respiratory motion monitors require additional effort in preparing the patient, such as mounting of a motion belt or the placement of an optical reflector on the patient breast [1]. Cardiac motion is typically assessed using an ECG. All these techniques have the disadvantage that additional effort in preparing the patient is needed and they are not able to measure internal organ motion without implanting markers. Also the devices used to measure respiratory motion determine the signals only at a single position where the sensor is located. Due to different respiratory patterns of human beings (chest vs. abdomen respiration) this may be suboptimal, for example if the patient's respiration is dominated by the abdominal respiration while the sensor is located on the chest.
Instead of using an external signal one may also estimate the motion directly from the measured data. This additional information is used to reconstruct images only from data recorded at the same cardiac or respiratory phase or by using a motion-compensated reconstruction algorithm [2]-[4]. However, this strategy requires a continuous data acquisition, also in undesired motion phases, which may be disadvantageous in terms of dose or in terms of measurement time.
An interesting alternative that does not need any patient preparation is to assess the patient's respiratory and cardiac motion using a continuous wave radar. The antennas can be hidden in the patient table, thus promising to be a highly convenient solution for routine use.
Our focus here is to trigger medical imaging devices such as CT systems, PET scanners or radiation therapy devices. In addition the proposed radar system also could be used for other monitoring or triggering purposes. For example to monitor the vital signs of sick persons or to monitor infants to prevent from sudden infant death syndrome.

Material and Methods:
Radar Hardware: Figure 1 shows a simplified block diagram of the used Doppler radar. The operating frequency of 869.350 MHz is generated in the oscillator (LO). After amplifying with a power amplifier (PA), the signal is radiated on the transmit (TX) antenna. After receiving (RX) the reflected radar waves by the second antenna, the signal is mixed (MX1) with the transmitted one. Due to the fact that the two signals have the same frequency, the result of the mixer is the phase difference between the signals. This phase difference is proportional to the distance between the radar antennas and the point on which the radar waves were reflected.
For all measurements, patch antennas as shown in figure 2 are used. In contrast to other papers [5]-[10] we use separate transmit and receive antennas which give us a higher degree of freedom in placing the antennas. Thus, we can better define those points in space where the radar system should be sensitive and where not. Figure 3 shows a CT scan having a thorax phantom above the antennas. As one can see in the image, the radar antennas are located close to the body. The radar waves propagate into the body and are reflected on boundaries between different tissues, for example between muscle and fat or on the outlines of organs.
Achieving a large radar-sensitive area to simplify patient positioning is done by using more antennas. To avoid the requirement for additional transmit and receive units we use coax switches to switch between the antennas. Currently, five antennas are used. They are arranged to have one receive antenna surrounded by four transmit antennas.
Test Person Measurements: The system was tested using 10 test persons (6 male, 4 female). The size of the test persons ranges from 156 cm to 192 cm with a mean of 177 cm. Their weight ranges from 58 kg to 95 kg with a mean of 75 kg.
For the test person measurements, the radar antennas were placed on top of a standard CT table as one can see in figure 4. The test persons lie in the supine position on the table, directly above the antennas. Before the radar measurement was started, the distance between the upper end of the head and the bottom end of the sternum was measured. The radar measurements are repeated six times having the radar antennas on six different positions along the spine of the test persons. Positioning of the test persons was done by measuring the distance of the radar antennas to the upper end of the head. In combination with the head-to-sternum distance the several positions are reproducible for each test person and comparable between the test persons. Figure 5 shows the positions of the antennas for the six measurement positions. For each test person and at each antenna position two datasets were recorded:

For the first acquisition, the test person was advised to normal breathing, for the second acquisition normal breathing was to be interrupted by a single deep inhale and a single deep exhale breath-hold. Each dataset has a duration of approximately 80 to 120 seconds.
As reference for the respiratory motion an external respiratory gating system, AZ-733V (Anzai Medical Co., LTD, Tokio, Japan) is used. The gating system measures the respiration by a load cell (pressure sensor) arranged with a belt on the test person. To get a reference for the cardiac motion, a standard three-lead ECG was used. All signals (radar output, Anzai system and ECG) were digitized and sent to the acquisition PC where the measurement application saves the raw data to a file and where the signal processing steps took place.
Signal Processing: The calculation of respiratory motion from the measured radar data is done by combining the signals from all antennas using principal component analysis (PCA). PCA transposes the multidimensional input space to a single dimension by suppressing redundant information. As the respiratory motion dominates the radar signal, this signal processing step is sufficient to determine the respiratory motion from the measured radar data.
The respiratory motion curves recorded by the external respiratory gating system and by our radar system are compared by calculating the Pearson correlation coefficient. The result values ranges from 0 which denotes no correlation to 1 which indicates linear relationship between the two curves.
Calculation of the cardiac cycle is done by using a band pass filter which passes only spectral components in the frequency range of 40 bpm to 120 bpm. With a correlation analysis the cardiac periodicity is determined within the filtered signal. These signal processing steps are executed with the signals from all antennas separately. In the end, the periodicity information from all antennas is overlaid to calculate the heart rate and phase.
Comparison between the heart rate measured by our radar system and the heart rate measured by the ECG is done by calculating the difference at each cardiac cycle.

Results: Figure 6 shows a comparison of an example dataset between the respiratory motion measured with our radar system and the respiratory motion measured with the external respiratory gating system. It is interesting to see how well the inhale and exhale periods match. The calculated correlation coefficients between each measurement pair (radar vs. external respiratory gating system) confirm this visual impression. The mean value of the correlation coefficients for all 120 datasets is 0.917 with a standard deviation of 0.108. In figure 7, the mean and standard deviation for the datasets of each test person are plotted. As one can see, they have a high value with low standard deviation which stands for good coverage between radar and external respiratory gating system and robust results. The high standard deviation of the test person ten is caused due to two measurement errors. Without these two datasets, the remaining results of the test person are as good as the results of the other ones. Further analysis shows that the results do not depend on the antenna position. This indicates that our approach of using an array of multiple radar antennas makes the system robust with respect to the precise positioning of the patient on the CT table.
Figure 8 gives the heart rate measured with our radar system and the heart rate determined from the ECG. As one can see, both curves are very similar, the mean difference is 0.08 bpm with a standard deviation of 1.3 bpm.
Unfortunately at the moment the detection of the heart cycle and of the heart rate does not work for all datasets as good as shown in figure 8, further efforts may be required to improve the situation. The difference between the two heart rate curves (radar vs. ECG) is calculated for all datasets, the mean and standard deviations are summarized in figure 9. The results show that the heart rate can be determined very well for test person 1, 3, 5, 6 and 7 whereas for the other test persons higher differences between the radar and ECG measurements occur. Sorting the results against the antenna position as done for figure 10, one can see that the results depend strongly on the position of the antennas. Best results are achieved by having the antennas at position number four.
These results indicate that the used radar system is able to determine the heart rate accurately provided that the antennas are at a desired position.

Conclusion: The benefit of the radar system operating in the near field of the antenna is that the antennas can be integrated into the patient table. This results in a highly convenient solution for clinical routine usage because it does not require any additional patient preparation.
Our test person measurements indicate that the proposed radar system has the potential to detect the respiratory motion quite accurately. By using an array of antennas, the respiratory motion can be determined independent of the exact patient location. An additional benefit of the antenna array is that the motion is determined over a large area whereas the respiratory monitoring systems used today only cover a small region.

Besides the measurement of the respiration, the radar system is able to detect cardiac motion. The test person measurements show good coverage between the detected motion and the ECG. But despite of the antenna array the patients need to be located exactly above the antennas to get good radar measurement results of the cardiac motion. Further research has to be done to improve the antennas and the signal processing techniques to get better measurement results independent of the antenna location.

Attachment 1

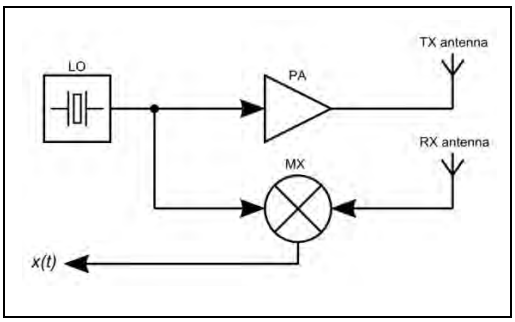


Fig.1: Simplified block diagram of a radar system.

Attachment 2

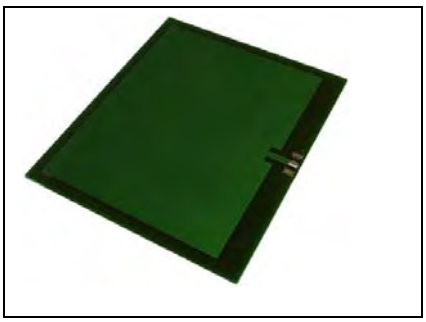


Fig.2: Patch antenna as it is used for our measurements. Currently, we use five of these antennas; four transmit antennas and one receive antenna.

Attachment 3

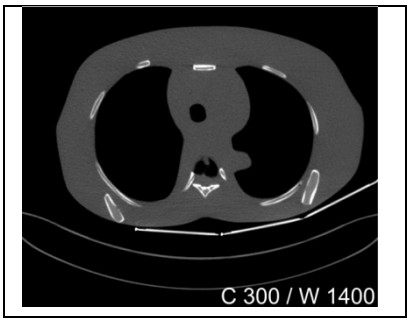


Fig.3: CT image of a measured thorax phantom lying above the antennas. In future applications, the antennas shall be integrated into the CT table.

Attachment 4

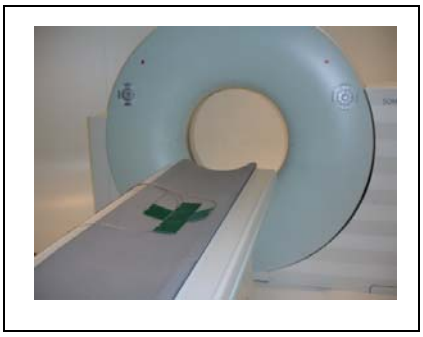


Fig.4: Placement of the antennas on the CT table. The test persons rest fully clothed directly above the antennas.

Attachment 5

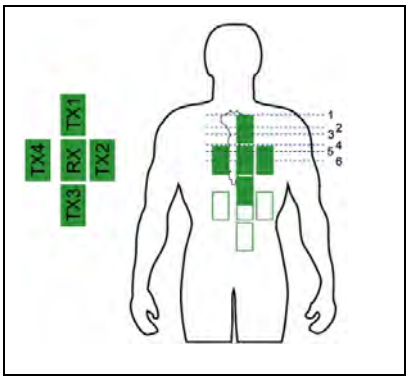


Fig.5: Location of the six measurement positions relative to the sternum. For each position the top edge of the antenna array is indicated by the horizontal dashed line. The filled rectangles illustrate the antennas at position one, the blank rectangles the antenna at position six.

Attachment 6

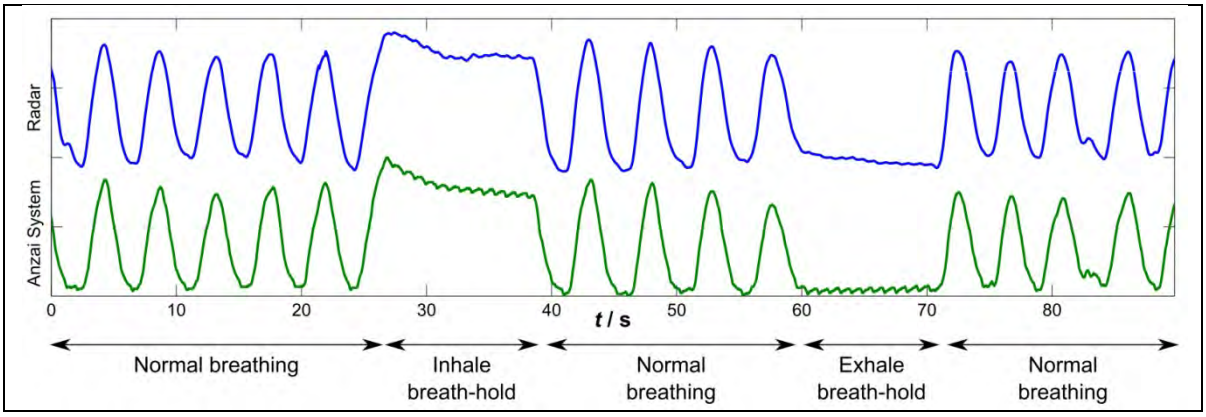


Fig.6: Example dataset of the test person measurements. The upper curve shows the respiratory motion measured with our radar system, the bottom curve shows the respiratory motion measured with the external respiratory gating system.

Attachment 7

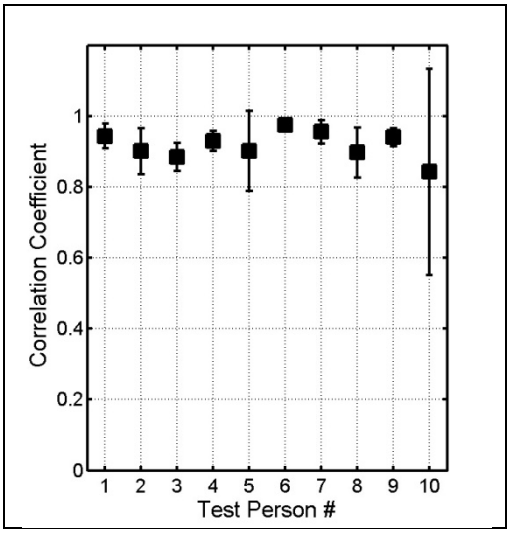


Fig.7: Correlation coefficients between the respiratory motion calculated from the radar data and the respiratory motion measured with the external respiratory gating system. The black rectangle gives the mean over all datasets of one person.

Attachment 8

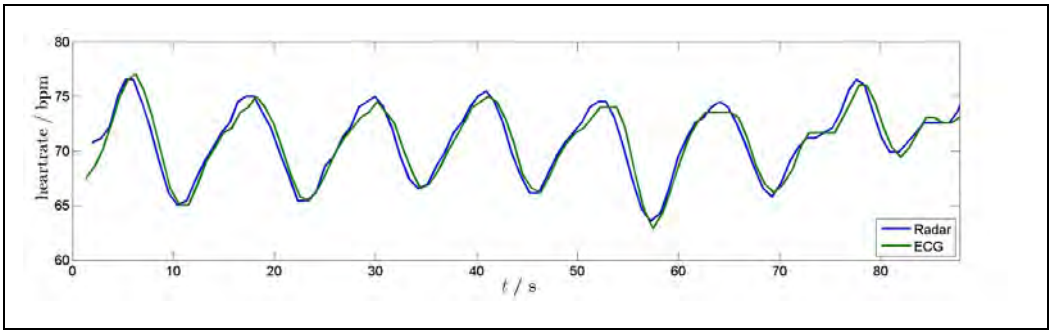


Fig.8: Example dataset showing the heart rate determined with our radar system compared to the heart rate determined using ECG signals.

Attachment 9

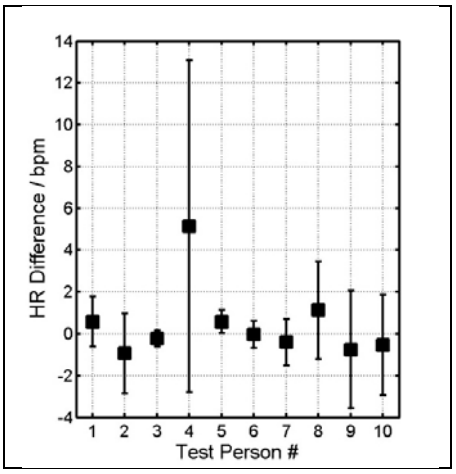


Fig.9: Mean and standard deviation of the heart rate difference between the radar and the ECG for each test person.

Attachment 10

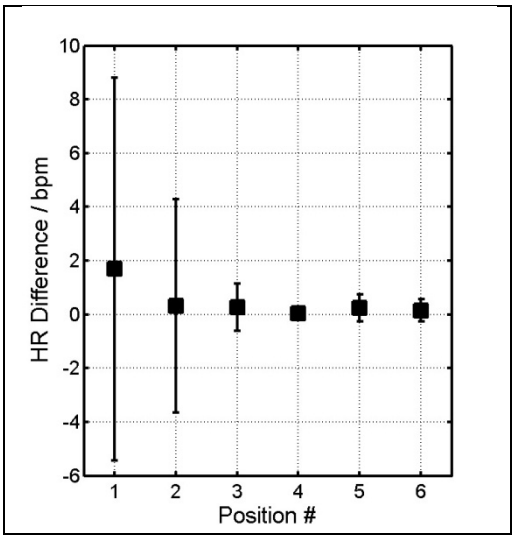


Fig.10: Same results as shown in figure 9 except that the datasets are sorted according to the antenna positions. The black rectangle gives the mean difference between the heart rate calculated from the radar data and from the ECG over all datasets recorded at the desired position.

Literatur

[1] S. A. Nehmeh and Y. E. Erdi, "Respiratory motion in positron emission tomography/computed tomography: A review," Seminars in Nuclear Medicine, vol. 38, no. 3, pp. 167-176, 2008.
[2] M. Kachelrieß, D.-A. Sennst, W. Maxlmoser, and W. A. Kalender, "Kymogram detection and kymogram-correlated image reconstruction from subsecond spiral computed tomography scans of the heart," Med. Phys., vol. 29, no. 7, pp. 1489-1503, 2002.
[3] M. Buehrer, J. Curcic, P. Boesiger, and S. Kozerke, "Prospective self-gating for simultaneous compensation of cardiac and respiratory motion," Magnetic Resonance in Medicine, vol. 60, no. 3, pp. 683-690, 2008.
[4] M. Brehm, P. Paysan, M. Oelhafen, P. Kunz, and M. Kachelrieß, "Self-adapting cyclic registration for motion-compensated cone-beam CT in image-guided radiation therapy," Med. Phys., vol. 39, no. 12, pp. 7603-7618, 2012.
[5] J. Lin, "Non-invasive microwave measurement of respiration," Proc. IEEE, vol. 63, p. 1530, 1975.
[6] H. J. Kim, K. H. Kim, Y. S. Hong, and J. J. Choi, "Measurement of human heartbeat and respiration signals using phase detection radar." Review of Scientific Instruments, vol. 78 (104703), no. 10, 2007.
[7] M. Varanini, P. C. Berardi, F. Conforti, M. Micalizzi, D. Neglia, and A. Macerata, "Cardiac and respiratory monitoring through non-invasive and contactless radar technique," 2008 Computers in Cardiology, vol. 35, pp. 149-152, 2008.
[8] O. Boric-Lubecke, V. M. Lubecke, I. Mostafanezhad, B.-K. Park, W. Massagram, and B. Jokanovic, "Doppler radar architectures and signal processing for heart rate extraction," Mikrotalasna revija, vol. 15, no. 2, pp. 12-17, 2009.
[9] K. Mostov, E. Liptsen, and R. Boutchko, "Medical applications of shortwave FM radar: Remote monitoring of cardiac and respiratory motion," Med. Phys., vol. 37, no. 3, pp. 1332-1338, 2010.
[10] I. Mikhelson, S. Bakhtiari, T. Elmer, and A. Sahakian, "Remote sensing of heart rate and patterns of respiration on a stationary subject using 94 GHz millimeter wave interferometry." IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 58, no. 6, pp. 1671-1677, 2011.

60 ^{19}F-Phasenkontrast-MRT fluorinierter Gase unter konstantem und oszillierendem Fluss

J. Friedrich[1], D. Feldmann[2], M. Terekhov[1], C. Wagner[2], L. M. Schreiber[1]
[1]Universitätsmedizin Mainz, Klinik und Poliklinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Mainz
[2]Deutsches Institut für Luft- und Raumfahrttechnik, Fluidsysteme, Göttingen

Einleitung: Protektive Beatmungsmethoden nehmen eine wichtige Funktion in der Intensivmedizin ein. Neben der Gewährleistung des Gasaustauschs in der Lunge muss eine durch die Beatmung selbst hervorgerufene Schädigung minimiert bzw. verhindert werden. Es ist ein Verständnis der Gastransportmechanismen in den Atemwegen notwendig, um entsprechende Beatmungsparameter zweckoptimiert anpassen zu können. Eine protektive Beatmungsform, die vor allem bei Patienten eingesetzt wird, die am akuten progressiven Lungenversagen ARDS (engl. Acute Respiratory Distress Syndrome) leiden, ist die sogenannte Hochfrequenz-Oszillations-Ventilation (HFOV) [1]. Hier wird einem, Distensionsdruck von etwa 20 cmH_2O, der die Alveolen der Lunge konstant offen hält, ein Druck mit oszillierender Amplitude (etwa 70–80 cmH_2O) überlagert. Die verwendeten Frequenzen bewegen sich zwischen 3,5 und 15 Hz (210–900 Atemzüge pro Minute). Bis heute sind die genauen Gastransportmechnismen dieser Beatmungsmethode nicht ganz verstanden. Flussmessungen mittels MRT können hier helfen diese komplexen Mechanismen zu verstehen und damit zu einer Optimierung beizutragen. Üblicherweise werden bei der Lungen-MRT hyperpolarisierte Edelgase wie ^{3}He eingesetzt. Da ^{3}He in den letzten Jahren allerdings immer schwieriger erhältlich und damit auch kostspieliger wurde, ist eine Alternative notwendig. Hier bieten sich vor allem fluorinierte Kontrastgase an. Diese enthalten verhältnismäßig viele ^{19}F-Kerne, welche einen Spin ½ besitzen und eine ähnliche Sensitivität wie Protonen aufweisen.
Ziel dieser Studie war es nun, Flussmessungen von Heptafluorpropan (C_3F_7H) mittels Phasenkontrast-MRT sowohl unter konstantem Fluss als auch unter Hochfrequenzventilation im Messphantom durchzuführen. Die Messungen unter konstantem Fluss wurden durch Direkte Numerische Simulationen (DNS) als auch durch ein zusätzlich installiertes Flussmessgerät verifiziert.

Material und Methoden: Alle Experimente wurden an einem 1,5T-System (Siemens, Magnetom Sonata, Erlangen, Deutschland) durchgeführt wobei eine ^{19}F-Birdcage-Spule (RAPID Biomedical, Würzburg, Deutschland) als Sende- und Empfangsspule diente. Das Messphantom war ein langes gerades Plexiglasrohr, welches einen Durchmesser ähnlich der menschlichen Trachea besaß (*D=2,5cm*). Für die Phasenkontrast-MRT wurde eine geschwindigkeitssensitive Gradientenecho-Sequenz verwendet.
Für die konstanten Flüsse von 20, 30 und 40 L/min wurden die zeitlich gemittelten axialen Geschwindigkeitsprofile mittels ^{19}F-MRT gemessen, die Flussraten ermittelt und mit den Ergebnissen des Flussmessgeräts als auch denen der DNS verglichen. Hierbei beruhte die DNS auf dem Lösen der diskreten Navier-Stokes-Gleichungen mit Hilfe einer finiten Volumenmethode. Als Eingangsgröße wurde dabei die Flussrate verwendet, welche vom Flussmessgerät bestimmt wurde.
Für eine Hochfrequenzventilation von 4 Hz wurde ebenfalls die axiale Geschwindigkeit pixelweise zu unterschiedlichen Phasen des HFOV-Zyklus gemessen. Dazu musste die MR-Messung vom HFOV-Gerät getriggert werden um eine dem Ventilationszyklus entsprechend phasengerechte Messung möglich zu machen. Aus den so erhaltenen Daten konnten die Geschwindigkeitsprofile extrahiert werden.

Ergebnisse: Die Messung der axialen Geschwindigkeiten unter konstanten Fluss gelang für alle drei verwendeten Flussraten und lieferte eine sehr gute Übereinstimmung mit den Ergebnissen der Simulation. Beispielhaft sind in Abbildung 1 das gemessene sowie das simulierte Geschwindigkeitsprofil der Messung bei einer Flussrate von 30 L/min dargestellt. Die Fehler für die MR-Messung basieren hier auf dem Signal-zu-Rausch-Verhältnis der Messung. Die Profile erscheinen für alle drei Messungen abgeflacht. Dies ist auf den Turbulenzgrad der Strömungen zurückzuführen. Die hier verwendeten Reynoldszahlen betrugen etwa 11 000, 16 000 und 22 000. Die aus den MR-Messungen ermittelten Flussraten stimmten ebenfalls sehr gut mit den vom Flussmessgerät gemessenen Volumenströmen überein (siehe Abbildung 1).
Während der 4-Hz-Ventilation konnten mit Hilfe der Triggerung die axialen Geschwindigkeiten zu unterschiedlichen Ventilationsphasen gemessen werden. In Abbildung 3 sind drei von insgesamt 14 extrahierten Geschwindigkeitsprofilen gezeigt. Um oszillierenden Fluss zu charakterisieren bedient man sich der dimensionslosen Womersleyzahl *Wo* [2]. Diese repräsentiert die Frequenz der oszillierenden Strömung unabhängig vom verwendeten Fluid. Für Strömungen mit $Wo >> 1$ wurde gezeigt, dass die

Geschwindigkeitsprofile stark abgeflacht sind und steil zur Wand hin abfallen [2]. In der hier gezeigten 4-Hz-Messungen (*Wo=50*) konnte dieses Verhalten sehr gut reproduziert werden.
Zusammenfassung: Zusammenfassend lässt sich sagen, dass Flussmessungen fluorinierter Gase unter verschiedenen Strömungsbedingungen mittels ^{19}F-MRT möglich sind und auch unter turbulenten Strömungsbedingungen verlässliche Ergebnisse liefern. Mit einer geometrisch angepassten Spule und/oder paralleler Bildgebung könnte hierbei allerdings eine noch bessere Signalintensität erzielt und/oder die Gesamtmesszeit reduziert werden.

Danksagung
Diese Studie wurde finanziert durch die Deutsche Forschungsgesellschaft (SCHR 687/5-1, SCHR 687/5-2, SCHO 1375/1).

Anhang 1

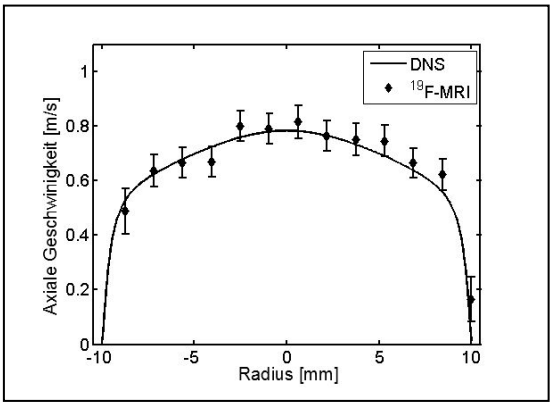


Abb.1: Gemessenes und simuliertes C_3F_7H Geschwindigkeitsprofil während einer konstanten Flussrate von 30 L/min.

Anhang 2

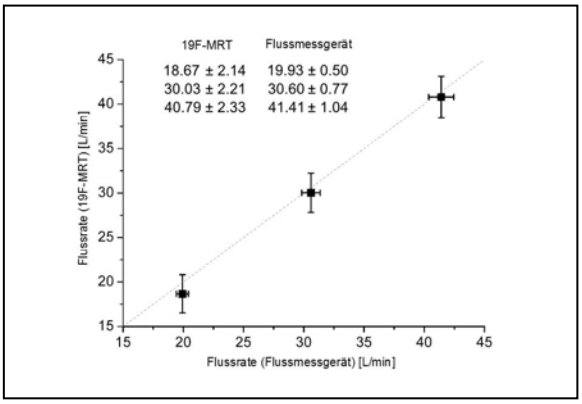


Abb.2: Vergleich der ermittelten Flussraten aus ^{19}F-MR-Messung mit den Daten des Flussmessgeräts.

Anhang 3

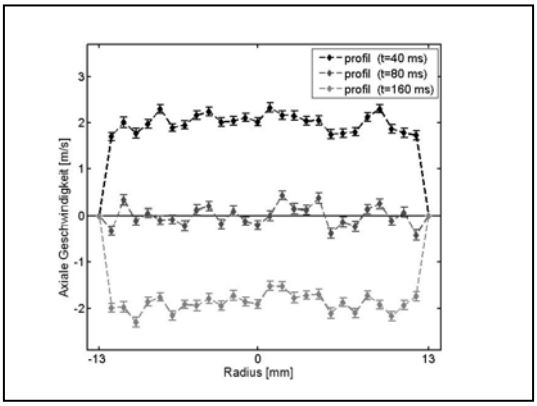


Abb.3: HFOV-Messung: Drei Geschwindigkeitsprofile zu unterschiedlichen Phasen des Beatmungszyklus.

Literatur

[1] Muders F., Pfeifer M., Müller T. Methodik und Anwendung der Hochfrequenzventilation (HFOV) bei akuter Lungenschädigung und ARDS. Intensivmedizin und Notfallmedizin 2003, 40(6):515-522.
[2] Womersley JR. Method for the Calculation of Velocity, Rate of Flow and Viscous Drag in Arteries When the Pressure Gradient Is Known. J Physiol-London 1955;127(3):553-563.

61 Magnetic particle imaging trifft auf magnetic resonance imaging (MPI meets MRI)

P. Vogel[1,2,3], S. Lother[1,2], M. Rückert[1,3], W. Kullmann[3], P. Jakob[1,2], F. Fidler[2], V. Behr[1]
[1]Universität Würzburg, Experimentelle Physik 5, Würzburg
[2]Forschungszentrum für Magnetresonanz Bayern (MRB), Würzburg
[3]Universität für angewandte Wissenschaften, Institut für Medizintechnik, Würzburg-Schweinfurt

Einleitung: Ein neues bildgebendes Verfahren, das sogenannte „Magnetic Particle Imaging“ (MPI), wurde 2005 von Bernhard Gleich und Jürgen Weizenecker [1] vorgestellt. Im Gegensatz zur MRT, die kernmagnetische Momente von Wasserstoffkernen mit Hilfe von Magnetfeldern darstellt (also eine direkte Abbildung von wasserhaltigen Gewebe erlaubt), liefert das MPI unter Einsatz dynamischer Magnetfelder die hintergrund-freie Darstellung der Konzentration und Verteilung von superparamagnetischen Eisen-Nanopartikeln. Erste überlagerte MRT/MPI-Tomogramme wurden bereits 2009 vorgestellt, jedoch wurden die Daten für beide Modalitäten in unterschiedlichen Geräten aufgenommen und nachträglich übereinandergelegt [2].
Die MPI-Technik basiert auf dem nichtlinearen Verhalten von superparamagnetischen Eisenoxid-Nano-Partikeln und der Tatsache, dass diese Partikel bei genügend hohem Magnetfeld in Sättigung streben (Langevin-Funktion [3]). Die meisten der aktuellen MPI-Scanner benutzen dazu Permanentmagnete zur Erzeugung eines starken Magnetfeld-Gradientenfeldes [2,4,5,6]. Der resultierende feld-freie Punkt (FFP) oder die resultierende feld-freie Linie (FFL) in Kombination mit einem „drive-field“ (eines für jede Raumrichtung) werden für eine Kodierung der Tracer im dreidimensionalen Raum benötigt. Nur superparamagnetische Partikel innerhalb dieses FFPs erzeugen höhere Harmonische der Anregungsfrequenz („drive-field“) und somit ein eineindeutiges MPI-Signal. Außerhalb des FFPs werden die Partikel-Ensembles in Sättigung getrieben und daher auch kein MPI-Signal erzeugt.
Das MPI-Verfahren birgt dabei den entscheidenden Nachteil, dass keinerlei zusätzliche anatomische Referenzinformation erhoben werden kann.
In diesem Beitrag wird ein kombiniertes MRT-MPI-System beschrieben, das die Akquisition hintergrundfreier MPI-Signale mit den bekannten Möglichkeiten der anatomischen Bildgebung mittels MRT in einem Bildgebungssystem vereint. Aus physikalischer Sicht erscheint diese Modalitäten-Kombination zunächst nicht möglich, da entweder (1.) das permanente B_0-Magnetfeld des MRT-Systems dafür sorgt, dass sich die Nanopartikel permanent in Sättigung befinden oder (2.) das permanente Gradientenfeld des MPI-Systems eine MR-Aufnahme unmöglich macht.
Im Folgenden wird ein Ansatz beschrieben, der diese Schwierigkeiten durch die Verwendung elektrisch schaltbarer Magnetfelder umgeht. Dabei wird die erste Hürde durch die Verwendung eines „Low-Field-MRI“ (LFMRI) Systems [7, 8], die zweite Hürde wird durch die Verwendung einer „Traveling-Wave-MPI“ (TWMPI) Anlage genommen [9].
Die Kombination dieser beiden bildgebenden Verfahren in einer Anlage und die Verwendung einer gemeinsamen Empfangsspule sorgen dafür, dass eine Probe mit beiden Methoden untersucht werden kann, ohne eine aufwendige Koregistrierung für die Zusammenführung beider Bilder durchführen zu müssen.

Material und Methoden: Die TWMPI Anlage arbeitet mit einer Anregungsfrequenz zwischen 10 und 20 kHz und liefert daher MPI-Signale im Bereich von 20-200 kHz. Dieser Frequenzbereich passt perfekt mit der Resonanzfrequenz der LFMRI Anlage zusammen. Diese arbeitet bei einem B_0 Feld von nur 1,1 mT, welches einer Larmor-Resonanz von 47,1 kHz für ^{1}H-Protonen entspricht. Zusätzlich wird eine schaltbare Prepolarisationsspule mit 30 mT zur Verbesserung des LFMRI-Signals eingesetzt [10]. Ein 3D-Gradientensystem wird für die räumliche MRI-Kodierung der Probe verwendet [11, 12, 13].
Das Traveling-Wave-MPI System verwendet ein Array aus Kupferspulen (dynamisches, lineares Gradienten-Array – dLGA), wobei jede Spule mit einem sinusförmigen Strom und einer festen Phasendifferenz zwischen zwei benachbarten Spulen angesteuert wird. Die Phasendifferenz ist so gewählt, dass 360° gerade der Länge des dLGA entsprechen. Das Resultat sind zwei FFPs, welche auf der Symmetrieachse linear durch den Scanner laufen [9]. Mit zusätzlichen Sattelspulen (ein Paar für jede weitere Raumrichtung) können die FFPs räumlich durch die Probe gerastert werden. Dabei arbeitet das Hauptsystem mit einer Anregungsfrequenz von 1 kHz und ein Sattelspulenpaar mit 16 kHz. Die dadurch entstehende 2D-Schicht kann mit dem zweiten Sattelspulenpaar schrittweise verschoben werden, um somit das gesamte Volumen abzutasten.
In Abbildung 1 ist eine Skizze der ersten MPI/MRI Kombinationsanlage gezeigt. **LFMRI**: Die Spulen bei (1) erzeugen das B_0 Feld, das Gradientensystem (2) ist für die Kodierung und die Prepolarisationsspule (3) sorgt für ein genügend hohes Signal bei der MRT bei niedrigen Feldern. Die **TWMPI**-Anlage besteht aus dem dynamischen, linearen Gradienten-Array (dLGA) (4) und dem Sattelspulensystem (5) für die 3D

Kodierung. Beide Systeme verwenden eine gemeinsame Empfangsspule (6), welche auf die jeweilige Empfangskette umgeschaltet werden kann (7). Um die Empfangsspule ist eine weitere Sendespule für die Anregung der Protonen gewickelt.

Ergebnisse: Die LFMRI und TWMPI Experimente wurden hintereinander ohne dabei die Probe zu bewegen durchgeführt. Das jeweilige nicht messende System wurde abgeschaltet, um Störungen zu vermeiden. Die Empfangsspule wurde auf die jeweilige Empfangskette umgeschaltet.
Als Probe wurden drei Weintrauben verwendet, wobei die mittlere mit einer Glaskugel (Durchmesser 2 mm), gefüllt mit Resovist® (Bayer Schering, Berlin), präpariert wurde. Die gesamte Probe wurde im Zentrum der Anlage platziert (siehe Abb. 2).
Für das LFMRI Experiment wurde eine 2D-Multi-Spin-Echo-Sequenz verwendet. Die Akquisitionszeit für einen Datensatz von 20 x 40 Pixeln betrug 11 Minuten (8 Mittelungen).
Das TWMPI Experiment wurde bei einem Magnetfeldgradienten von ca. 4,5 T/m und den Frequenzen f_1=920 Hz und f_2=15590 Hz durchgeführt. Die Akquisitionszeit für eine Schicht betrug bei 4000 Mittelungen 4,35 Sekunden.
Bedingt durch die aktuelle Hardwarekonfiguration wurde bei dem LFMRI Experiment eine Projektion durch das gesamte Objekt in der x-z-Ebene aufgenommen, während das TWMPI Experiment die zentrale x-z-Ebene aufzeichnet.
Abbildung 2 (B) zeigt die Projektion des LFMRI Experimentes. In der mittleren Traube ist eine Signalauslöschung aufgrund des Kontrastmittels zu erkennen. Das TWMPI Bild hingegen zeigt ausschließlich die Position der Tracer-gefüllten Glaskugel (Abb. (C)). Die Überlagerung beider Bilder ermöglicht die exakte Positionierung der Glaskugel innerhalb der mittleren Weintraube.
Die Überlagerung der Bilder aus beiden Modalitäten benötigt keine Koregistrierung. Die Positionierung ist allein durch die Hardware gegeben.

Zusammenfassung: In dieser Arbeit konnten wir erfolgreich zeigen, dass die Kombination aus TWMPI und LFMRI ein möglicher Ansatz für die Umsetzung eines kombinierten MPI-MRI-Kombi-Scanners darstellen kann. Dazu wurde das erste überlagerte Bild aus einem gemeinsamen Scanner einer Probe gezeigt, welches die exakte Lokalisation von Eisen-Nanopartikeln (TWMPI) und die Hintergrund-Struktur (LFMRI) vereint.

Anhang 1

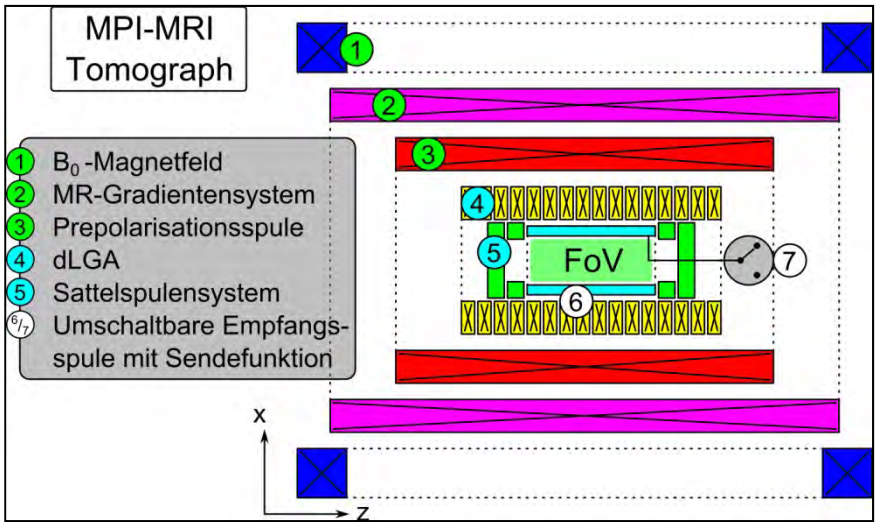


Abb.1: Skizze des kombinierten MPI/MRI Scanners. Das „low-field MRI" System besteht aus (1) B_0-Magnetfeld, dem Gradientensystem (2) und der Prepolarisationsspule (3). Das „Traveling-Wave MPI" System besteht aus dem dLGA (4) und dem Sattelspulensystem (5). Die Empfangsspule (6) kann von beiden Scannern verwendet werden und wird für den jeweiligen Betrieb umgeschaltet (7).

Anhang 2

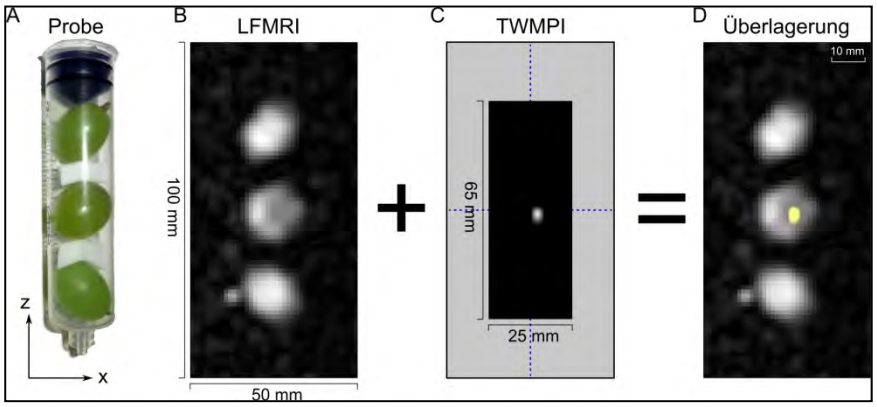


Abb.2: (A) Phantom mit 3 Weintrauben: die mittlere Weintraube ist mit einer Glaskugel, gefüllt mit Resovist® (Bayer Schering, Berlin) präpariert. (B) zeigt die Projektion der LFMRI Aufnahme. (C) zeigt die zentrale x-z-Ebene der TWMPI Messung. (D) zeigt das überlagerte Bild.

Literatur

[1] Gleich B. and Weizenecker J.: Tomographic imaging using the nonlinear response of magnetic particles, Nature 435, 1214-1217, Jun. 2005.
[2] Weizenecker J. et al.: Three-dimensional real-time in vivo magnetic particle imaging, Phys. Med. Biol. 54, L1-L10, 2009.
[3] Chikazumi, S. and Charap, S. H.: Physics of Magnetism, Wiley, New York, 1964.
[4] Goodwill P. W. et al.: Narrowband magnetic particle imaging, IEEE Trans. Med. Imag., 28(8), 1231-1237, 2009.
[5] Schmale I. et al.: First phantom and in vivo MPI images with an extended field of view, SPIE Med. Imag, 7965-7935, 2011.
[6] Goodwill P. W. et al.: Projection X-Space Magnetic Particle Imaging, IEEE Trans. Med. Imag. 2010.
[7] Trahms, L. and Burghoff, M.: NMR at very low fields, Magn Reson Imaging, 28, 1244-125, 2010.
[8] Pruessmann, K. P.: Less is more, Nature, 455, 43, 2008.
[9] Vogel P. et al.: Slicing Frequency Mixed Traveling Wave for 3D Magnetic Particle Imaging, Proc. IWMPI, 231f., 2012.
[10] Packard, M. and Varian, R. Phys. Rev., 93, 941, 1954.
[11] Hidalgo-Tobon, S.: Theory of Gradient Coil Design Methods for Magnetic Resonance Imaging, Concepts Magn. Reson. A, 36, 223-242, 2010.
[12] Halse, M. et al.: A practical and flexible implementation of 3D MRI in the Earth's magnetic field, J Magn. Reson., 182, 75-83, 2006.
[13] Turner R.: Gradient coil design: A review of methods. Magn. Reson. Imag., 11(7), 903–920, 1993.

14. Audiologie II – Objektive Maße für die Höranstrengung

62 EDA (Hautleitwert) als Maß für Höranstrengung?

M. Ortmann[1], S. Rählmann[1], S. Schreitmüller[1], M. Walger[2], H. Meister[1]
[1]Jean-Uhrmacher-Institut für klinische HNO-Forschung, Universität Köln
[2]Klinik und Poliklinik für HNO-Heilkunde, Universität zu Köln

Hörminderungen sind weit verbreitet und betreffen bei steigender Prävalenz immer größere Teile der Bevölkerung. Bei der Auswahl und Anpassung von Hörgeräten werden in der Regel Sprachverständlichkeitstests genutzt. Diese haben den Nachteil, dass nicht erfasst wird, wie stark kognitive Ressourcen mobilisiert werden müssen, um eine bestimmte Sprachverständlichkeit zu erzielen.
Aus diesem Grund wurde das Konzept der Höranstrengung entwickelt, das als ein Maß für die kognitive Belastung während des Hörens von Sprache dienen soll. Die Höranstrengung kann dabei entweder durch eine subjektive Einschätzung der Patienten anhand von Fragebögen oder Skalen ermittelt werden oder durch Dual Task-Verfahren bei denen neben dem eigentlichen Sprachverständnistest noch eine sekundäre Aufgabe bearbeitet wird. Da für die Lösung beider Aufgaben nur eine gemeinsame kognitive Ressource zur Verfügung steht (Baddeley, 1998), erlaubt ein Performanzabfall in der Sekundäraufgabe Rückschlüsse auf die steigende Höranstrengung.
Die Ergebnisse des subjektiven Ratings als auch der Dual-Task-Methoden können durch verschiedene, schwer kontrollierbare Faktoren beeinflusst werden. Die Etablierung eines objektiven Messverfahrens für Höranstrengung wäre deshalb wünschenswert. Aus diesem Grund soll nun die Eignung der Elektrodermalen Aktivität (EDA) getestet werden. Hierbei werden kurzfristige Veränderungen im Hautleitwert gemessen, die auf reizbedingten Schwankungen des autonomen Nervensystems beruhen. Intensive Forschung hat gezeigt, dass sich die EDA als valides Maß für Veränderungen in der emotionalen Wahrnehmung und der kognitiven Belastung eignet (Critchley, 2002). Eine Aussage auf Einzelfallbasis ist dabei oftmals möglich. Erste Untersuchungen zeigen, dass die EDA auch in der Lage ist Veränderungen in der Höranstrengung zu erfassen (Fischl, 2012), systematische Studien müssen aber noch folgen.
Hierfür wird eine Studie mit Normalhörenden vorgestellt in der die Ergebnisse der EDA im Vergleich zu denen einer Dual Task Aufgabe und einem subjektiven Rating bewertet werden. Dazu werden Sätze aus dem Oldenburger Satztest in Ruhe sowie in sprachmoduliertem Rauschen unterschiedlicher Intensität präsentiert. Innerhalb eines jeden Durchgangs werden zusätzlich die Reaktionszeiten auf Lichtreize gemessen (Dual Task). Nach jedem Durchgang wird ein subjektives Rating der Höranstrengung erbeten. Parallel zur Dual Task Aufgabe wird zusätzlich die EDA abgeleitet. Ein statistischer Vergleich aller 3 Methoden soll ermitteln, ob die EDA die Höranstrengung mit gleicher oder gar höherer Sensitivität als die Dual Task Methode und/oder das subjektive Rating messen kann.

Referenzen

Baddeley, A. (1998). The central executive: a concept and some misconceptions. J Int Neuropsychol Soc, 4(5), 523–6.
Bouscein, W. (1992). Electrodermal activity. New York: Plenum Press.
Critchley, H. D. (2002). Book Review: Electrodermal Responses: What Happens in the Brain. The Neuroscientist, 8(2), 132–142.
Fischl, F. (2012). Subjektive und objektive Messung der Höranstrengung im Störgeräusch anhand biometrischer Daten. Hochschule für Technik und Wirtschaft Aalen.

Gefördert durch das Köln-Fortune- Program (169/2012)/Faculty of Medicine, University of Cologne.

63 Pupillometrie und Maße zur Höranstrengung bei verschiedenem Hintergrundgeräusch

I. Holube[1], V. Störmer[1,2], M. Schulte[2]
[1]Institut für Hörtechnik und Audiologie, Jade Hochschule, Oldenburg
[2]Hörzentrum Oldenburg

Als mögliches objektives Maß für die Höranstrengung wird die Pupillenausdehnung angesehen, die mit der Pupillometrie erfasst werden kann. Dabei wird erwartet, dass bei einer höheren Beanspruchung, die z.B. durch Schwierigkeiten in der auditiven Wahrnehmung hervorgerufen werden könnte, die Pupillenfläche ansteigt. Deshalb wurden Szenarien mit mehreren überschwelligen Signal-Rausch-Verhältnissen und verschiedenen zusätzlichen Ablenkungssignalen im Hintergrund sowie unterschiedlicher Schwierigkeit in der Aufgabenstellung erstellt. Aufbauend auf dem deutschen Ziffern-Tripel-Test, wurde nach der Methode von Nunez-Pena et al. (2012) eine Rechenaufgabe durchgeführt. Aufgabe der Probanden war die Addition der ersten beiden angebotenen Ziffern und der anschließende Vergleich mit der dritten Ziffer. Als Störgeräusch wurde ein kontinuierliches Rauschen verwendet. Außerdem wurden zusätzlich deutsche und hebräische Ziffern dargeboten, um von der Rechenaufgabe abzulenken und damit die Anstrengung zu erhöhen. Die Ergebnisse zeigen eine vom Hintergrundsignal abhängige Pupillenausdehnung. Diese wurde mit der subjektiven Bewertung der Höranstrengung und mit der Antwortgeschwindigkeit der Probanden in Beziehung gesetzt.

64 Pupillometry based objective measurement of listening effort using words (AAST) and sentences

A. Zekveld[1,2], F. Coninx[3], T. Koelewijn[1], A. Lorens[4], A. Piotrowska[4], S. Kramer[1]
[1]VU University medical center, ENT/Audiology, Amsterdam, Niederlande
[2]Linköping University, Department of Behavioural Sciences and Learning, Linköping, Niederlande
[3]University of Cologne, Department of Special Education and Rehabilitation, Faculty of Human Sciences, Cologne
[4]International Center of Hearing and Speech, Institute of Physiology and Pathology of Hearing, Warsaw, Polen

Introduction: A complete account of speech perception requires an understanding of the interaction between basic auditory (bottom-up) and higher-level cognitive (top-down) processes. We will present the results of experiments that examined the magnitude of the pupillary response evoked by a number of tasks and conditions varying in the nature and complexity of the auditory and linguistic information provided. The pupil response reflects the cognitive processing load required during task performance.

Materials and Methods: The tasks comprised passive listening, anticipation to verbally responding to a prompt signal, auditory detection, the identification of meaningful words (Adaptive Auditory Speech Test, AAST), and sentence perception in background noise. In all, 123 young normally hearing adults and two groups of middle-aged normal-hearing subjects (n_{tot} = 62) participated.Pupil dilation was recorded during task performance.

Results: Lower intelligibility and more complex listening conditions consistently evoked larger pupil responses. The pupil response was largest for the perception of sentences, specifically when masked by an interfering speaker. The words-in-noise identification task evoked a larger pupil response than the noise-in-noise-detection task. The latter did not differ significantly from the pupil response during passive listening to noise alone.

Conclusion: The current data demonstrate that the task-evoked pupillary response to theory based measures of linguistic processing is a remarkably robust, reliable, and sensitive indirect measure of cognitive processing load. Together with performance measures, the task evoked pupillary response reflects differences in task demands and differences in stimulus characteristics in language processing tasks.

65 P300 als Maß für Höranstrengung

S. Schreitmüller[1], P. Igelmund[1,2], H. Meister[1], M. Walger[1,2]
[1] Jean-Uhrmacher-Institut für klinische HNO-Forschung
[2] Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen-, Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie, Universitätsklinikum Köln

Hintergrund: In diesem Vortrag werden Experimente mit Normalhörenden (NH) und Cochlea-Implantat (CI)-Trägern vorgestellt, die der Frage nachgehen, inwieweit sich die während Hirnstromableitungen gemessene ereigniskorrelierte P300-Welle als objektives Maß für die Höranstrengung eignet. Das „Ereignis“ bezieht sich auf einen Sinnesreiz, welcher innerhalb einer Diskriminationsaufgabe auftritt, beispielsweise der Unterscheidung einfacher Sprachlaute; einer Leistung, die für komplexeres Sprachverstehen grundlegend ist. Der dabei ausgelöste Kategorisierungsprozess schlägt sich in einer positiven Spannungsänderung im EEG nieder. Die für die Reizkategorisierung benötigte Zeit steht im Zusammenhang mit der P300-Latenz, der Dauer zwischen Reizbeginn und Potentialmaximum. Motivation für die vorgestellten Untersuchungen war das Interesse an einem möglichst klinisch einsetzbaren objektiven Messverfahren für Höranstrengung, um beispielsweise den Verlauf der Höranstrengung nach CI-Versorgung zu erfassen. Die P300-Latenz spiegelt eine vergleichsweise frühe Verarbeitungsstufe wider und ist auf Einzellfallbasis relativ stabil zu erfassen. Eine erschwerte Aufgabenstellung (z. B. durch verminderte Signalqualität durch zunehmende Verdeckung mit Störschall) verursacht typischerweise eine verlängerte Latenz. Wesentlich für die Untersuchung der P300 im Hinblick auf Höranstrengung war die Feststellung, dass ihre Latenz bei Sprachdiskriminationsaufgaben mit NH bei steigendem Störschallpegel nicht nur bei verminderter Diskriminationsleistung (entsprechend sinkender Sprachverständlichkeit) verlängert ist, sondern bereits bei Störschallpegeln zunimmt, bei denen die Diskriminationsleistung noch fehlerfrei erfolgt [1]. Daraufhin folgten Vergleiche von P300-Latenzen mit subjektiver Höranstrengungsbewertung [2], Untersuchungen im Querschnitt (NH und CI), sowie eine Längsschnittstudie nach CI-Versorgung [3]. Der Vortrag diskutiert die wesentlichsten Ergebnisse zusammenfassend im Hinblick auf die Nutzbarkeit der P300-Latenz als objektives Maß für die Höranstrengung.

Methode: In Längsschnittuntersuchungen nach CI-Versorgung sowie im Querschnittsvergleich zwischen NH und CI wurden während der Logatomdiskrimination (z.B. Standard /ada/, Deviant /ama/) P300-Latenzen in unterschiedlichen Signal-Rausch-Verhältnissen (SNR) erfasst. Die Teilnehmer hatten während der EEG-Ableitung jeweils die Anweisung, bei abweichenden (seltenen) Lauten auf eine Computermaus zu drücken, was eine gleichzeitige Messung der Reaktionszeit ermöglichte.
Ergebnisse: Bei Normalhörenden korrelierten die P300-Latenzänderungen durch unterschiedlichen SNR deutlich mit den subjektiven Höranstrengungsbewertungen, und zwar stärker als die Reaktionszeit. Erwachsene CI-Träger zeigten ebenso wie NH eine Latenzzunahme mit steigendem Störschallpegel während der Unterscheidung einfacher Sprachsignale. Dieses Phänomen trat bereits bei SNRs auf, bei denen die Diskrimination noch weitestgehend fehlerfrei erfolgte (Trefferquote > 96%). Die Latenz nahm mit sinkendem SNR bei CI-Trägern stärker zu als bei NH. Ebenso nahm die subjektiv bewertete Höranstrengung mit sinkendem SNR bei CI-Trägern stärker zu als bei NH. Die Längsschnittuntersuchung mit CI-Trägern zeigte eine signifikante Verringerung der P300-Latenzen mit zunehmender Hörerfahrung innerhalb eines Jahres nach CI-Versorgung.

Schlussfolgerungen: Die Latenzverringerungen bei steigendem SNR, die Unterschiede der P300-Latenz zwischen CI und NH und besonders die auf individueller Ebene deutliche Latenzverringerung innerhalb eines Jahres nach CI-Versorgung könnten jeweils auf eine Reduktion von Höranstrengung zurückzuführen sein. Unter Berücksichtigung der signifikanten Korrelation zu subjektiven Höranstrengungsbewertungen, scheint die P300-Latenz als objektives Maß für Anstrengung während der Diskrimination von Sprachlauten im Störschall nutzbar zu sein. Ein solches objektives Maß könnte für die Erfassung eines Verlaufs hinsichtlich Höranstrengung nach CI- und Hörgeräteversorgung sowie bei der Optimierung von Signalverarbeitungsstrategien in schwierigen akustischen Hörsituationen nützlich sein.

Literatur

[1] Igelmund P, Meister H, Brockhaus-Dumke A, Fürstenberg D, von Wedel H, Walger M (2009) P300 und Reaktionszeit als Maß für die Höranstrengung von CI-Trägern bei der Lautdiskrimination im Störschall. Berichte der 12. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie.
[2] Igelmund P, Schreitmüller S, Grotehusmann H, Meister H, Walger M (2010) Ereigniskorrelierte auditorisch evozierte Potentiale und subjektive Bewertung der Höranstrengung beim natürlichen und CI-vermittelten Hören im Störschall. Berichte der 13. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie.

[3] Schreitmüller S, Igelmund P, Meister H, Walger M (2011) Development of P300 as a function of SNR and time period after cochlear implantation XXIII. Biennial Symposium of the International Evoked Response Audiometry Study Group (IERASG) Moscow, 26.-30.06.2011

Unterstütz von der Marga und Walter Boll Stiftung sowie Cochlear Europe, Basel

66 Ein neues Verfahren zur intraoperativen Messung des Stapedius-Reflexes (eSRT) bei Cochlea-Implantationen (CI)

A. Müller[1], T. Schmidt[2], E. Reetz[3], P. Mir-Salim[1]
[1]VIVANTES Klinikum im Friedrichshain, Hörzentrum Berlin (HZB), Berlin
[2]Technische Universität, FG Biomechatronik, Ilmenau
[3]Technische Universiät, FG Qualitätssicherung und Industrielle Bildverarbeitung, Ilmenau

Einleitung und Zielstellung: Während der CI-Operation kann der Stapedius-Reflex mit dem Implantat in der funktionslosen Cochlea durch überschwellige Reizung des Hörnervs ausgelöst und die korrekte Ankopplung des Cochlea-Implantats an das Hörsystem von der unteren Hörbahn bis zum oberen Olivenkomplex im Hirnstamm übergeprüft werden. Die Kombination mit einer Schwellenbestimmung kann eine Prognose dafür geben, ob eine Stimulation der Hörbahn mit normalen Stromwerten erreicht werden kann (vgl. [1]) und dazu beitragen das Cochlea-Implantat bereits zu Beginn richtig zu programmieren. Die Stapedius-Reflexschwelle (eSRT = electrically evoked stapedius reflex threshold) wird als Prädiktor für die Wahl der Obergrenze der elektrischen Stimulation genutzt. Somit kann eine Überstimulation insbesondere während der postoperativen Erstanpassung des Sprachprozessors bei nichtkooperationsfähigen Patienten vermieden werden (vgl. [2, 3]). Die Registrierung der eSRT erfolgt bisher unter visueller Kontrolle des Operateurs über das Operationsmikroskop (vgl. [3, 4]). Dabei kann eine isotonische Kontraktion des M. stapedius als Bewegung der ansetzenden Sehne oder des Stapesköpfchen beobachtet werden. Diese subjektive bzw. semi-objektive Festlegung der Schwelle ist von der „Vigilanz“ des Operateurs und von Licht- sowie Reflexionsbedingungen im Operationsfeld abhängig, was zu einer ungenauen Bestimmung führen kann [5]. Ein alternatives objektives Verfahren ist deshalb wünschenswert.
Ziel dieses Forschungsvorhabens ist die Entwicklung eines Verfahrens für die automatisierte intraoperative Stapedius-Reflex-Bestimmung. Ob die Festlegung der eSRT gänzlich objektiviert werden kann, wurde mithilfe von Algorithmen aus der industriellen Bildverarbeitung geprüft.

Material und Methoden: Die zunehmende Verbreitung von Videosystemen in HD-Qualität und deren operationstechnischer Einsatz ermöglicht die Anwendung leistungsfähiger Bildverarbeitungsalgorithmen und Methoden der industriellen Bildverarbeitung („Maschinelles Sehen“). So kann die Bewegung der Stapessehne synchron auf einem, am Operationsmikroskop angeschlossenen Videomonitor, dargestellt werden und der Audiologe kann die Stimulationswirkung ebenfalls beurteilen. Während für einen menschlichen Beobachter die stimulus-synchrone Bewegung der Stapessehne bzw. des Stapesköpfchens gut zu erkennen ist, stellt dies für das Maschinelle Sehen eine große Herausforderung dar. Um nun eine automatisierte Detektion dieser anatomischen Strukturen bzw. eine automatisierte Bewegungserkennung zu ermöglichen, ist eine Vorverarbeitung (Segmentierung) der Einzelbilder (Frames) des Videostreams notwendig. Im einfachsten Fall kann eine Segmentierung anhand des Helligkeitswertes jedes einzelnen Pixels erfolgen. Bei sehr kontrastreichen Bildern kann diese Herangehensweise zielführend sein. Die Darstellung der Farbinformation hängt hingegen zum großen Teil von der Beleuchtung ab. Beim Standardoperationsmikroskop bzw. bei Verwendung eines Endoskops kommt eine Halogen-Lichtquelle zum Einsatz. Das Licht wird über einen flexiblen Lichtleiter zum Operationsmikroskop bzw. Endoskop geführt. Da jede biologische Struktur unterschiedliche optische Reflexionsgrade aufweist, lassen sich mit einer einfachen Helligkeitssegmentierung die interessierenden Strukturen nicht detektieren. Dasselbe gilt für eine Farbsegmentierung. Bedingt durch die Beleuchtung, unterscheiden sich die jeweiligen Farbwerte. Ein weiterer Ansatz ist es, eine so genannte *region of interest (ROI)* über eine Nutzereingabe zu realisieren. Die jeweilige Bildauswertung wird dann nur in dieser Region durchgeführt. Bei quasistatischen Videosequenzen ist dieser Ansatz ein eleganter Weg, um die auszuwertende Datenmenge zu reduzieren. Um die Stapessehne bzw. das Stapesköpfchen gut sichtbar machen zu können, muss die Vergrößerung nahezu maximal sein. Allerdings geht damit einher, dass sich Bewegungsartefakte (Pulsschlag, Atmung) in einem sehr starken Bildwackeln niederschlagen. Die *ROI* ändert somit in jedem Bild der Sequenz ihre Position. Eine Möglichkeit dieses Problem zu beheben, besteht in der Verwendung von robusten Bildmerkmalen (markante Punkte im Bild wie bspw. Spitzlichter). Über eine Nutzereingabe wird die *ROI* manuell festgelegt. Die Position der *ROI* wird in Relation zu den robusten Bildmerkmalen gesetzt. Ein Algorithmus erkennt die robusten Bildmerkmale in jedem Bild des Streams und die Position der *ROI* kann somit gefunden werden.
Um das Problem der Bewegungsartefakte zu reduzieren, wurden Videosequenzen mit einem Endoskop (Bildwinkel 0°/Öffnungswinkel 90°) aufgenommen (Abb. 1). Über das CI wurde der Stapedius-Reflex ausgelöst. Die jeweilige Videosequenz, in welcher die Bewegung der Stapessehne gut zu sehen ist, wurde gespeichert. Anschließend wurden die Videos offline weiterverarbeitet. Auf der Stapessehne entstehen Spitzlichter, welche für die Bewegungsdetektion verwendet werden können. Die Spitzlichter

lassen sich in der *ROI* sehr einfach detektieren. Während der Bewegung der Stapediussehne ändert sich kurzzeitig der Reflexionswinkel des Lichtes. Damit einhergehend ist eine kurzzeitige Änderung der Form bzw. Größe der Spitzlichter auf der Stapessehne zu beobachten. Ein relativ einfach zu bestimmendes Merkmal der Spitzlichter ist der Flächeninhalt. Wird der Stapedius-Reflex ausgelöst, und damit eine Änderung der Spitzlichter herbeigeführt, kann die geometrische Größe Flächeninhalt innerhalb der *ROI* zur Bewegungsdetektion verwendet werden.

Ergebnisse: Das realisierte Verfahren erlaubt das Festlegen einer *ROI* über eine Nutzereingabe. Die Region wird in der folgenden Bildsequenz automatisch anhand robuster Bildmerkmale gefunden. Um den Zeitpunkt des Auslösens des Stapediusreflexes zu bestimmen wurde der Flächeninhalt des Spitzlichtes, welches sich innerhalb der ROI befindet, ausgewählt.

Zusammenfassung: Die zunehmende Verbreitung von Videosystemen in HD-Qualität ermöglicht die Anwendung leistungsfähiger Algorithmen. Mit dem hier vorgestellten Verfahren ist es möglich, die eSRT mit Hilfe von Methoden der industriellen Bildverarbeitung zu bestimmen. Die Auswertungen wurden exemplarisch an Videomaterial, welches im Rahmen von CI-Operationen angefertigt wurde, durchgeführt. Mittelfristig ist die Realisierung eines Echtzeit-Bildverarbeitungssystems geplant, welches intraoperativ die automatisierte Bestimmung von Stapediusreflexschwellen erlaubt. Eine wichtige Voraussetzung für das Gelingen ist eine hinreichende Reproduktion der Beleuchtungsverhältnisse, da die Bildauswerteverfahren sehr sensitiv für derartige Änderungen sind.

Anhang 1

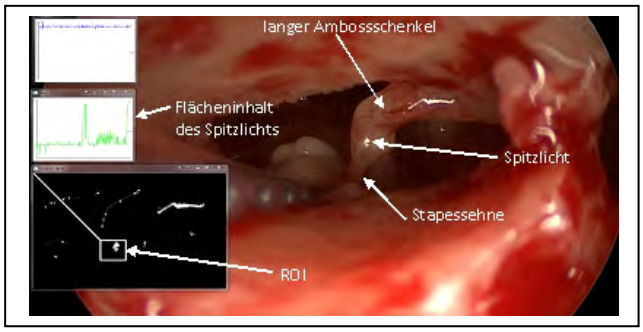


Abb 1: Sicht auf den Situs. Man erkennt den langen Ambossschenkel und die Stapessehne. Das Spitzlicht auf der Stapessehne wurde zur Bewegungsdetektion verwendet. Die ROI (weißes Rechteck) wird in jedem Frame automatisch gefunden. Der helle Fleck innerhalb der ROI stellt das Spitzlicht auf der Stapediussehne dar. Eine einfache Auswertung des Flächeninhaltes (grüne Kurve: pixel vs. frame) des Spitzlichtes zeigt bereits verwertbare Ergebnisse.

Literatur

[1] Basta, D.: Perioperatives Monitoring objektiv-audiologischer Daten im Rahmen der Cochlear-Implant-Versorgung. In: Ernst A, Battmer R-D, Todt I (Hrsg.) Cochlear Implant heute, Springer Medizin Verlag Heidelberg, 2009 - ISBN 978-3-540-88235-0, S. 31-38
[2] Battmer, R.-D., Lehnhardt, E., Gnadeberg, D.: Intraoperativ elektrisch ausgelöste Stapediusreflexe und ihre Bedeutung zur Anpassung bei Cochlear Implant. Arch Otorhinolaryngol (Suppl II), 1990, S. 152-154
[3] Stephan, K., Welzl-Müller, K., Stiglbrunner, H.: Stapedius reflex threshold in cochlear implant patients. Audiology 1988 (24), 277
[4] Battmer, R.-D., Laszig, R., Lehnhardt, E.: Electrically elicited stapedius reflex in cochlear implant patients. Ear Hearing 1990 (11), 370-374
[5] Müller, A., Schmidt, T., Reetz, E., Kaftan, H., Mir-Salim, P.: Entwicklung eines optischen Analysesystems zur intraoperativen Messung von Stapediusreflexen bei Cochlea-Implantaten – Erste Ergebnisse. Proceeding der 15. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie (DGA). Erlangen 8.-10. März 2012 - ISBN 978-3-9813141-2-0

15. Strahlenschutzkurs II

67 Aktuelle Empfehlungen der SSK

M. Wucherer[1]
[1]Klinikum Nürnberg, Institut für Medizinische Physik, Nürnberg

16. Teletherapie – Bestrahlungsplanung

68 Bestrahlungsplanung – gestern und heute

U. Wolf[1], T. Wiezorek[2]
[1]Universitätsklinikum Leipzig, Klinik für Strahlentherapie, Leipzig
[2]Universitätsklinikum Jena, Klinik für Strahlentherapie – Arbeitsbereich Medizinische Physik, Jena

Bestrahlungsplanung – darunter versteht man im Allgemeinen den gesamten Prozess der Überführung des verbal-anatomischen Konzeptes einer Strahlenbehandlung in ein physikalisch-geometrisches, das dann als eindeutige Patientenpositionier- und Geräteeinstellanweisung für das Bestrahlungsgerät am Patienten angewandt werden kann. Man kann dabei prinzipiell 2 Teilprozesse unterscheiden: die medizinische und die physikalische Bestrahlungsplanung.
Die medizinische Bestrahlungsplanung umfasst in Abhängigkeit von Art und Stadium der Erkrankung und vom Behandlungsziel die Festlegung der Gesamtdosis und des Fraktionierungsschemas, die Definition der Zielvolumina (GTV, CTV, ITV, PTV) und der Risikoorgane (OAR), üblicherweise als Schar von Konturen im eigens für diesen Zweck angefertigten CT-Bilddatensatz. In der physikalischen Bestrahlungsplanung erfolgt die Festlegung der Bestrahlungsparameter (Strahlenart und -energie, Anzahl der Strahlenfelder, Feldgrößen und -formen, Einstrahlwinkel usw.) auf der Basis einer Dosisvorausberechnung am digitalen Patientenmodell, gewonnen aus dem gleichen CT-Datensatz.
Beide Teilprozesse haben in den letzten Jahrzehnten eine dramatische Entwicklung erfahren, getrieben und flankiert durch wissenschaftlichen und technischen Fortschritt auf dem Gebiet der Medizin, der medizinischen Physik und Technik und der Computertechnologie. Die Bestrahlungsplanung erfolgt heute zum allergrößten Teil CT-gestützt, wobei ein Schichtabstand von unter 5 mm, die Registrierung der CT-Daten mit Informationen anderer bildgebender Verfahren (MRI, PET), die Verfügbarkeit von modernen Konturierungswerkzeugen bis hin zu automatischen Segmentierungsverfahren mittlerweile zum Standard gehören. Zu letzteren zählen neben einfachem Region Growing auch so genannte atlasbasierte Methoden, die in der Lage sind, in speziellen Körperregionen (z.B. Hirn, HNO-Bereich, Becken) eine Reihe von Organen und Geweben mit Hilfe digital hinterlegter anatomischer Atlanten automatisch zu segmentieren. Dreidimensionale Darstellung, Volumenbestimmung, Mengenoperationen mit den konturierten Volumina sowie das Generieren von Sicherheitssäumen gehören zu den Grundfunktionen, die aktuelle Software für die Bestrahlungsplanung bieten muss.
Für die Erzeugung und Modifizierung der Feldgeometrie in der physikalischen Bestrahlungsplanung steht heute ebenfalls eine Reihe von interaktiven Werkzeugen zur Verfügung, die den Planer bei der Optimierung der Feldkonfiguration unterstützen. Eine Schlüsselstellung kommt dabei dem Beam´s Eye View zu, der seit mehr als 2 Jahrzehnten zu den wichtigsten Tools der 3D-Bestrahlungsplanung zählt. Bibliotheken mit typischen Bestrahlungstechniken zusammen mit automatischer Anpassung der Blendenkonturen an die Zielvolumina ermöglichen so eine hohe Effizienz bei der Erzeugung von individuellen Bestrahlungsplänen.
Auf dem Gebiet der Dosisberechnung haben sich Kernel-basierte Methoden durchgesetzt, wobei sicher das als Collapsed Cone bekannte Superpositionsverfahren von Punktkernen, die den Energietransport in diskrete Richtungen vom Ort der primären Photonenwechselwirkung beschreiben, die größte Verbreitung gefunden hat. Vereinzelt kommen auch speziell auf die Gegebenheiten der Strahlentherapie zugeschnittene Monte-Carlo-Codes zum Einsatz. All diese Methoden sind in der Lage auch für Regionen mit großen Dichteinhomogenitäten und für kleine Felder, also in Bereichen ohne Sekundärteilchengleichgewicht, Dosis mit ausreichender Präzision zu berechnen.
Beim Einsatz von intensitätsmodulierten Techniken wird die inverse Planung mittlerweile von stochastischen Verfahren dominiert, die als DAO (Direct Aperture Optimization) bekannt geworden sind. Sie lösten die klassischen Fluenzoptimierungsalgorithmen mit anschließender Segmentierung bzw. Lamellenweg-Berechnung ab. Neben der besonderen Eignung dieser DAO-Verfahren für die Optimierung der modernen Rotationstechniken (VMAT), bei denen kontinuierlich Gantrywinkel und –Geschwindigkeit, Leafposition und Dosisleistung variiert werden, begründet v.a. die aufgrund geringerer Segmentzahl kürzere Bestrahlungszeit bei Fixed-Beam-IMRT ihre Attraktivität.
Erschienen die VMAT-Techniken anfänglich stets verbesserte Dosisverteilungen bei kürzeren Strahlzeiten zu garantieren, zeichnet sich mittlerweile ein differenzierteres Bild ab. Für einige Indikationen liefert die Fixed-Beam-IMRT durch die Möglichkeit eines nonkoplanaren Ansatz, durch das Vorselektieren von Einstrahlrichtungen bei koplanaren Setups und insbesondere durch das Kombinieren verschiedener Photonenenergien die besseren Dosisverteilungen.

69 Ein massen-gewichtetes Dosistransformationsmodell für 4D Dosisberechnungen

S. Milz[1], J. J. Wilkens[2], W. Ullrich[1]
[1]Brainlab AG, R&D Radiosurgery, Feldkirchen
[2]Klinik für Strahlentherapie, Technische Universität München, Klinikum rechts der Isar, München

Fragestellungen: Verschiedene Analysen haben gezeigt, dass atmungsbedingte Bewegungen während stereotaktischer Körperbestrahlungen nicht zu vernachlässigen sind. Intrafraktionelle Verschiebungen, im Speziellen die Bewegung der Lunge, beeinflussen signifikant die applizierte Dosisverteilung innerhalb der Patientengeometrie. Die Bewegung hat Einfluss auf die Lage der Zielvolumina und der Risikoorgane. Daher wurden Bestrahlungstechniken (z.B. Gating oder Tracking) etabliert, die die Fehler während der Dosisapplikation minimieren. In diesem Zusammenhang sind aber viele Fragen im Bereich der Bestrahlungsplanung ungeklärt: statische Dosisberechnungen basierend auf der dreidimensionalen (3D) Computertomographie (CT) sind ungenügend, da sie die Dynamik der Anatomie nicht erfassen ([1]-[3]). Aus diesem Grund werden atmungsgesteuerte 4D-CT-Bilddaten akquiriert, die eine ganze Reihe an statischen Geometrien erzeugen. Dabei verknüpfen Algorithmen der elastischen Bildfusion die Systeme indem örtliche Korrelationen hergestellt werden und damit Koordinatentransformationen möglich sind. Der Wechsel zwischen den verschieden Systemen ermöglicht den Wechsel zu einzelnen Phasen innerhalb des gesamten Atemzyklus. Auf diese Weise kann jeder Atemzeitpunkt während der Planung simuliert werden. Für die Planung werden zu jedem Zeitpunkt Dosiverteilungen generiert. Für biologische bzw. klinisch relevante Aussagen muss allerdings die Gesamtdosis erzeugt werden. Zu diesem Zweck werden alle Dosisverteilungen in eine Referenzgeometrie transformiert und dort akkumuliert. Dabei darf keinerlei Dosisinformation während der Transformation verloren gehen. Die Quälität eines Bestrahlungsplanes hängt also maßgeblich vom verwendeten Modell der 4D Dosistransformation ab. In den letzten Jahren wurden dazu verschiedene Verfahren vorgeschlagen ([4],[5]), die auf ganz unterschiedlichen Überlegungen beruhen.
Diese Studie vergleicht eine Reihe verschiedener Modelle hinsichtlich der Qualität ihrer Dosis-transformation. Dabei wird ein neuer Dosisfehler eingeführt, der auf der Erhaltung des Dosis-Massen-Histogramms (DMH) beruht.

Material und Methoden: Die Grundlage dieser Studie bildet ein Modell zur Dosisfehlerbestimmung bei Dosistransformationen [6]. Hierzu werden zufällige kleine quaderförmige (hier: x=32mm, z=24mm, y=16mm) "Regions of Interest" (ROI) in der Patientengeometrie ausgewählt. Außerdem wird eine homogene Dosis erzeugt. Mithilfe des Deformationsfeldes der elastischen Fusion v_{ij} erfolgt die Transformation der Dosis von der Atem- j in die Referenzgeometrie i:

$$D_i = T_{Modell}(v_{ji}) * D_j$$

$T(v_{ji})$ steht für den Transformationsoperator und beschreibt damit das jeweilig verwendete Transformationsmodell. Nach der Transformation wird der Fehler η_{DMH} für die neue Dosisverteilung D_i bestimmt. Das Fehlermodell beruht auf der Konservierung des DMH, also auf der Erhaltung lokal applizierter Dosen. Die Erhaltung des Dosis-Volumen-Histogramms (DVH) wäre an dieser Stelle fehlerhaft, da sich lokale Volumnia infolge von Deformation verändern können. η_{DMH} ist wie folgt definiert:

$$\eta_{DMH} = \frac{\int |DMH_i(D) - DMH_j(D)| dD}{\int DMH_j(D) dD}$$

DMH beschriebt das kumulative DMH vor (j) und nach (i) der Transformation. Der Fehler ergibt sich aus der Abweichung beider Werte. Um verschiedene ROI und die Ergebnisse verschiedener Modelle zu vergleichen wird der Fehler auf das gesamte unveränderte DMH_j normiert.
Die Studie vergleicht die Ergebnisse verschiedener Transformationsmodelle. Insgesamt werden vier Verfahren verglichen. Dazu gehört der triviale Ansatz der Dosisinterpolation (DIM), welche den Regeln trilinearer Interpolation genügt [2]. Des Weiteren wurden Modelle der Energie-Transfer-Methode (ETM) implementiert. Dazu gehören das klassiche Modell bETM ("basic" ETM) [4] und das erweiterte Modell von *Zhong et al.*[7] ("Energy Mass Congruent Mapping" – EMCM).
Ferner stellt die Studie ein neues Modell vor (dDMM – "divergent Dose Mapping Modell"). Anders als bei DIM, werden Dosen nicht aufgrund ihrer örtlichen Entfernung, also der Nähe des zu bestimmenden Punktes, sondern mithilfe der anteiligen Massen gewichtet. Des Weiteren berücksichtigt die Methode alle Voxel die aufgrund des Deformationsfeldes einen Anteil in der Zieldosis leisten und nicht nur die acht nächsten Nachbarvoxel. Divergenzen (Kompression und Expansion) im Vektorfeld des Deformationsgrids werden damit berücksichtigt. dDMM bestimmt die Zieldosis im Voxel x also mit dem gewichteten (Masse) Mittelwert der Dosis aller beteiligten Voxel aus$j$:

$$D_i(x) = \frac{\sum m_j \cdot D_j}{\sum m_j}$$

Abbildung 1 zeigt eine Übersicht und eine Erklärung zu allen untersuchten Modellen.
Patientendaten und Deformationsfeld gehen aus dem Atem-Thorax-Model des *Leon Berard Cancer Center* [8] hervor. Die Studie wurde mithilfe des Software Paktes IDL (*Interactive Data Language, Version 7.1*) implementiert und verwendet einen trivialen monoenergetischen Dosisalgorithmus.

Ergebnisse: Insgesamt wurden 900 zufällig in der Patientengeomtrie verteilte ROI erzeugt. Für jede ROI wurden mithilfe der vier Modelle Dosistransformationen für jeweils neun Atemphasen und vier verschiedene Voxel-Auflösungen (8mm, 4mm, 2mm bzw. 1mm Kantenlänge) durchgeführt. Wie Abbildung 2 mithilfe einer Box-Plot Grafik illustriert, zeigt dDMM beste Ergebnisse in fast allen Sczenarien (Ausnahme DIM mit 1 mm Voxelkantenlänge) der Studie. Die wichtigsten statistischen Parameter (Median, Mittelwert, oberes und unteres Quartil) des DMH-Fehlers η_{DMH} sind mindestens 3%-5% besser als die Ergebnisse der anderen Modelle für alle Voxelgrößen. DIM verfolgt in dieser Anwendung leider einen ungeeigneten Ansatz, das wird durch extrem schlechte Ergebnisse bei groben Auflösungen (z.B. 8mm) ersichtlich, darüber können auch beste Ergebnisse bei feinen Voxelgrößen nicht hinweg täuschen. EMCM generiert zwar ebenfalls adäquate Ergebnisse, ist jedoch mit hohem technischem Aufwand verbunden. ETM erzeugt größere Ausreißer und stärkere Varianzen, was durch fehlerhafte Masse-Energie-Zuordnungen aufgrund etwaiger Defekte im Deformationsfeld erklärt werden kann.

Zusammenfassung: Die Studie hat gezeigt, dass die Modelle der Energy-Transfer-Methode kritisch hinterfragt werden sollten. Das Aufspalten der regulierten Dosiswerte in Masse und Energie kann leicht zum Entarten der Dosis führen, wenn nur ein Anteil (Masse oder Energie) verändert wird. Dies zeigen Ergebnisse für bETM und EMCM im Vergleich zu dDMM deutlich. dDMM erweist sich als robustes Modell, welches auch für grobe Voxel-Auflösungen benutzt werden kann und dort deutliche bessere Ergebnisse liefert als DIM.

Anhang 1

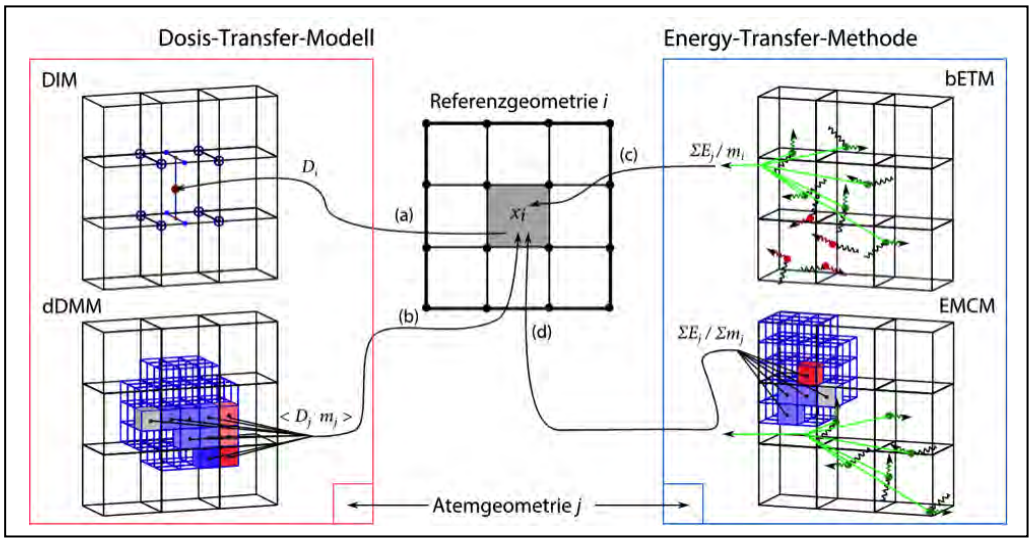


Abb.1: Übersicht der untersuchten Transformationsmodelle: Die Problematik lässt sich zum Einen in die Transformation der Dosis (links, a-b) und in den Transfer der Energieanteile (rechts, c-d) gliedern:

- *(a) Dosisinterpolation (DIM): Der Dosiswert im Voxel x_i der Referenzgeometrie i ergibt sich aus der räumlichen Interpolation des Zielpunktes der nächstegelegenen Voxel in j. Der Zielpunkt wird mithilfe des Deformationsfeldes $v_{ij}(x_i)$ bestimmt.*
- *(b) Divergente Dosis Transformation (dDMM): Der Dosiswert im Voxel x_i der Referenzgeometrie i ergibt sich aus dem massen-gewichteten Mittelwert aller beteiligten Voxel aus der Atemgeomtrie j. Um numerischen Effekten entgegen zu wirken wird mit kleineren Sub-Voxeln gearbeitet. Die Bestimmung der Menge an Sub-Voxeln, die einen Beitrag in x_i leisten wird wiederum mithilfe des Deformationsfeldes bestimmt.*
- *(c) Klassiches Energie-Transfer-Modell (bETM): Innerhalb der Atemgeomtrie werden keine vollständigen Dosisverteilungen generiert. Es werden lediglich Energiedepositionen erzeugt und all jene Energien bestimmt, die direkt mithilfe von v_{ij}mit x_i verknüpft sind. Die Dosisberechnung erfolgt mnithilfe der Masse in x_i.*

- *(d) Mapping von Energie und Masse (EMCM): Im Unterschied zu bETM erfolgt die Dosisberechnung in x_i mithilfe von Sub-Voxel Massen aus j. Welche Massen an der Berechnung beteiligt sind bestimmt das Deformationsfeld.*

Anhang 2

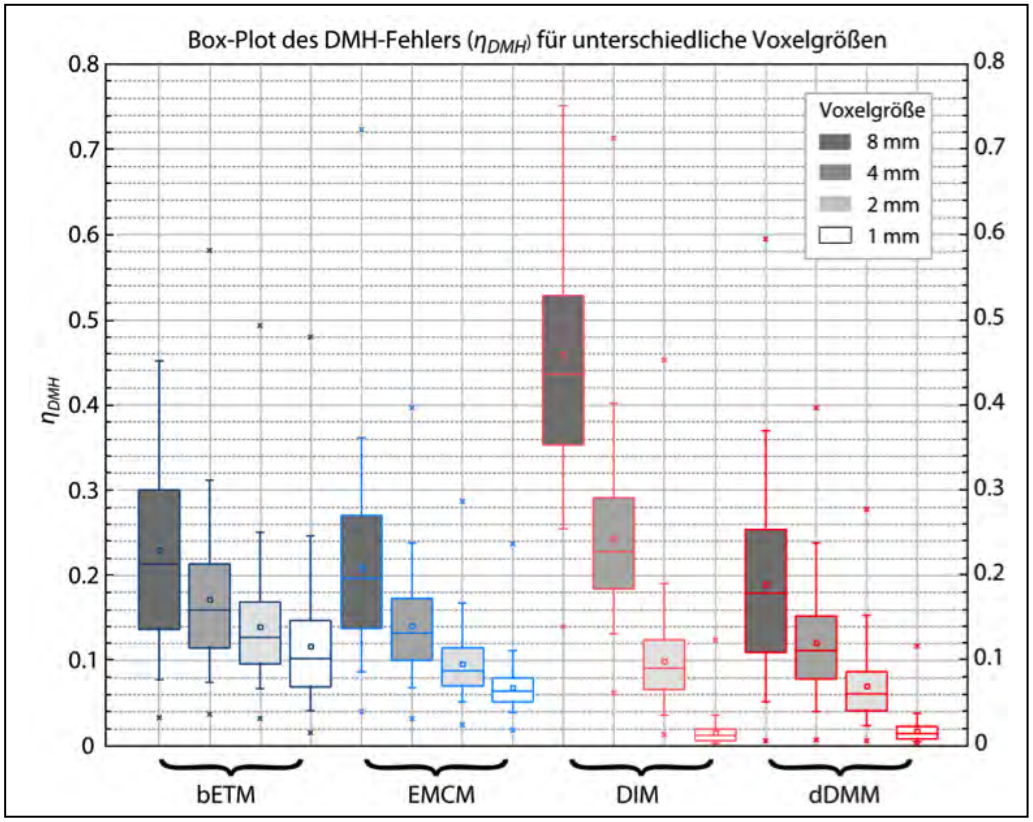


*Abb.2: Box-Plot des DMH-Fehlers für unterschiedliche Transformationsmodelle und unterschiedliche Voxelgrößen: Der Grauwert der Verteilung beschreibt die verwendete Voxelgröße (siehe Legende), die farbliche Umrandung beschreibt das jeweilige Modell, das der Transformation zugrunde liegt. Eine einzelne Gruppe besteht aus 900 * 9 = 8100 (Anzahl der ROI * Anzahl der Atemphasen) Stichproben. Median, Mittelwert, unteres und oberes Quartil erreichen beste Ergebnisse für dDMM.*

Literatur

[1] P. J. Keall, J. V. Siebers, S. Joshi, and R. Mohan: Monte Carlo as a four-dimensional radiotherapy treatment-planning tool to account for respiratory motion, Physics in Medicine and Biology 49, 3639-3648, 2004
[2] M. Rosu and G. Hugo: Advances in 4D Radiation Therapy for Managing Respiration: Part II 4D Treatment Planning, Zeitschrift für Medizinische Physik 22, 272-280, 2012
[3] M. Soehn, M. Birkner, Y. Chi, J. Wang, D. Yan, B. Berger, and M. Alber: Model-independent, multimodality deformable image registration by local matching of anatomical features and minimization of elastic energy, Medical Physics 35, 866-878, 2008
[4] J. V. Siebers and H. Zhong: An energy transfer method for 4D Monte Carlo dose calculation, Medical Physics 35, 4096-4105, 2008
[5] E. Heath and J. Seuntjens: A direct voxel tracking method for four-dimensional Monte Carlo dose calculations in deforming anatomy, Medical Physics 33, 434-445, 2006
[6] C. Yan, G. Hugo, F. J. Salguero, N. Saleh-Sayah, E.Weiss, W. C. Sleeman, and J. V. Siebers: A method to evaluate dose errors introduced by dose mapping processes for mass conserving deformations, Medical Physics 39, 2119-2128, 2012
[7] H. Zhong and J. V. Siebers: Monte Carlo dose mapping on deforming anatomy, Physics in Medicine and Biology 54, 5815-5830, 2009
[8] J. Vandemeulebroucke: The POPI-model, a point-validated pixel-based breathing thorax model, XVth ICCR Conference, Toronto, 2007

70 Voxel-basierte Dosisberechung in der Radiokolloidtherapie von Kraniopharyngeom-Zysten

M. Hoevels[1], K. Luyken[1], S. Hunsche[1], V. Visser-Vandewalle[1], J. Wirths[1], H. Treuer[1]
[1]Uniklinik Köln, Stereotaxie und Funktionelle Neurochirurgie, Köln

Fragestellungen: Die Therapie von zystischen Kraniopharyngeomen mit beta-emittierenden Radiokolloiden ist eine etablierte und erfolgreiche Therapieoption [1,2]. Bei Standarddosierung können, trotz der begrenzten Reichweite der Beta-Strahlung, Hypophysenstiel und Chiasma im Einzelfall mit einer relevanten Dosis belastet werden. Ziel ist es daher, eine Dosisberechung für kurzreichweitige Beta-Strahler (P-32, Y-90, Re-186) basierend auf hoch aufgelösten MR-Bilddaten und Monte-Carlo-generierten Dosiskernen zu entwickeln und auf seine Genauigkeit hin zu testen.

Material und Methoden: Ein EGSnrc [3] Monte-Carlo user code zur Berechung von radialen Punkt-Dosis-Kernen für P-32, Y-90 und Re-186 wurde entwickelt. Die detaillierten Energiespektren wurden der ICRP-Publikation 107 entnommen [4]. Weiter wurde ein Programm (in IDL) zur Dosisberechung in einer Voxel-Geometrie entwickelt. Die Dosisberechung erfolgte durch Faltung einer aus der segmentierten Zyste abgeleiteten Aktivitätsverteilung mit einem Punkt-Dosis-Faltungskern. Als Grundlage für die Segmentgierung der Zyste dienten hochaufgelöste, mit einer DRIVE-Sequenz gemessene MR-Bilder. Zwei unterschiedliche Aktivitätsverteilungen wurden implementiert, (i) gleichförmige Verteilung der Aktivität in der Zystenflüssigkeit und (ii) gleichmäßiger Niederschlag der Aktivität auf der Zystenwand. Ein schneller, FFT-basierter Algorithmus wurde zur Faltungsberechnung verwendet. Besondere Sorgfalt wurde auf die Konversion der Monte-Carlo generierten radialen Punkt-Dosis-Funktion in einen kartesischen Faltungskern aufgebracht. Zur Verifikation des Dosisberechungsalgorithmus wurden synthetische Phantomdatensätze mit kugelsymmetrischen Aktivitätsverteilungen generiert und die darin berechneten Dosisprofile wurden mit Monte-Carlo-berechneten radialen Dosisprofilen verglichen.

Ergebnisse: Die Rechenzeit für die Dosisberechnung im gesamten Bildbereich betrug, abhängig von der Größe des Faltungskern (71x71x71) und der Größe des Bilddatensatzes (512x512x128 bis 512x512x192), 45 bis 70 s. Die räumliche Auflösung war 0.29x0.29x0.5 mm^3. Die berechneten Dosisverteilungen können in Isodosenform, als color-wash oder als Dosis-Volumen-Histogramme dargestellt werden. Die Genauigkeit der Dosisberechnung für kugelsymmetrische Aktivitätsverteilungen mit Durchmessern von 5 mm bis 40 mm in synthetischen Phantomdatensätzen mit einer Auflösung von 0.35x0.35x0.35 mm^3 war, im Vergleich zu den mit der Monte-Carlo-Methode direkt berechneten Dosisprofilen, im Mittel 0.1 mm (Maximum 0.35 mm).

Diskussion: Hochaufgelöste MR-Bilddaten sind eine geeignete Grundlage für die individuelle Dosisberechnung bei der Radiokolloidtherapie von Kraniopharyngeomen. Zysten und relevante Risikostrukturen können auf den mit einer DRIVE-Sequenz gemessenen MR-Bildern sehr gut abgegrenzt werden. Die erreichbare Ortsauflösung der Bilder ist ausreichend für eine genaue Dosisberechnung für P-32 und Y-90. Dies gilt für die gleichmäßige Verteilung der Aktivität in der Zystenflüssigkeit wie auch für die gleichmäßige Aktivitätsanreicherung in der Zystenwand. Die Frage, ob die Auflösung der Bilddaten und die Genauigkeit der Dosisberechung auch für kolloidales Re-186 mit der kürzeren Reichweite der Beta-Strahlung gilt, wird gegenwärtig untersucht.

Literatur

[1] J.C. Harbert. Nuclear Medicine Therapy, Thieme Medical Publishers: New York, 1987.
[2] Kickingereder P, Maarouf M, El Majdoub F, Fuetsch M, Lehrke R, Wirths J, Luyken K, Schomaecker K, Treuer H, Voges J, Sturm V. Intracavitary brachytherapy using stereotactically applied phosphorus-32 colloid for treatment of cystic craniopharyngiomas in 53 patients. J Neurooncol. 2012; 109: 365-74.
[3] Kawrakow I, Mainegra-Hing E, Rogers D W O, Tessier F and Walters B R B (2011): The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. NRCC Report PIRS-701
[4] ICRP (2008): Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations. ICRP Publication 107. Ann. ICRP 38

71 Automatische Rekonstruktion von CT-Datensätzen in einer Geant4-Simulation

G. Hürtgen[1], N. Escobar-Corral[1], C. Bornemann[1], S. Lotze[1], A. Schmachtenberg[1], A. Stahl[2], M. J. Eble[1]
[1]Universitätsklinikum Aachen, Klinik für Radioonkologie und Strahlentherapie, Aachen
[2]RWTH Aachen, III. Physikalisches Institut B, Aachen

Fragestellung: Die im Alltag verwendeten Algorithmen zur Behandlungsplanung, benutzen aufgrund der notwendigen kurzen Rechenzeit viele Näherungen. Mittels eines Monte-Carlo(MC)-Algorithmus soll eine präzisere Dosisdeposition im Patienten berechnet werden. Hierzu wird das Geant4-Toolkit [1] verwendet, da dieses eine große Flexibilität in der geometrischen Modellierung erlaubt. Soll die Bestrahlung eines Patienten simuliert werden, benötigt man Kenntnisse über seine individuelle Geometrie. Diese erhält man zum Beispiel durch CT-Aufnahmen. Zur Rekonstruktion dieser Geometrien wurde ein DICOM-Interface [2] an eine bereits vorhandene Modellierung eines klinischen Beschleunigers adaptiert. Somit wird eine genaue Dosisrechnung durchführbar. Das Gesamtmodell des Beschleunigers mit rekonstruierter CT-Aufnahme soll durch Simulationen und Messungen mit verschiedenen Phantomen validiert werden.

Material und Methoden: Die Simulation setzt sich aus zwei Teilen zusammen: Zum einen der Modellierung des Elektronen-Linear-Beschleuniger SLiPlus der Firma Elekta [3] und zum anderen der Rekonstruktion der DICOM-Daten als Absorber. Für letzteres werden die Voxel des CT-Bilddatensatzes mit entsprechenden Materialien in Geant4 als Geometrie erstellt.
Zur Dosisrechnung benötigt Geant4 die genaue chemische Zusammensetzung der rekonstruierten Volumina. Hierzu wird von jedem Voxel des CT-Bilddatensatzes eine Umrechnung von Graustufen [Hounsfield-Units (HU)] in Dichte durchgeführt und anschließend die Dichte einem Gewebe zugeordnet. Damit von den HU des CT-Bildes auf die Dichte umgerechnet werden kann muss zunächst eine entsprechende Kalibrationskurve erstellt werden. Diese ist für jeden Computertomographen unterschiedlich. Für den hier verwendete Computertomographen Gemini TF 16 von Philips werden dazu Messungen mit dem Gammex Tissue Characterization Phantom 476 durchgeführt. Die Zuordnung der Dichten zu Materialien erfolgt auf Grundlage des ICRU-Reportes 46.
Die Positionierung des Phantoms wird über ein Geant4-Makro implementiert, sodass für eine neue Positionierung oder eine Wechsel des Phantoms nicht erneut kompiliert werden muss. Hierdurch lässt sich die Position des Phantoms in der Simulation identisch zu der in der entsprechenden Messung einstellen.
Zur Messung der Dosisdeposition im Phantom werden zwei Messmethoden verwendet. Zum einen eine Ionisationskammer (PTW Freiburg M23332913) und zum anderen Gafchromic-EBT2-Filme (ISP). Die Dosisdeposition in den Filmen wird mit Hilfe einer automatisierten Auswertemethode berechnet [4]. Die Messungen und Simulationen werden mit vier verschiedenen Phantomen durchgeführt:

- PMMA-Phantom (Film, Kammer), zur Kalibration der Filme,
- CIRS Dynamic Thorax Phantom (Model 008A) (Film),
- CIRS IMRT Thorax Phantom 002LFC (Kammer), rekonstruiert in Abb. 2,
- IRT-Phantom [5] (Film).

Zusätzlich wird für jedes Phantom mit dem Bestrahlungsplanungssystem Pinnacle Version 9.4 der Firma Philips (CC-Convolution-Algorithmus) eine Dosisrechnung für den späteren Vergleich durchgeführt.
Zur Auswertung der Daten werden die relativen Dosisverteilung von Simulation, Messung und Planung darstellt, sowie ein Vergleiches mit Hilfe des Gamma-Index [6] durchgeführt.

Ergebnisse: Wie in Abb. 1 zu sehen, funktioniert die Rekonstruktion der Materialien im Phantom bis auf wenige Randeffekte (Farbringe) bei Materialübergängen gut. Diese Randeffekte sind aber unabhängig von der Simulation, sondern treten bereits bei den CT-Aufnahmen als Schwankung von HU auf.
In Abb. 2 ist die modellierte Geometrie des Beschleunigers sowie die Rekonstruktion des CIRS IMRT Thorax Phantoms gezeigt.
Beim Vergleich der deponierten Dosis der Simulation, Messung und Planung mit dem Gamma-Index γ(3 %, 3 mm) zeigt sich eine Übereinstimmung von über 95 %.
In Abb. 3 ist exemplarisch für eine Bestrahlung mit einem 4x4 cm² Feld (6 MV Photonen) im PMMA-Phantom die relative Dosisdeposition von Simulation und Messung, sowie der Gamma-Index dargestellt. Abb. 4 zeigt für dieselbe Konfiguration den Vergleich von Messdaten und Daten des Planungssystems.

Zusammenfassung: Eine MC-Simulation bietet die Möglichkeit die genaue Dosisdeposition bei der Bestrahlung zu simulieren. Hierzu wurde in eine Geant4-Modellierung eines klinischen Beschleunigers ein DICOM-Interface integriert, wodurch eine automatische Rekonstruktion von CT-Aufnahmen

ermöglicht wird. Die Simulationsergebnisse wurden mit verschiedenen Messungen verifiziert und mit der Planungssoftware Pinnacle Version 9.4 verglichen.
Für die Zukunft wird es mit solch einer Simulation möglich, komplexe Vorgänge in einem Patienten zu simulieren, wie z.B. den Einfluss von Bewegung auf die Dosisverteilung.

Anhang 1

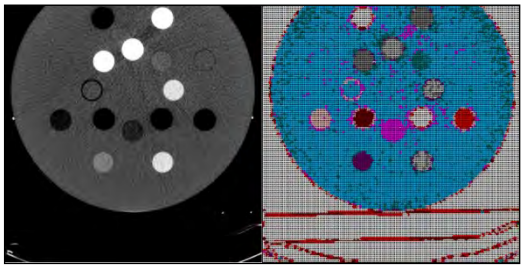


Abb.1: Vergleich CT-Aufnahme – Rekonstruktion

Anhang 2

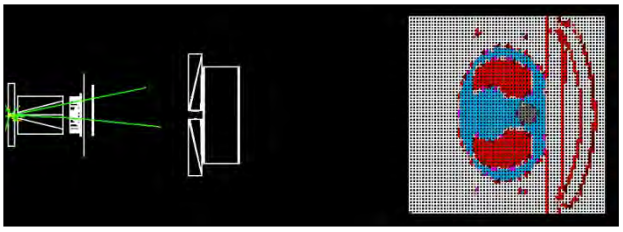


Abb.2: Rekonstruktion des CIRS Thorax Phantoms

Anhang 3

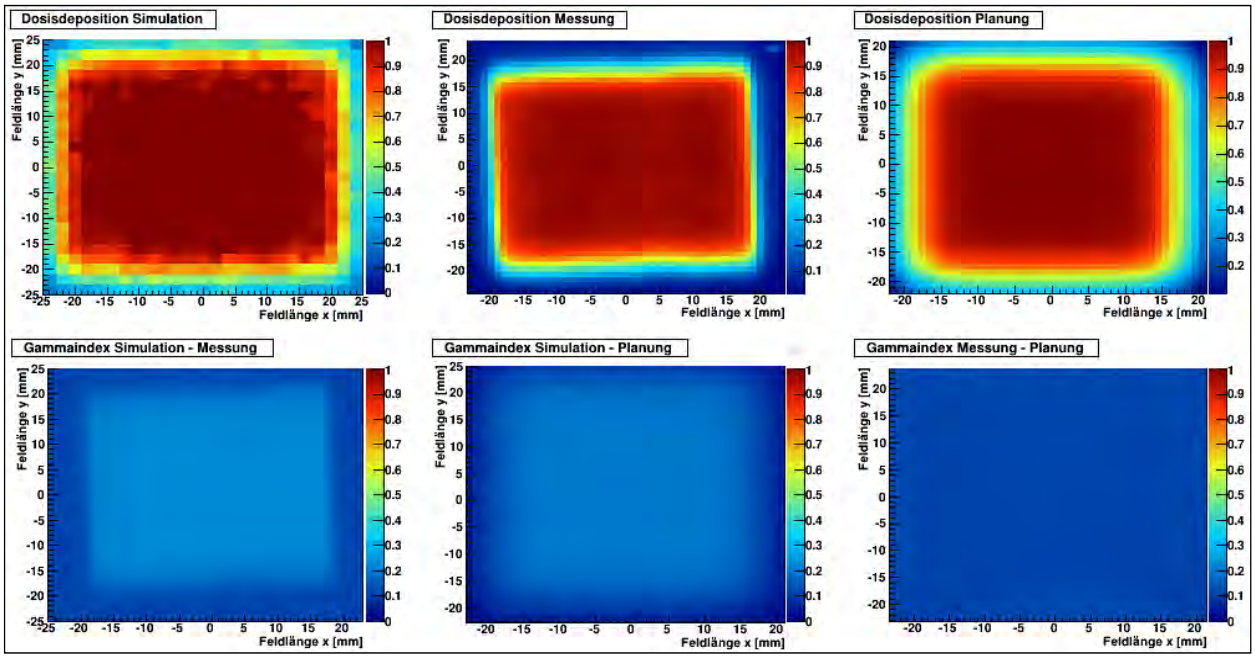


Abb.3: Exemplarischer Vergleich von Simulation ,Messung und Planung

Literatur

[1] Beispiel aus der Geant4-Source in example/extended/medical
[2] S. Agostinelli: Geant4 – A Simulation Toolkit, Nuclear Instruments and Methods A 506 (2003) 250-303
[3] N. Escobar Corral: Validierung eines mit Geant4 simulierten Linearbeschleunigers durch Messungen mit zwei verschiedenen dosimetrischen Messsystemen, Abstractband der 42. Jahrestagung der DGMP (2011), P07.04
[4] C. Bornemann: Entwicklung eines automatisierten Auswerteverfahrens für Dosimetrie mit Gafchromic EBT2-Filmen, Abstractband der 43. Jahrestagung der DGMP (2012), S.158
[5] H.Arenbeck: New Robotic Phantom: Evaluation of performance in Radiotherapy, Radiotherapy and Onkology, Volume 106 (2013), PD-0226
[6] Daniel A. Low: A technique for the quantitative evaluation of dose distribution, Med. Phys. 25 (5)

72 A method to predict the achievable normal tissue sparing in radiation therapy

O. Nwankwo[1], D. S. K. Sihono[1], F. Schneider[1], F. Wenz[1]
[1]Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Mannheim

Introduction: The dose received by an organ at risk (OAR) in an optimized treatment plan depends primarily on its proximity to the treated volume. Proximal (to the target) structures will receive more dose than distal ones. The purpose of this study is to investigate the interplay between the proximity of an OAR to the target volume and the dose it receives.

Materials and Method: 125 plans were selected from a database of prostate cancer cases that were treated in our institution. The treatment plans were made with Monaco® treatment-planning system (TPS) and included Step and Shoot Intensity Modulated Radiation therapy (IMRT), dynamic multileaf collimator (dMLC) and Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) plans. The target volumes in the plans were the prostate and seminal vesicles. All the plans were approved by a physician and a physicist for treatment, and are therefore considered as the best compromise between achieving the prescribed dose in the target and optimal normal tissue sparing. The rectum and bladder were used as the representative OARs in this work. The minimum distances between the OAR voxels and the target, together with the dose received by the voxels were computed. The voxels were binned according to their distances to the target. The mean dose and standard deviation were computed for the voxels within a bin, resulting in two functions that describe the variation of mean voxel dose and standard deviation according to its distance to the treated volume. Both functions provided the basis for predicting the dose that that the OARs will receive during patient treatment, given information about their geometric relationship with the treated volume. Four plans (not included in the original 125 plans) were selected from the patient database and the OAR voxel-to-target distances were computed. The dose volume histograms (DVH) of the OARs were predicted on the basis of the afore-mentioned functions, and compared to the optimized DVH of the structures that were computed with the TPS.

Results: The computation of the mean dose and standard deviation received by the the voxels was based on 4.6×10^6 and 1.3×10^6 voxels belonging to the bladder and rectum respectively. Voxels that are closer to the target received more dose than distal voxels. Voxels belonging to the bladder at a distance of 1 cm to the treated volume received 70% 21% of the prescribed target dose, while voxels of the rectum at the same distance to the target received 50%17% of the prescribed target dose. The DVH that were predicted for the OARs with the described method show varying levels of agreement. This is expected based on the influence of other factors.

Conclusion: We have demonstrated a method to predict the achievable normal tissue sparing during radiation therapy. Such knowledge have several important applications in radiation therapy.

References

[1] Zhu, X., Ge, Y., Li, T., Thongphiew, D., Yin, F. F., & Wu, Q. J. (2011). A planning quality evaluation tool for prostate adaptive IMRT based on machine learning. Medical Physics, 38, 719.
[2] Yuan, Lulin, et al. "Quantitative analysis of the factors which affect the interpatient organ-at-risk dose sparing variation in IMRT plans." Medical physics 39 (2012): 6868.

73 Planungsstudie zur simultan integrierten Boostbestrahlung beim Mammakarzinom

S. Pensold[1], H. Tümmler[1], B. Theilig[1], P. Schilling[1], K. Merla[1], A. Schreiber[2]
[1]Krankenhaus Dresden-Friedrichstadt, Zentraler Klinikservice, Dresden
[2]Praxis für Strahlentherapie, Dresden

Fragestellung: Durch die Einführung komplexer Techniken wie *IMRT oder VMAT* hat sich die Planung einer simultan integrierten Boostbestrahlung (SIB) deutlich vereinfacht. Hierbei wird der Boost gleichzeitig mit einer höheren Einzeldosis innerhalb des ersten Zielvolumens mitbestrahlt. Der Vorteil dieser Dosiseskalation liegt unter anderem in einer verkürzten Gesamttherapiedauer und wird deswegen in der Patientenbehandlung auf mehr und mehr Entitäten übertragen.
Bisher wurde die simultane Boostbestrahlungen des Mammakarzinoms allerdings konträr diskutiert. Erst kürzlich veröffentlichte Studien zeigen, dass auch die Bestrahlung des Tumorbetts mit einer erhöhten Einzeldosis Vorteile bringt, dabei aber das Risiko von Serombildung und anderen Nebenwirkungen nicht signifikant steigt. Erste Auswertungen empfehlen eine Einzeldosis zwischen 2,1 Gy für low-risk Tumore und 2,25 Gy für high risk-Tumore [2].
Aufgrund dieser nun vorliegenden ersten Langzeitergebnisse hat die DEGRO aktuell eine normfraktionierte Bestrahlung der Mamma mit simultan integriertem Boost empfohlen.
Das Konzept der Dosiseskalation profitiert besonders von der Anwendung komplexer Techniken, so dass auch von der DEGRO bei der Einführung des SIB-Konzepts die Verwendung moderner Planungs- und Bestrahlungstechniken empfohlen wird [1]. Uns stellte sich die Frage, welches Vorgehen bei Planung und Bestrahlung bei einem bewegten und oberflächennahen Target wie des Mammakarzinoms sinnvoll ist.

Material und Methoden: Sind weder Atem-Halte- noch Gating-Techniken bei der Bestrahlung des Mammakarzimoms vorhanden, sollte eine rein inverse Planungstechnik nicht verwendet werden. Die Gefahr der Erzeugung von Über- oder Unterdosierungen im Tumor als auch im Normalgewebe kann nicht ausgeschlossen werden.
Wir haben zunächst einen konformalen Ansatz für die Planung gewählt. Das gesamte Zielvolumen der Mamma wird dabei mit zwei tangentialen Feldern, der Boost zusätzlich mit kleineren Feldern erfasst. Die Feldanzahl für den Boost variierte von einem bis zu drei Feldern. Es zeigten sich jedoch nur sehr mäßig zufrieden stellende Ergebnisse, insbesondere konnte das Volumen der Hochdosis nicht adäquat auf den Boostbereich beschränkt werden, wie es in Abbildung 1 deutlich wird.
Wird der Boost (weiß) mit nur einem senkrecht zur Tangente stehenden Feld erfasst, reichte dessen Zieldosis (gelb = 95%-Isodose für den Boost) bis unter die Körperoberfläche. Durch die Planung mit drei Boostfeldern konnte dieser Bereich zwar verringert werden. Allerdings wird nun die gesamte Mamma (blau) überdosiert, erkennbar an der 107%-Isodose (orange) für das Zielvolumen der Mamma. Zwangsläufig bekämen große Anteile der gesamten Brust eine höhere Einzeldosis als die gewünschten 1,8 Gy.
Als optimal für die Planung der Mammabestrahlung mit SIB erwies sich eine Hybridtechnik aus konformaler und inverser Planungstechnik. Der Haupteintrag der Dosis wird weiterhin über zwei tangentiale Stehfelder eingestrahlt. Die Aufsättigung der fehlenden Dosis im PTV_1 und die Applizierung der erhöhten Einzeldosis im Boost werden über VMAT-Felder vorgenommen. Deren Winkelbereich wird so gewählt, dass sich die gesunde „Gegenseite“ (kontralaterale Mamma, kontralaterale Lunge etc.) nur im Strahlaustritt befindet und damit möglichst wenig belastet wird. Zusätzlich erleichtert diese Abfolge auch den Arbeitsablauf am Beschleuniger (siehe Abbildung 2).
Bei dieser Technik war die Anpassung der Hochdosis deutlich besser als beim konformalen Ansatz, wie auch im Folgenden am Beispiel einer Patientin kurz erläutert werden soll. Zur Beurteilung, wie viel Normalgewebe und wie viel Tumor sich innerhalb einer Isodose befinden, eignet sich der neue Konformitätsindex (newCI):

$$newCI = \frac{V_{TreatedPTV}}{V_{PTV}} \cdot \frac{V_{TreatedPTV}}{V_{Isdose}} \qquad 1)$$

Der erste Term aus Formel 1 repräsentiert den Anteil des Zielvolumens, das innerhalb einer bestimmten Isodose liegt ($V_{TreatePTV}/V_{PTV}$). Der zweite gibt das Verhältnis des mit dieser Isodose behandelten Zielvolumens zum Volumen der Isodose an sich an ($V_{TreatePTV}/V_{Isodose}$). Ist er kleiner als 1, bedeutet dies, dass umliegendes Normalgewebe ebenfalls mit dieser Dosis belastet wird. Liegt der Wert für den neuen Konformitätsindex insgesamt nahe 1, ist der Plan als sehr konformal zu betrachten. Im folgenden

Beispiel wurde betrachtet, welcher Anteil des Boostvolumens innerhalb der 95%-Isodose liegt. Es ergaben sich folgende Werte:

Konformale Planung des SIB: newCI = 0,26
Hybridplanung des SIB: newCI = 0,93

Der Index für die Hybridtechnik ist hier deutlich höher als bei einer konformalen Planung und zeigt, dass die Hochdosis wesentlich besser angepasst ist.
Diese Dosiskonformität wird allerdings mit einer höheren Niedrigdosisverteilung im umliegenden Normalgewebe erkauft, vor allem deutlich erkennbar in der kontralateralen Brust und Lunge. Bisherige klinische Erfahrungen und Ableitungen von Grenzwerten für Risikoorgane bei der Mammabestrahlung resultieren allerdings aus einer sequentiellen Bestrahlung der einzelnen Volumen Mamma und Boost. Deswegen war ein wichtiger Punkt unserer Analyse, die verschiedenen SIB-Planvarianten nicht nur untereinander zu vergleichen, sonder ihre Vor- und Nachteile auch in Beziehung zur herkömmlichen sequentiellen Bestrahlung zu betrachten.

Ergebnisse: Es hat sich gezeigt, dass die Hybridtechnik aus zwei tangentialen Stehfelder und VMAT-Bögen eine adäquate Planalternative bei der Bestrahlung des Mammakarzinoms mit SIB ist. Beim Vergleich mit der bisher angewandten sequentiellen Bestrahlung zeigte sich jedoch, dass die Vor- und Nachteile der SIB-Bestrahlung differenziert betrachtet werden müssen.
Die Planung des Mammakarzinoms mit SIB schneidet zunächst einmal zwangsläufig bei der Anpassung der Hochdosis besser ab, als die sequentielle Variante (siehe Abbildung 3). Das liegt vor allem daran, dass hier während der Planung besonders auf den Dosisgradient zwischen Boost- und Mamma geachtet werden kann. Bei einer sequentiellen Planung ist dies nicht möglich.
Allerdings belastet diese Plantechnik wie oben beschrieben gesundes Normalgewebe mehr mit Niedrigdosis als bisher üblich. Deutlich zeigt sich dies beim Vergleich der mittleren Dosen in kontralateraler Mamma und Lunge, aber ebenso auch in der ipsilateralen Lunge (siehe Tabelle 1).
In den letzten Jahren hat vor allem das Herz als Risikoorgan deutlich an Priorität gewonnen. Einige Arbeiten plädieren dafür, bei der Herzbelastung mehr auf die mediane Dosis zu achten. Eine erst kürzlich erschienene Veröffentlichung von Darby et. al. erläutern die Risiken einer Herzerkrankung in Abhängigkeit zur medianen Dosis [4]. In Anlehnung an diese Arbeit gab schließlich die DEGRO in einer Stellungnahme folgende Empfehlungen für die Herzdosis:

- Das Risiko an einer strahleninduzierten Herzinsuffizienz zu erkranken steigt mit jedem Gray medianer Herzdosis um 7,4%
- Nur bei einer medianen Herzdosis < 3Gy ist das Erkrankungsrisiko sehr gering [3]

Wie bei den oben aufgeführten Risikoorganen zeigt sich auch beim Herz durch die Planung des Mammakarzinoms mit SIB eine deutlich höhere Belastung mit Niedrigdosis, was sich hier im medianen Grenzwert widerspiegelt. Aus Abbildung 4 geht zunächst einen Unterschied in der medianen Herzdosis für links- und rechtsseitiger PTV-Lage hervor. Durch die Nähe zwischen Herz und linksseitiger Mamma wird es zwangsläufig mit mehr Dosis belastet.
Allerdings zeigt sich auch, dass bei der sequentiellen Bestrahlung die mediane Herzdosis nicht über den von der DEGRO vorgeschlagenen 3Gy liegt. Betrachtet man die Planung mit SIB, wird deutlich, dass die mediane Herzdosis nicht nur steigt, sondern in zwei Fällen sogar die empfohlenen 3Gy überschreitet. In diesen Fällen ist von dieser Planvariante abzusehen.
Generell ist die Planung des Mammakarzinoms mit SIB mittels einer Hybridtechnik aus zwei tangentialen Stehfeldern und VMAT-Feldern eine gute Alternative zum konformalen Ansatz. Vor allem bei nah an der Thoraxwand sitzenden Boostvolumen konnte eine gute Hochdosiskonformität erzielt werden. Ein weiterer Vorteil ist der geringe Zeitaufwand bei der Planung.
Der Nachteil ist allerdings in der höheren Belastung des gesunden Normalgewebes mit Niedrigdosis zu sehen. Deswegen sollte anhand klinischer Parametern sorgfältig über dieses Konzept entschieden werden. Die Betrachtung der medianen Herzdosis sowie der mittleren Dosis der Lunge stellen dabei wichtige Ausschlusskriterien dar. Bei jungen Patientinnen sollte diese Planungstechnik nicht zum Einsatz kommen, da die Gefahr einer strahleninduzierten Tumorbildung durch die Mehrbelastung der kontralateralen Brust besteht. Liegt der Boost sehr oberflächennah kann dann die Bestrahlung des SIB über ein Elektronenfeld vorgenommen werden. In allen anderen Fällen ist zwischen der Konformität der Hochdosis und der Belastung des Normalgewebes mit Hochdosis abzuwägen. Bei Überschreitung der Grenzwerte sollte über eine sequentielle Bestrahlung nachgedacht werden.

Zusammenfassung: Anfang 2013 hat die DEGRO sich in einer Stellungnahme für eine simultan integrierte Boostbestrahlung beim Mammakarzinom ausgesprochen. Anlass waren mehrere klinische Studien, die Wirkung und Nebenwirkungen dieser Bestrahlungstechnik untersucht haben. In einer internen Planungsstudie haben wir verschiedene Planvarianten erstellt und ihre Vor- und Nachteile verglichen, um eine sichere und sinnvolle Umsetzung des SIB-Konzepts zu gewährleisten.

Die Verwendung rein inverser Plantechniken kann nur empfohlen werden, wenn die notwendigen modernen Techniken (wie Gating; DIBH etc.) zur Verfügung stehen.
Ein konformaler Ansatz für die Mammabestrahlung mit SIB war nicht zufrieden stellend in Bezug auf die Dosisverteilung, sobald der Boost nah an der Thoraxwand gelegen war. Die Hochdosis war nur schwer auf das Gebiet des Boostvolumens zu begrenzen. Zur Verbesserung der Dosisverteilung empfiehlt sich deswegen in solchen Fällen eine Hybridtechnik, bei der der Hauptdosiseintrag über zwei konformale Stehfelder appliziert wird. Nur die Aufsättigung und die erhöhte Einzeldosis für den Boost werden über VMAT-Felder eingetragen. Unsere Untersuchungen zeigen eine deutlich bessere Konformität der Hochdosis. Im Vergleich zur sequentiellen Bestrahlung erhöhte sich jedoch der Niedrigdosiseintrag in alle Risikoorganen, was sich in einer gestiegenen mittleren bzw. medianen Dosis widerspiegelt. Dieser Umstand sollte bei der Anwendung des SIB-Konzepts für die Bestrahlung des Mammakarzinoms berücksichtigt werden.

Literatur

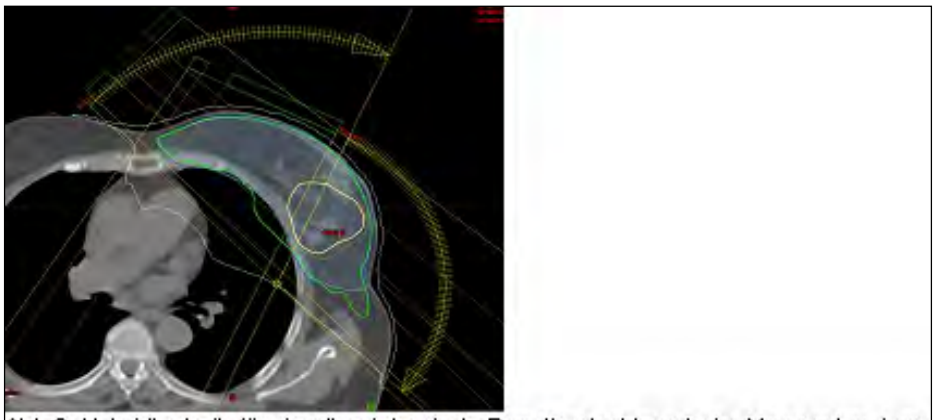
[1] Wagner W., T. Bölling; Strahlentherapie beim Mammakarzinom; Klinikarzt (2012) 41 S.136 –145
[2] Sedlmayer, F. et al.; Is the simultaneously integrated boost (SIB) technique for early breast cancer ready to be adopted for routine adjuvant radiotherapy? Strahlenther Onkol (2013) 189 S.193-196
[3] Stellungnahme der DEGRO-Organgruppe Mammakarzinom: Simultaner integrierter Boost (SIB) in der adjuvanten Radiotherapie des Mammakarzinomes; Februar 2013
[4] Darby S.C. et al.; Risk of ischemic heart disease in women after radiotherapy for breast cancer; N Engl J Med (2013) 368, S.987-998

Anhang 1



Abb.1: konformale Planung des SIB-Konzepts

Anhang 2


Abb.2: Hybridtechnik für simultan integrierte Boostbestrahlung beim Mammakarzinom

Anhang 3

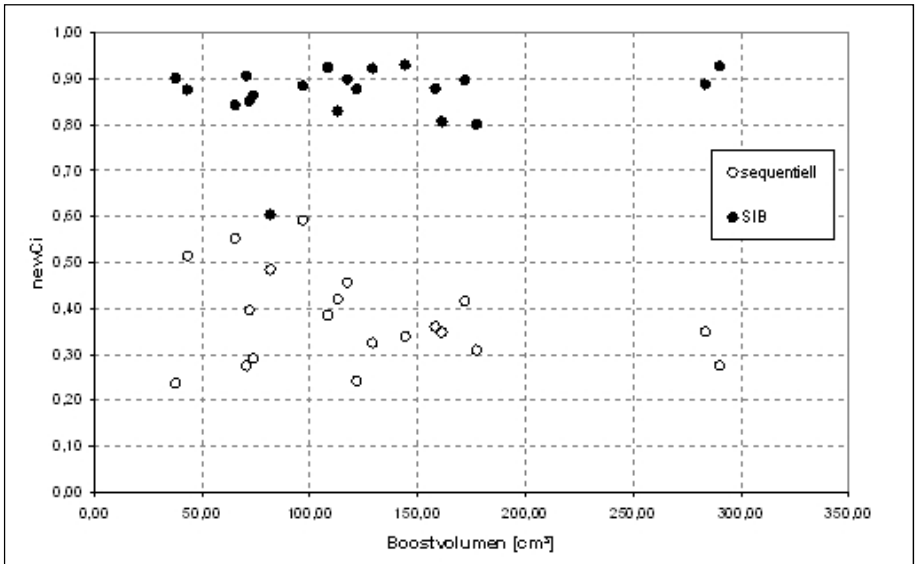


Abb. 3: neuer Konformitätsindex für sequentielle und SIB-Planung

Anhang 4

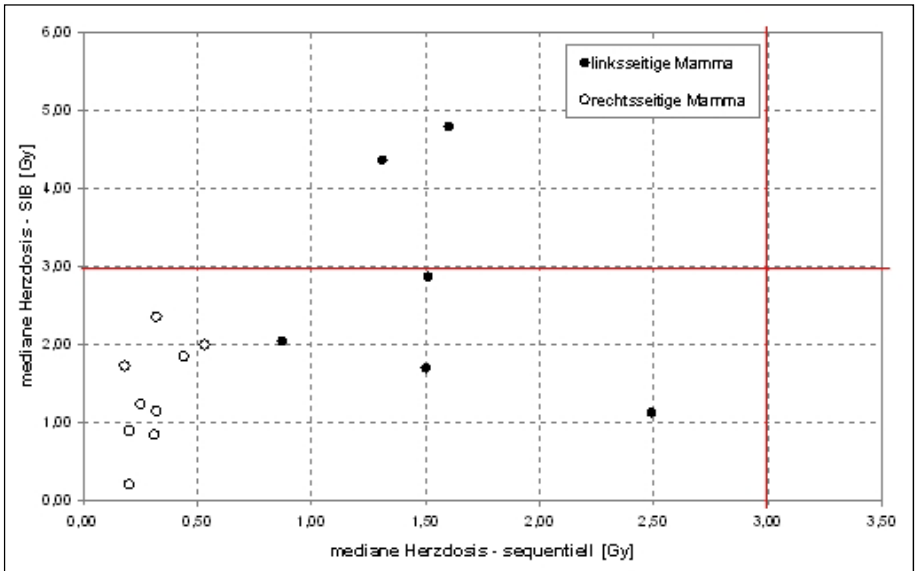


Abb.4 Vergleich der medianen Herzdosis bei sequentieller und bei SIB-Bestrahlung (weiße Punkte = rechtsseitige Mammabestrahlung; schwarze Punkte = linksseitige Mammabestrahlung; rote Linien = empfohlener Grenzwert für mediane Herzdosis)

Anhang 5

Organ	D_{mean} [Gy]	
	sequentiell	SIB
ipsilaterale Lunge	9,24	10,18
kontralaterale Lunge	0,10	1,24
kontralaterale Mamma	0,11	0,96

Tabelle 1. Vergleich der mittleren Dosen für sequentielle und SIB-Bestrahlung

17. Phasenkontrast/Innovative Konzepte

74 Einführungsvortrag – Die Phasenkontrastbildgebung und ihr Potential in der Röntgendiagnostik

M. Chabior[1]
[1]Technische Universität München, Physik E17, Garching

Fragestellungen: Konventionelle röntgendiagnostische Bildgebungsverfahren beruhen auf der unterschiedlichen Absorption von Röntgenstrahlen beim Durchtritt durch die verschiedenen Gewebe im menschlichen Körper. Komplementär hierzu hat sich in den letzten Jahren eine Vielzahl phasensensitiver Röntgenbildgebungsverfahren entwickelt, welche sich die Welleneigenschaften der Röntgenstrahlen zur Kontrasterzeugung zunutze machen. Dieser Vortrag zielt darauf ab einen Überblick über bestehende Phasenkontrastmethoden zu geben, sowie ihre fundamentalen Prinzipien, Stärken, Limitationen und mögliche Anwendungsgebiete in der klinischen Diagnostik aufzuzeigen.

Material und Methoden: Anhand ausgewählter Literaturbeispiele werden die bestehenden phasensensitiven Bildgebungsverfahren und die ihnen zugrundeliegenden physikalischen und messtechnischen Prinzipien beleuchtet, sowie die Vor- und Nachteile der möglichen Kontrastmechanismen diskutiert.

Ergebnisse: Aufbauend auf den messtechnischen Grundlagen werden aktuelle Ergebnisse aus der präklinischen Forschung vorgestellt. Die dabei abgedeckten Themenbereiche umfassen die Weichteil-Computertomografie, die Mammografie, Angiografie, Lungen-, Knochen- und Knorpelbildgebung, sowie weitere ausgesuchte Themen.

Zusammenfassung: Phasensensitive Röntgenbildgebungsverfahren sind ein aktuelles und viel beachtetes Thema der angewandten präklinischen Forschung und versprechen zukünftig eine vielseitige Verwendung in der klinischen Diagnostik.

Literatur

[1] T. J. Davis, D. Gao, T. E. Gureyev, A. W. Stevenson, and S. W. Wilkins, Nature 373, 595 (1995).
[2] W. Wilkins, T. E. Gureyev, D. Gao, A. Pogany, and A. W. Stevenson, Nature 384, 335 (1996).
[3] F. Pfeiffer, T. Weitkamp, O. Bunk, and C. David, Nature Phys. 2, 258 (2006).
[4] S.A. Zhou and A. Brahme, Phys. Med. 24, 129 (2008).
[5] A. Bravin, P. Coan, and P. Suortti, Phys.Med.Biol. 58, R1 (2013).

75 Pulmonary emphysema diagnosis using a preclinical small-animal X-Ray dark-field scanner

A. Yaroshenko[1], F. G. Meinel[2], A. Tapfer[1], A. Velroyen[1], K. Hellbach[2], M. Müller[1], S. Schleede[1], M. Bech[1,3], A. Yildirim[4], F. Bamberg[2], K. Nikolaou[2], M.F. Reiser[2], F. Pfeiffer[1]
[1]Technische Universität München, IMETUM & Physik Department, Garching
[2]Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität, München
[3]Lund University, Medical Radiation Physics, Lund
[4]Helmholtz Zentrum München, Institute of Lung Biology and Disease, München

Purpose: Pulmonary emphysema is one of the leading causes of morbidity and mortality worldwide [1,2]. However, the disorder is difficult to detect, especially at early stages, using conventional x-ray radiographic methods [3]. Recently, it has been shown that the visibility of the lung is significantly improved in the x-ray dark-field imaging modality [4,5], which is generated by small-angle x-ray scattering on alveoli. Following the proof-of-principle experiment at the synchrotron source, showing that the dark-field signal can be used to diagnose pulmonary emphysema [6], the purpose of the present study was to analyze whether the combination of x-ray transmission and dark-field signals, obtained with a compact small-animal scanner, has diagnostic value for the detection of pulmonary emphysema in *ex vivo* murine lungs and whether the results are consistent for bigger pixel sizes and higher x-ray source voltages.

Materials and Methods: To generate a murine model of pulmonary emphysema, three female C57BL/6N mice received a single orotracheal application of porcine pancreatic elastase (100 U/kg body weight) dissolved in phosphate-buffered saline (PBS). Three control mice received PBS. The lungs were excised 21 days after application, inflated with air and placed in a formalin filled container. Subsequently, the samples were imaged using a compact prototype small-animal x-ray phase-contrast and dark-field scanner [7,8]. The scanner acquires conventional absorption, phase-contrast and dark-field images simultaneously. To evaluate the diagnostic value of the obtained signals, transmission and dark-field signals were studied on a per-pixel basis for all six lungs. After x-ray imaging the samples were analyzed with histopathology.

Results: The data analysis revealed a clear distinction between emphysematous and control samples in the per-pixel analysis. Healthy samples showed lower median logarithm transmission and dark-field values compared to emphysematous lungs (transmission: -0.29vs.-0.18, P=0.1; dark field:
-0.54vs.-0.37, P=0.1). The best distinction could be achieved, when transmission and dark-field values were plotted in a 2D scatter plot. In fact, the angle of the distribution to the vertical appeared to provide the best distinction (healthy: 7.8°vs.15.9° for emphysematous). Emphysema distribution maps, calculated based on the performed analysis, showed good agreement with histological findings.

Conclusion: The shown feasibility of the pulmonary emphysema diagnosis using the combined transmission and dark-field signals at a compact setup reveals the high potential of the method.

References

[1] Zvezdin B, Milutinov S, Kojicic M, et al. A postmortem analysis of major causes of early death in patients hospitalized with COPD exacebration. Chest. (2009) 136:376-380
[2] mCelli BR MacNee WR, Standards for the diagnosis and treatment of patients with COPD: a summary of the ats/ers position paper. Eur Respir J (2004) 23:932-946.
[3] Washko GR. Diagnostic imaging in COPD. Semin Respir Crit Care Med (2010) 31:276-285.
[4] Hooper SB, Kitchen MJ, Wallace MJ, et al. Imaging lung aeration and lung liquid clearance at birth. FASEB J (2007) 21:3329-3337.
[5] Parson DW, Morgan K, Donnelley M, et al. High-resolution visualization of airspace structures in intact mice via synchrotron phase-contrast X-ray imaging. J Anat (2008) 213:217-227.
[6] Schleede S, Meinel FG, Bech M, et al. Emphysema diagnosis using X-ray dark-field at a laser driven compact synchrotron light source. PNAS (2012) 109 (44):17880-17885.
[7] Tapfer A, Bech M, Pauwels B et al. Development of a prototype gantry system for preclinical x-ray phase-contrast computed tomography. Med Phys (2011) Nov;38(11):5910-5.
[8] Tapfer A, Bech M, Velroyen A, et al. Experimental results from a preclinical X-ray phase-contrast CT scanner. PNAS (2012) 109 (39) 15529-15530.

76 X-ray Phase-Contrast CT imaging of a mouse model of human pancreatic cancer

A. Tapfer[1], R. Braren[2], M. Bech[1], M. Willner[1], I. Zanette[1], T. Weitkamp[3], J. Siveke[2], M. Aichler[4], A. Walch[4], F. Pfeiffer[1]
[1]Technische Universität München, Lehrstuhl für Biomedizinische Physik, Garching
[2]Technische Universität München, Klinikum rechts der Isar, München
[3]Synchrotron Soleil, Gif-sur-Yvette
[4]Helmholtz Zentrum München, Institut für Pathologie, München

Introduction: In the last years, X-ray phase-contrast imaging has been shown to exhibit increased soft-tissue contrast in comparison to conventional attenuation-based CT in the field of biomedical imaging [1-5]. The purpose of this study is to explore the potential of grating-based phase-contrast CT for imaging of mouse models of cancer. Specifically, one model of pancreatic cancer is assessed with respect to two potential applications of the imaging technique: i) high-performance, high spatial resolution imaging, and ii) dose-reduced imaging for potential in-vivo imaging applications.

Materials and Methods: To model pancreatic cancer, one mouse was genetically engineered [6], and euthanized at an age of 1.5 years. For imaging, the mouse was fixated and embedded in a plastic container. Phase-contrast imaging was performed using two different phase-contrast imaging setups: one operated with synchrotron-radiation (installed at beamline ID 19 of the European Synchrotron Radiation Facility), the other using a conventional X-ray tube source (installed at Technische Universität München). For comparison, magnetic resonance imaging and histopathology were performed additionally. The images were analyzed visually and quantitatively (using contrast-to-noise ratios) with respect to the visibility of cancer lesions. As a quantitative measure for lesion visibility, the relative contrast gain R was determined: R=CNR (Phase) / CNR (Attenuation) (i.e. ratio of the contrast-to-noise ratio in the phase and the attenuation image).

Results: Images of all modalities were compared visually and specifically, the visibility of one cystic lesion and the visibility of solid tumor tissue were analyzed for both phase-contrast imaging scenarios. For the high-performance imaging scenario, it was found that the formation of fibrotic tissue in a cystic lesion was accessible on the basis of the phase image, and was concealed in the corresponding attenuation image (R=120). In the dose-reduced scenario (see Fig. 1), solid tumor tissue could only be identified in the phase image, and was not clearly visible in the attenuation-based counterpart (R=10).

Conclusion: Exemplary for the case of a model of pancreatic cancer, X-ray phase-contrast imaging was identified as imaging technique with great potential for the study of mouse models of cancer.

Anhang 1

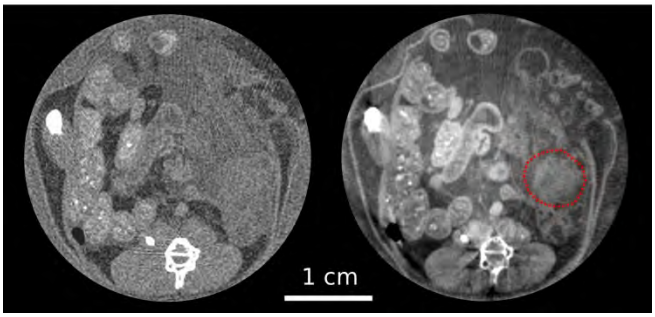


Figure 1: Transverse CT slices of the mouse abdomen in attenuation (left) and phase contrast (right) for the dose-reduced scenario. The solid tumor tissue is highlighted and can only be clearly identified in the phase image.

References

[1] F. Pfeiffer, O. Bunk, C. David, M. Bech, G. L. Duc, et al. High-resolution brain tumor visualization using three-dimensional x-ray phase contrast tomography. *Phys. Med. Biol.* (2007), 52(23):6923

[2] M. Bech, T. Jensen, R. Feidenhans'l, O. Bunk, C. David, and F. Pfeiffer. Soft-tissue phase-contrast tomography with an x-ray tube source. *Phys. Med. Biol.* (2009), 54:2747

[3] T. Donath, F. Pfeiffer, O. Bunk, C. Grünzweig, E. Hempel, et al. Toward clinical X-ray phase-contrast CT: demonstration of enhanced soft-tissue contrast in human specimen. *Invest. Radiol.* (2010), 45(7):445

[4] F. Pfeiffer, T. Weitkamp, O. Bunk, and C. David. Phase retrieval and differential phase-contrast imaging with low-brilliance X-ray sources. Nat. Phys. (2006), 2(4):258

[5] A. Tapfer, M. Bech, A. Velroyen, J. Meiser, J. Mohr, M. Walter, J. Schulz, B. Pauwels, P. Bruyndonckx, X. Liu, A. Sasov, and F. Pfeiffer. Experimental results from a preclinical X-ray phase-contrast CT scanner. PNAS (2012), 109(39):15691

[6] S. R. Hingorani, E. F. Petricoin, A. Maitra, V. Rajapakse, C. King, et al. Preinvasive and invasive ductal pancreatic cancer and its early detection in the mouse. Cancer Cell (2003) 4: 437–450.

77 FA-CT (Fixed Anodes CT) – ein Konzept zu einem Computertomographen mit Festanoden

M. Kellermeier[1], R. Müller[1]
[1]Universitätsklinikum, Medizinphysik der Strahlenklinik, Erlangen

Einleitung: Die Leistungsfähigkeit einer Röntgenanlage wird maßgeblich durch die thermische Belastbarkeit des Anodenmaterials im Brennfleck bestimmt. Wir begannen daher mit Studien zur thermischen Belastbarkeit von Röntgenanoden. Basierend auf den besten Ergebnissen konzipierten wir ein CT und stellten es einem herkömmlichen klinischen CT gegenüber.

Material/Methode: Die Energiedepositionen in Röntgenanoden wurden mithilfe von Monte-Carlo-Simulation (GAMOS/GEANT4) untersucht. Die gewonnen Daten dienten als initiale Werte für die Berechnung der räumlichen und zeitlichen Temperaturverteilung mithilfe der Finite-Elemente-Methode (COMSOL Multiphysics).
Ausgehend von gängigen Anodenabmessungen stellten wir ein Simulationsmodell für Fest- und Drehanoden auf (Abb. 1). Abhängigkeiten bezüglich der geometrischen Dimensionen und Materialunsicherheiten wurden in Parameterstudien aufgezeigt. Als thermische Obergrenze wurden 2500 K für die Targetschicht aus Wolfram festgesetzt und zur Kühlung ist ein Wärmebad am entfernten Kupferblockende definiert.
Simulationen wurden vorrangig bei Kurzzeit-Expositionen im Zeitbereich von 1 µs – 1 s durchgeführt.
Langfristige thermische Belastungen bei Anoden mit kleiner Ausdehnung sind vor allem im Bezug auf den kontinuierlichen Betrieb im FA-CT untersucht worden (Abb. 3).
Ein virtuelles Modell wurde erstellt, in dem gewonnene Charakteristiken zu den Röntgenquellen sowie definierte Bedingungen zu den Detektoren eingeflossen sind.

Ergebnisse: Ergebnisse aus den Simulationen zur thermischen Belastung an Röntgenanoden sind in guter Übereinstimmung zu Literaturangaben [1–3] sowohl bei den absoluten Werten als auch in deren Trends (Abb. 2). Optima aus den Parameterstudien führten zum Konzept der FA-CT (Abb. 4). Ergebnisse aus dem virtuellen Modell zeigten einen technischen Gewinn vom Faktor sechs bezüglich Scanzeiten oder Strahlleistung (Abb. 7 und 8).
Durch kurze Strahlzeiten pro Projektion von etwa 10 µs erhöht sich die Datenmenge um den Faktor 25 zum referenzierten klinischen CT, das eine Projektionszeit von 0,26 ms aufweist.
Ein so dichtes physikalisches Informationssystem erlaubt über Pre- oder Post-Processing eine gewohnte klinische Bildqualität und in axialer Richtung (z-Orientierung) eine erhöhte Auflösung (Abb. 6 und 7), analog zu Volumenscannern [4–5].

Zusammenfassung: Vielversprechendes beim FA-CT findet sich im Vergleich zum herkömmlichen klinischen CT. Eine Elimination von mechanischen Komponenten resultiert in einer modularen Aneinanderreihung von z. B. 1160 Anoden auf 360° um einen Patienten. Der dabei gebildete Quellring liegt parallel zum Detektorring. Hierbei kann sogar auf eine kreisförmige Anordnung verzichtet werden - wie sie bei einer schnell-drehenden Gantry notwendig ist.
Aufgrund der technischen Reduzierbarkeit ist eine kompakte Bauweise möglich, was eine Kombination mit bildgebenden Geräten (MRI/PET/SPECT) vereinfacht. Der Wunsch nach einer Echtzeit-Bildgebung bei Strahlentherapiegeräten (z. B. LINACs, Teilchenbeschleunigern oder zur Lagerungskontrolle in der Brachytherapie) lässt sich so mit weniger Aufwand realisieren.
Beim Blick in eine mögliche Zukunft könnte das FA-CT als diagnostisches Werkzeug an einem Roboterarm dienen (Abb. 9).
Zusammenfassend stellt die FA-CT Technologie, welche ohne mechanisch bewegte Bauteile auskommt und um mehrere Faktoren kürzere Scanzeiten verspricht, einen großen Schritt nach vorne dar in der bildgebenden Medizin.

Anhang 1

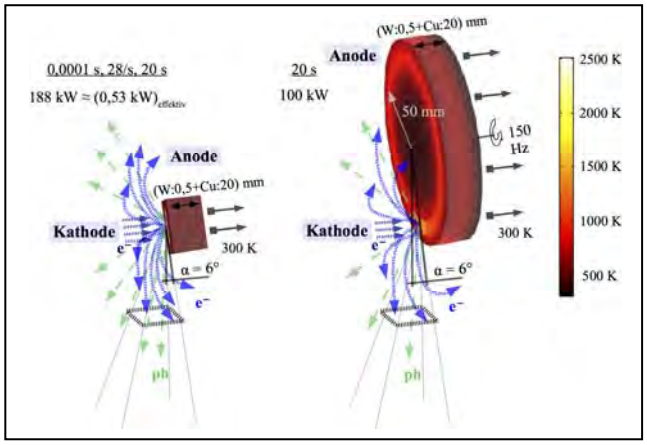


Abb.1: Darstellung der prinzipiellen Simulationsmodelle.
Links: Eine Stehanode mit Temperaturverteilung nach 20 s im gepulsten Betrieb bei 28 Pulsen/s mit jeweils einer Dauer von 100 µs und einer elektrischen Anodenleistung von 188 kW. Rechts: Eine Drehanode mit Temperaturverteilung nach 20 s im kontinuierlichen Betrieb bei einer elektrischen Anodenleistung von 100 kW.
Der Aufbau mit 0,5 mm Wolfram (W) und 20 mm Kupfer (Cu) ist in beiden Modellen gleich. Jeweils ist dabei die gesetzte thermische Belastungsgrenze von 2500 K im Brennfleck nach 20 s Betrieb erreicht. Ein Wärmebad von 300 K ist am entfernten Kupferblockende definiert.

Anhang 2

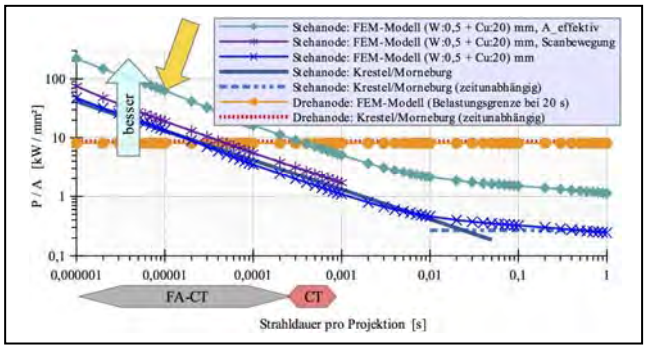


Abb.2: Graphische Darstellung der eingetragenen thermischen Leistungen (P) pro Brennfleckfläche (A) zu verschiedenen Strahldauern pro Projektion auf einer Anode. Hierbei sind die FEM-Betrachtungen an Steh- und Drehanode den Literaturangaben [1–3] zum Vergleich aufgetragen. Die Strahldauer pro Projektion beim klinischen CT liegt typischerweise zwischen 200 µs und 1 ms. Beim FA-CT liegen diese sodann unter 250 µs (vgl. Abb. 7).

Anhang 3

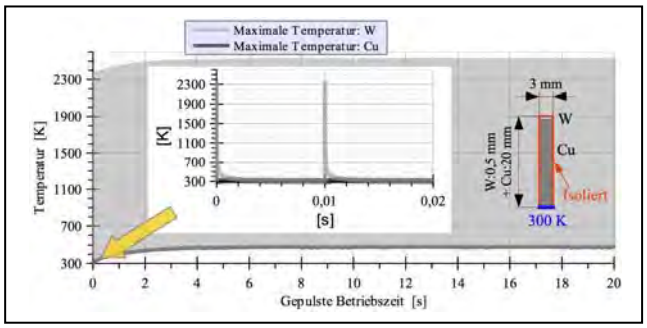


Abb.3: Darstellung des zeitlichen Temperaturverlaufs in einer kleinen Stehanode. Aus der FEM-Simulation ist die Maximaltemperatur für Wolfram (W) und Kupfer (Cu) über 20 s gepulstem Betrieb aufgetragen. Die Pulsdauer beträgt hierbei 10 µs im Abstand von 0,01 s.

Anhang 4

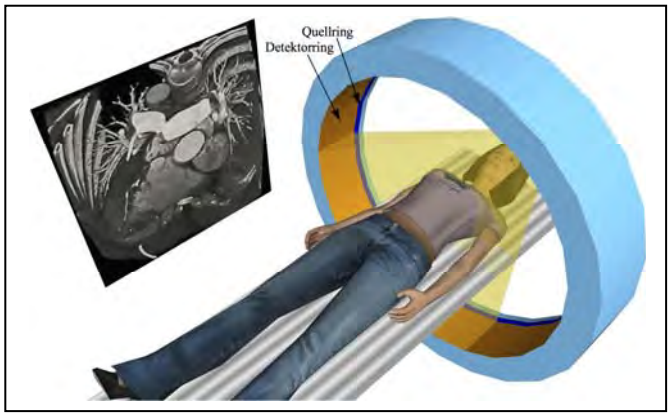


Abb.4: Skizze eines FA-CT.

Anhang 5

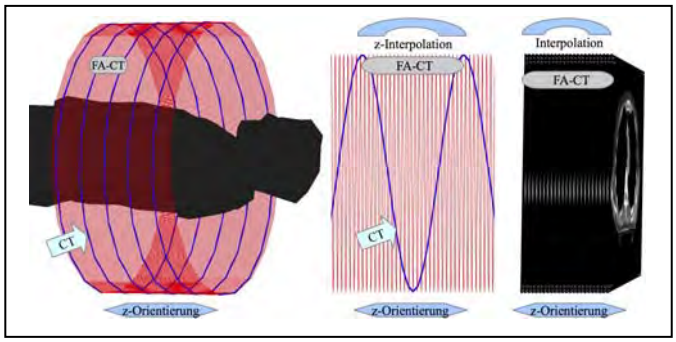


Abb.5: Darstellung des Prinzips der Datensammlung entlang der z-Orientierung im Vergleich zu einem klinischen CT. Die so physikalisch dichteren Daten ermöglichen mithilfe von Preprocessing und/oder Postprozessing ein bekanntes Maß an Bildqualität in der Diagnostik und darüber hinaus eine höhere Auflösung in z-Orientierung.

Anhang 6

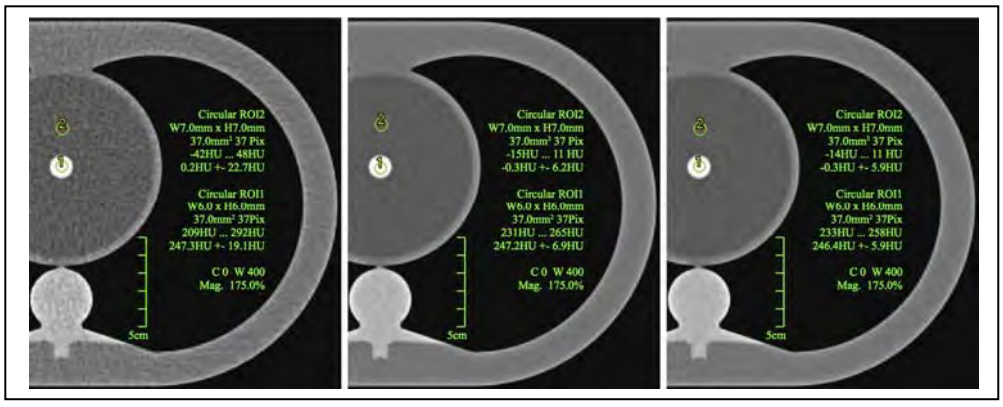


Abb.6: Darstellung des Postprozessings zum Prinzip des FA-CT. Die drei Images zeigen ein in z-Orientierung homogenes Thoraxphantom mit einem wasseräquivalenten Einsatz (Datenerfassung über ROI2) und einem Kontrastmitteläquivalentem Insert (Datenerfassung über ROI1).
Links: Simulationsergebnis zu einem Thoraxphantom mit 100 mAs. Mitte: Ergebnis aus der Interpolation von 10 aneinanderliegenden Schichten mit je 100 mAs. Rechts: Simulationsergebnis zu den gleichen Verhältnissen wie im linken Image, jedoch mit 1000 mAs.
Die aus der CT bekannte Größe CNRD (contrast-to-noise ratio) ist im Rahmen des statistischen Schwankens im mittleren und rechten Image gleich – liefern also die gleichwertige Information. Mit freundlicher Genehmigung von Willi A. Kalender, IMP Erlangen.

Anhang 7

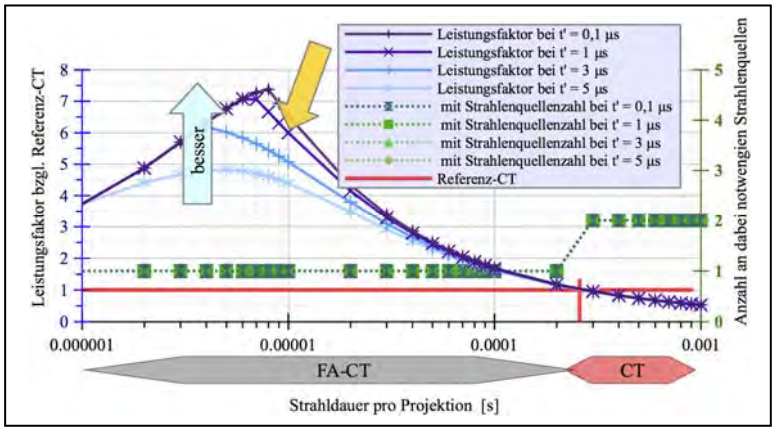


Abb.7: Graphische Darstellung des Leistungsfaktors eines FA-CT bezüglich eines klinischen CT (Referenz-CT). Die rechte Achse zeigt die Anzahl der notwendigen parallelen Strahlenquellen, um die Leistungsfähigkeit und damit die Bildqualität des referenzierten CT zu erhalten. In einem virtuellen Modell zum FA-CT sind auf Seiten des Detektors sogenannte Totzeiten t' zwischen jeder Projektion berücksichtigt. Bei einer Projektionszeit von 10 µs und t' = 1 µs lässt sich die 6-fache Strahlleistung oder eine 6-fache Geschwindigkeit bei einfacher Strahlleistung ermitteln.

Anhang 8

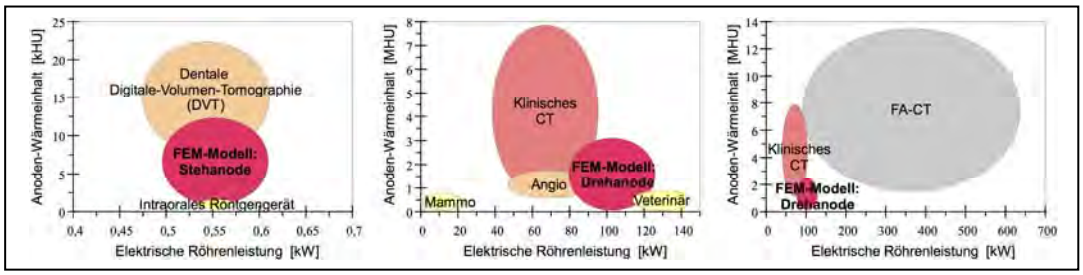


Abb.8: Schematische Darstellung verschiedener medizinischer Röntgengeräte zu den betrachteten FEM-Modellen aus den Parameterstudien zur thermischen Belastung der Röntgenanode.
Links: Die Belastungsfähigkeit einer Stehanode aus dem FA-CT entspricht einer dentalen Röntgenanode. Mitte: Das FEM-Modell zur Drehanode ist auf kurzzeitige Expositionen zu thermischen Belastungsgrenzen der Brennfleckbahn unter Idealbedingungen untersucht worden. Rechts: Leistungsfähigkeit eins FA-CTs gegenüber einem klinischen CT mit Drehanode.

Anhang 9

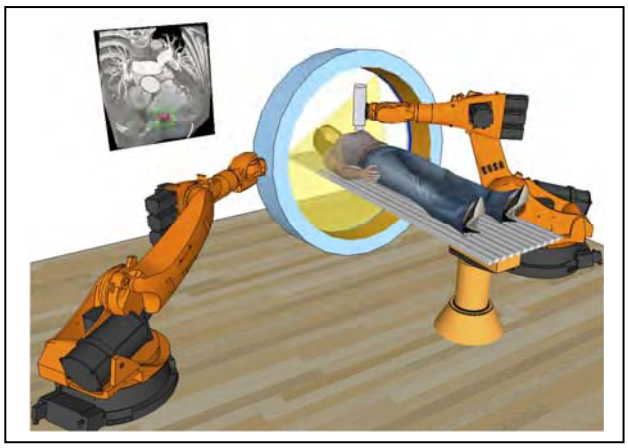


Abb.9: Skizze mit Blick in eine mögliche Zukunft.
Das FA-CT dienst als diagnostisches Werkzeug an einem Roboterarm, während z. B. ein weiterer Roboter ein Werkzeug zu einer Tumortherapie führt.

Literatur

[1] Oosterkamp, W. J.: The heat dissipation on the anode of the X-ray tube (Part II). Philips Res. Rep. 3 (1948), S. 161–173
[2] Krestel, E.: Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik . 2. überarb. u. erw. Aufl. 1994 – ISBN 3800915057
[3] Morneburg, H.: Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik. 3. Auflage. 1995 – ISBN 3895780022
[4] Gupta, R., Cheung, A.C., Bartling, S.H., Lisauskas, J., Grasruck, M., Leidecker, C., Schmidt, B., Flohr, T., Brady, T.J. Flat-panel volume CT: fundamental principles, technology, and applications. Radiographics. 2008 Nov-Dez;28(7):2009-22
[5] Gupta, R., Grasruck, M., Suess, C., Bartling, S.H., Schmidt, B., Stierstorfer, K., Popescu, S., Brady, T., Flohr T.: Ultra-high resolution flat-panel volume CT: fundamental principles, design architecture, and system characterization. Eur. Radiol. 2006 Jun;16(6):1191-205

78 Bestimmung des mono-energetischen Ansprechvermögens verschiedener Detektoren zur Messung von Computertomographischen Dosisindizes (CTDI)

B. Alikhani[1], L. Büermann[1]
[1]PTB, Ionisierende Strahlung, Braunschweig

Fragestellungen: Dosimetrische Kenngrößen in der Computertomographie (CT) basieren auf dem CT-Dosisindex (CTDI), eine Messgröße, die auf eine Definition von Shope et al. zurückgeht [1]. Der CTDI wird in der Regel mit langen, bleistiftförmigen, luftgefüllten Ionisationskammern (CT-Kammern) frei in Luft oder an definierten Positionen in einem Standard PMMA-Phantom gemessen. In den letzten Jahren wurden auch kleine, zylinderförmige Ionisationskammern [2] oder Festkörperdetektoren zur Messung des CTDI verwendet. Detektoren zur Messung des CTDI werden routinemäßig für eine Reihe von Referenzstrahlungsqualitäten frei in Luft kalibriert. Die an den realen CT-Messplätzen vorhandenen Röntgenspektren frei in Luft und in den Phantomen weichen teilweise deutlich von den Spektren der Referenzstrahlungsqualitäten ab. Das Ansprechvermögen der verwendeten Detektoren ist unterschiedlich stark von der Photonenenergie abhängig.
Das Ziel dieser Arbeit war, eine Methode zu entwickeln, das mono-energetische Ansprechvermögen im Photonenenergiebereich von ca. 20 keV bis 250 keV für verschiedene Detektoren aus den gemessenen mittleren Ansprechvermögen bei Referenzstrahlungsqualitäten mit bekannten Verteilungen der spektralen Photonenfluenzen mit Hilfe eines mathematischen Entfaltungsformalismus zu ermitteln. Die erhaltenen Ansprechfunktionen wurden durch Messungen mit mehreren Detektoren frei in Luft und im Phantom an den Referenzmessplätzen der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt (PTB) verifiziert.

Material und Methoden: Für die Untersuchungen wurden drei CT-Ionisationskammern der Längen 100 mm (PTW-TM30009), 150 mm (PTW-TM77336) und 300 mm (PTW-TM30017), eine kleine Zylinderkammer (RADCAL 0.6-9414) und ein Festkörperdetektor (RTI Doseprofiler) verwendet (Abb. 1). Alle Detektoren wurden zunächst bei einer Reihe von hartgefilterten Röntgenstrahlungen mit Röhrenspannungen von ca. 20 kV bis 300 kV in der Messgröße Luftkerma frei in Luft kalibriert. Die Luftkerma wurde mit der Primärnormalmesseinrichtung der PTB gemessen. Das Ansprechvermögen ergibt sich aus dem Kehrwert des Kalibrierfaktors. Die spektralen Verteilungen der Photonenfluenzen der verwendeten Strahlungsqualitäten mit den Grenzenergien Emax, j(E,Emax), wurden zuvor mit einem Germaniumspektrometer gemessen. Das mittlere Ansprechvermögen M(Emax) bezüglich einer Strahlungsqualität mit der Grenzenergie Emax lässt sich mathematisch durch die Faltung der Spektralverteilung j(E,Emax) mit dem mono-energetischen Ansprechvermögen r(E) darstellen

$$M(E_{max,i}) = \int_0^{E_{max,i}} \phi_i(E, E_{max,i}) \cdot r(E)\ dE\ , \quad i = 1,\ldots,n\ . \tag{1}$$

Gleichung (1) stellt eine Volterra Integralgleichung erster Art dar [3-4]. Mit Hilfe der gemessenen Röntgenspektren und Gl. (1) kann die Ansprechfunktion, r(E), der Kammer numerisch bestimmt werden. Hierfür wurde das c++-Programm „entfalt“ entwickelt.

Ergebnisse: Der entfalt-Algorithmus wurde mit mathematischen analytischen Funktionen geprüft und die erwarteten analytischen Werte stimmten mit den Ausgaben aus dem entfalt-Programm überein. Außerdem wurden die mit dem entfalt-Algorithmus gewonnenen mono-energetischen Ansprechvermögen der Detektoren durch Vergleich mit gemessenen mittleren Ansprechvermögen verschiedener Strahlungsqualitäten folgendermaßen verifiziert:
Die Anwendung des entfalt-Algorithmus auf die gemessenen Werte M(Emax) der vermessenen Kammern ergibt ihr mono-energetisches Ansprechvermögen r(E). Abb. 2 zeigt z.B. das mono-energetische Ansprechvermögen des RTI-Doseprofiler-Detektors bis zur Photonenenergie von ca. 250 keV. Zur Verifizierung des Algorithmus wurde das mit entfalt berechnete mono-energetische Ansprechvermögen r(E) mit den spektralen Verteilungen der Photonenfluenzen j(E,Emax) gefaltet (Gl. (1)). Die im Experiment erhaltenen Messwerte M(Emax) für den RTI-Doseprofiler-Detektor und die Werte aus der Faltung für verschiedene Qualitäten sind in Abb. 3 dargestellt. Die durch den entfalt-Algorithmus ermittelten Werte zeigen eine Abweichung von ca. 1% bis 10 % von den gemessenen Werten.

Zusammenfassung: Zur Messung von dosimetrischen Kenngrößen in der Computertomographie frei in Luft oder in Phantomen ist die Kenntnis der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens der verwendeten Detektoren von entscheidender Bedeutung. Diese kann durch den im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Entfaltungsalgorithmus „entfalt“ aus gemessenen mittleren Ansprechvermögen bei definierten Strahlungsqualitäten gewonnen werden. Der entfalt-Algorithmus verarbeitet sowohl analytische Funktionen als auch gemessene Spektren. Die Gültigkeit des Algorithmus wurde durch

bekannte analytische Funktionen und auch durch die gemessenen mittleren Ansprechvermögen verschiedener Strahlungsqualitäten bestätigt. Das mono-energetische Ansprechvermögen von fünf unterschiedlichen Typen von Detektoren wurden mit Hilfe von entfalt ermittelt.

Anhang 1

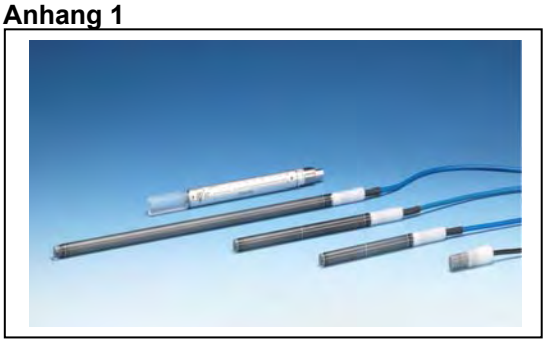


Abb.1: Zur Messung verwendete Detektoren.

Anhang 2

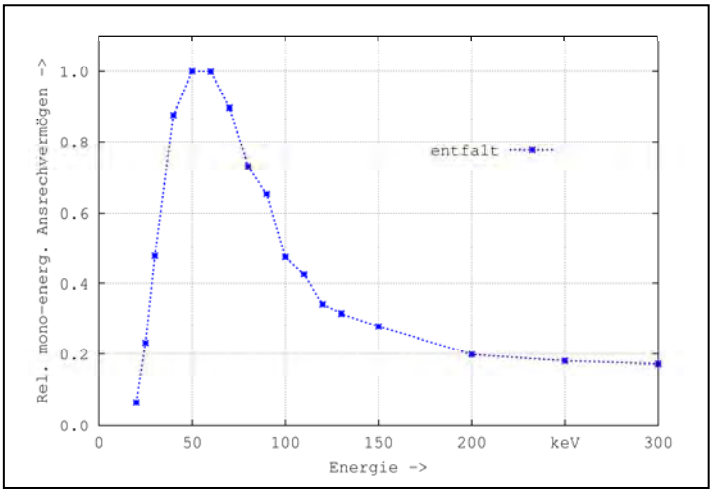


Abb.2: Mono-energetisches Ansprechvermögen des RTI-Doseprofiler-Detektors, ermittelt mit dem entfalt-Algorithmus

Anhang 3

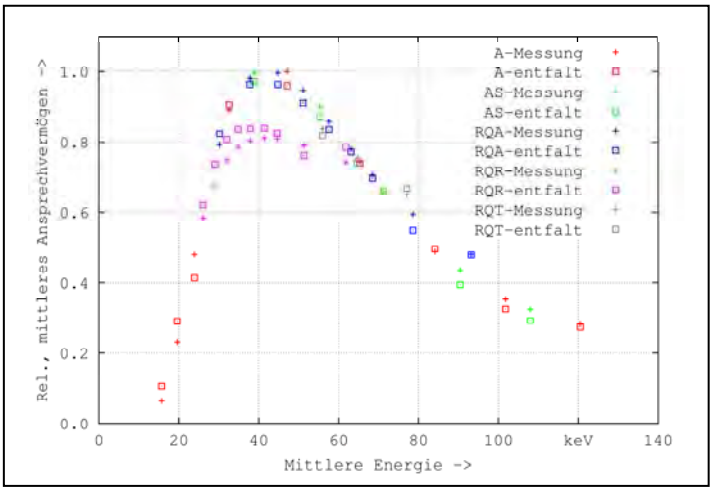


Abb.3: Vergleich zwischen den Messwerten und den aus dem entfalt-Algorithmus gewonnenen Werten für RTI Doseprofiler. A sind Strahlungsqualitäten nach ISO 4037-1 [5]. AS sind Serien hartgefilterter Röntgenstrahlungen für spezielle Untersuchungen. RQA, RQR und RQT sind Strahlungsqualitäten nach IEC 61267 [6].

Literatur

[1] B. Shope, T.B. and Gagne, R.M. and Johnson, G.C.: A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography,Medical Physics, 8 (1981) 4, S. 488-495
[2] Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography: Report of AAPM Task Group 111: The Future of CT Dosimetry
[3] Linz, P.: Numerical methods for Volterra integral equations of the first kind, The Computer Journal, 12 (1969) 4, S.393-397
[4] Mirzaee, F.: Numerical Solution for Volterra Integral Equations of the First Kind via Quadrature Rule, Applied Mathematical Sciences, 6 (2012) 20, 969-974
[5] NORM ISO 4037-1, Röntgen- und Gamma-Referenzstrahlung für die Kalibrierung von Dosimetern und Dosisleistungsmeßgeräten und die Bestimmung ihrer Energieabhängigkeit, 1996
[6] Medical diagnostic X-ray equipment - Radiation conditions for use in the determination of characteristics, IEC 61267 Ed. 2.0 b:2005

18. Partikeltherapie I

79 Spezifische Unsicherheiten in der Ionentherapie

C. Karger[1]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum, Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg

Im Vergleich zu Photonen, zeichnen sich Protonen und Schwerionen durch ein „invertiertes Tiefendosisprofil verbunden mit einer endlichen Reichweite aus [1]. Dies ermöglicht äußerst präzise Bestrahlungen des Zielvolumens bei sehr guter Schonung des umliegenden Normalgewebes. Schwere Ionen zeigen darüber hinaus im Zielvolumen im Vergleich zum Eingangsbereich eine erhöhte biologische Wirksamkeit [1]. Weltweit besteht daher großes Interesse, die spezifischen Vorteile von Ionen für die Verbesserung der Strahlentherapie zu nutzen und für einige Indikationen liegen bereits vielversprechende Ergebnisse vor [2]. Auf der anderen Seite stehen diesen Vorteilen größere Unsicherheiten gegenüber, die überwiegend auf die endliche Reichweite sowie im Fall schwerer Ionen auf die veränderten biologischen Eigenschaften zurückzuführen sind. Diese Unsicherheiten müssen bei der Anwendung der Ionentherapie berücksichtigt werden und können in geometrische, dosimetrische und biologische Unsicherheiten unterteilt werden. Darüber hinaus können die Unsicherheiten können sowohl vom Applikationsverfahren (scanning vs. passive Techniken), der Tumorlokalisation (cranial vs extracranial) als auch von der Ionensorte (Protonen vs. Schwerionen) abhängen. In dem Vortrag werden die ionenspezifischen Unsicherheitsquellen dargestellt und diskutiert. Aus den dargestellten Problemen ergeben sich offene Fragen mit erhöhtem Forschungsbedarf.

Literatur

[1] Suit H, DeLaney T, Goldberg S et al. Proton vs carbon ion beams in the definitive radiation treatment of cancer patients. Radiother Oncol 2010;95:3-22.
[2] Schulz-Ertner D, Tsujii H. Particle radiation therapy using proton and heavier ion beams. J Clin Oncol 2007;25:953-964.

80 Material decomposition from dual energy CT for Monte Carlo based dose planning

N. Hünemohr[1], H. Paganetti[2], S. Greilich[1], O. Jäkel[3,1], J. Seco[2]
[1]DKFZ, Medical Physics in Radiation Oncology, Heidelberg
[2]Massachusetts General Hospital & Harvard Medical School, Radiation Oncology, Boston, USA
[3]University Hospital of Heidelberg, Radiation Oncology and Radiation Therapy, Heidelberg

Introduction: Dual energy CT (DECT) is an innovative imaging technique used routinely in diagnostics today, but is not yet used for radiotherapy treatment planning. DECT has the potential to reduce intrinsic uncertainties in CT data conversion to tissue decomposition. We present the first approach to predict elemental compositions from DECT data for Monte Carlo (MC) based dose calculation. This study focuses particularly on ion range prediction, but the suggested approach can also improve low energy photon Brachy therapy and PET range verification.

Materials and Methods: MC based dose planning requires knowledge of elemental composition and mass density in every CT voxel. In contrast to standard CT (SECT, with single Hounsfield Unit), DECT image data provide two CT numbers that can be directly converted into relative electron density (ρ_e) and effective atomic number (Z_{eff}). The ρ_e and Z_{eff} again were used to predict elemental weights w_j of 71 tabulated tissues. The mass density was derived by a single linear fit of the ρ_e over the entire spectrum of tissues from adipose up to cortical bone.
Dose calculations with the MC system TOPAS were performed using monoenergetic pencil beams (protons and carbons) that stopped in 12 selected tissues. Those tissues had shown considerable differences in composition predictions from SECT to DECT. Reference ranges in ground truth material compositions were compared to predictions from the novel DECT approach and the standard SECT.

Results: Predictions of mass density, carbon and oxygen elemental weights profit significantly from the additional DECT information. Maximum and mean differences of elemental weights to ground truth are reduced by a half for every element compared to standard SECT.
Maximum differences to the true mass density are reduced from 3.0% (SECT) to 0.9% (DECT) for soft tissue and from 0.7% (SECT) to 0.1% (DECT) for bone tissue.
DECT shows also a significant improvement of stopping power prediction in common tissues: range uncertainties in cartilage are reduced from 1.7% (SECT) to 0.2% (DECT), in yellow marrow from 1.7% (SECT) to 0.5% (DECT), in liver from 0.9% (SECT) to 0.2% (DECT), in brain cerebroisal fluid from 2.2% (SECT) to 0.0% (DECT) and in femur bone the predicted range deviates by 0.8% (SECT) to 0.0% (DECT) from the true value.

Conclusion: DECT provides more accurate material compositions and mass density as compared to standard SECT. The DECT information can significantly reduce range uncertainties in selected tissues for particle therapy. We are currently expanding our study from phantom to patient data to assess the relevance in a patient's anatomy.

81 Modulationseffekte von Partikelstrahlung beim Durchgang durch poröse Materialien

M. Witt[1], U. Weber[2], K. Zink[1,3]
[1]Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen
[2]Rhön-Klinikum AG, Marburg
[3]Universitätsklinkum Gießen und Marburg, Strahlentherapie, Marburg

Einleitung: Grundlage der Bestrahlungsplanung in der Partikeltherapie (Strahlentherapie mit Protonen und leichten Ionen wie z.B. ^{12}C) ist die Reichweitenbestimmung der Ionen in den unterschiedlichen Geweben bzw. gewebeäquivalenten Materialien. Dabei ist die genaue Umrechnung von CT-Daten in die wasseräquivalente Reichweite von besonderer Bedeutung für eine präzise Bestrahlung. In dieser Arbeit wurde speziell diese Umrechnung für poröse Stoffe (poröse Kunststoff-Substitute für Lunge) durchgeführt und untersucht. Bei porösen Materialien tritt ein bestimmter Modulationseffekt auf, der bei Anwendung der üblichen Umrechnungsverfahren eine gewisse Ungenauigkeit verursacht. Diese Abweichung wurde in der vorliegenden Arbeit gemessen und modelliert sowie eine entsprechende Korrektur-Methode vorgeschlagen.
Lungensubstitute für die medizinphysikalische Qualitätssicherung werden aufgrund der benötigten, geringen Dichte meist durch aufgeschäumte, poröse Materialien simuliert. Bei der Messung von wasseräquivalenten Dichten tritt bei diesen porösen Substituten ein deutlich verbreiterter Bragg-Peak zu Tage. Die Reichweitenverschiebung und Verbreiterung des Bragg-Peaks ähnelt dabei stark den Modulationseffekten bei einem Ripple-Filter [1]. Da die Kunststoff-Substitute ähnliche Strukturen wie die realen Lungen besitzen (mit vergleichbaren Dimensionen der Poren), gehen wir deswegen davon aus, dass der Verbreiterungseffekt genauso in der echten Lunge auftritt. In dieser Arbeit haben wir die Untersuchungen jedoch auf die Substitute beschränkt.
Der entstehende verbreiterte Bragg-Peak wurde mit Hilfe eines mathematischen Modells nachgebildet und mit Messungen verglichen. Die auftretenden Reichweitenverschiebungen wurden anhand eines einfachen Spread-Out Bragg-Peaks dargestellt.
Für die praktische Umsetzung bei der Umrechnungstabelle (sog. *HLUT-Tabelle* zur CT-Kalibrierung) wurde eine Möglichkeit zur Korrektur vorgeschlagen. Ohne diese Korrektur würde sich vermutlich in einer realen Patientenlunge bei einer Durchdringung von 100 mm Lunge eine Ungenauigkeit von etwa 10 mm ergeben.

Material und Methoden: Die wasseräquivalenten (WEQ) Reichweiten mit und ohne Substitute im Strahlengang wurden hochpräzise mit dem *Peakfinder* der Firma PTW vermessen. Die Positionierungsgenauigkeit beträgt laut Herstellerangaben 100µm. Der *Peakfinder* besteht aus zwei Parallelplatten-Ionisationskammern, einer Messkammer am Eingang und einer weiteren Messkammer, die variabel in einem Wasserzylinder verschoben werden kann. Das Messverfahren entspricht der üblichen Methode zur Erfassung von Tiefendosisprofilen und der Bragg-Peak Position eines Ionenstrahls [2]. Die Zielgröße bei den hier beschriebenen Messungen ist die Verschiebung der Bragg-Peak Positionen durch das Einbringen von Substituten in den Strahlengang. Der schematische Versuchsaufbau ist in Abbildung 1 dargestellt.

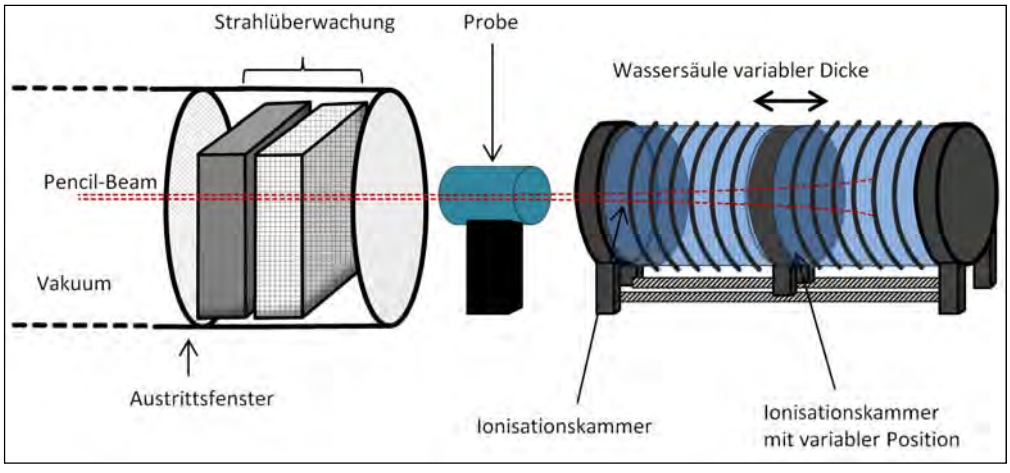


Abb. 1: Schematischer Versuchsaufbau.

Als Messproben wurden die Lungensubstitute des *tissue characterization phantom model 467* (Gammex, Middleton, WI) verwendet. Die beiden Substitute besitzen eine Dichte von 0.27 g/cm³ (LN300) und 0.45 g/cm³ (LN450). Die beiden Proben und eine Referenzmessung ohne Probe im Strahl, wurden jeweils drei Mal gemessen und der Mittelwert der Messreihen gebildet. Die resultierende Datenreihe wurde anschließend in der Umgebung des Bragg-Peaks stückweise mit einem Polynom zweiten Grades gefittet.

Mathematisches Modell

Die porösen Substitute wurden stellvertretend durch ein Modell beschrieben. Es wurde ein Volumen erstellt, welches aus dünnen Voxeln hoher Dichte (Wasser) und geringer Dichte (Luft) besteht Ob ein bestimmtes Voxel aus Luft oder Wasser besteht wird zufällig über eine Wahrscheinlichkeit *p* bestimmt. (Abb. 2).

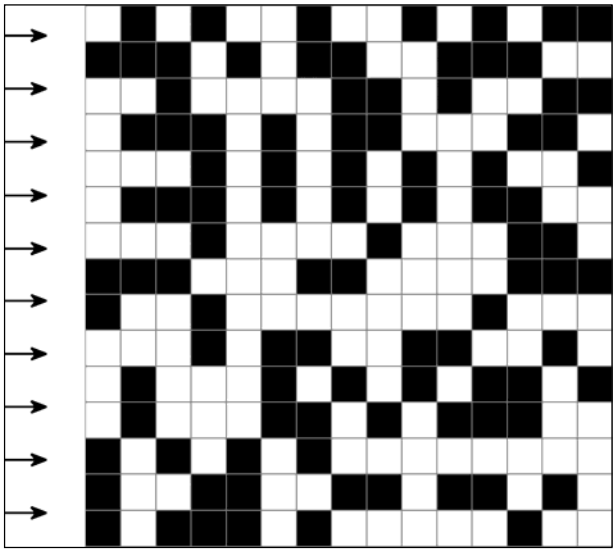


Abb. 2: Schematische Darstellung eines Modells zur Beschreibung eines porösen Körpers. Eine schwarze Fläche entspricht einem Wasser Voxel, weiß einem „Loch", das heißt ein Voxel mit der Dichte von Luft.

Der Anteil der soliden Voxel in jeder Schicht ist gleich einer Wahrscheinlichkeit *p*. Die Wahrscheinlichkeit, dass ein Partikel ein „Loch" trifft, entspricht somit 1−*p* beziehungsweise *p* für die Wahrscheinlichkeit zur Durchdringung einer soliden Stelle. Die Statistik des Durchgangs eines Partikels lässt sich damit als Binomialverteilung beschreiben, mit der Wahrscheinlichkeit *B* für *k* von *n* möglichen Treffern:

$$B(k\,|p,n) = \binom{n}{k} p^k (1-p)^{n-k} \qquad (1)$$

Beim Durchdringen eines porösen Materials resultiert dies in einer diskreten Wahrscheinlichkeitsverteilung *W(k · d)* mit der Wahrscheinlichkeit

$$W(k \cdot d) = \binom{n}{k} p^k (1-p)^k \qquad k = 0 \ldots n \qquad (2)$$

für das Erzielen einer wasseräquivalenten Pfadlänge *k · d*. Hierbei sind:

d : wasseräquivalenten Dicke (in g/cm^2) einer Voxel-Schicht. Sie entspricht in etwa der mit dem Mikroskop sichtbaren typischen Porengröße. Das heißt z.B. für eine Porenstruktur mit einer Porengröße von ca. 300 µm wird d = 30 mg/cm^2 gesetzt.

p: relative wasseräquivalente Dichte des porösen Materials (ρ/ρ_w). Entspricht der Trefferwahrscheinlichkeit für eine solide Stelle

n : Anzahl der Schichten.

Anmerkung: Die laterale Ausdehnung der Voxel spielt in dem binomialen Modell keine Rolle wesentlich ist nur die Häufigkeit *p* der dichten Voxel.

Die mittlere wasseräquivalente Dicke (*p·n·d*) des Substituts entspricht demnach dem Schwerpunkt der diskreten Wahrscheinlichkeitsfunktion und bestimmt sich wie folgt.

$$p \cdot (n \cdot d) = \sum_{k=0}^{n} (k \cdot d) \cdot W(k \cdot d) \qquad (3)$$

Faltet man die Wahrscheinlichkeitsfunktion mit der Bragg-Kurve ohne Substitut im Strahlengang,

$$Bragg_{mod}(x) = \sum_{k=0}^{n} Bragg(x + k\,d)\;\; W(k \cdot d) \qquad (4)$$

so kann man bei richtiger Parameterwahl (*p*, *n* und *d*) die Kurve der Peakmessung des Lungensubstituts nachbilden. Die Parameter können dabei manuell angepasst werden, so dass die gefaltete Kurve nahezu exakt über der gemessenen Kurve liegt. Ein praktisches Problem ist allerdings, dass die verfügbaren Therapieplanungssysteme nicht mit (mehr oder weniger stark) modulierten Kurven rechnen können. Es

werden immer die unmodulierten, unverbreiterten Bragg-Kurven in Wasser benutzt. Es muss für die Planung also eine unmodulierte Bragg-Kurve bestimmt werden, die der modulierten am besten entspricht. Um also eine verschobene unmodulierte Tiefendosiskurve zu ermitteln, könnte man

a) die unmodulierte Kurve um den Abstand zwischen den gemessenen Peak-Positionen von der original (unmodulierten) Bragg-Kurve und der modulierten Bragg-Kurve verschieben, also z.B. in Abb. 3 um die Differenz der Peak-Positionen von der grauen und der roten (resp. grünen) Kurve. Dies entspricht dem üblichen Konzept bei der CT-Kalibrierung über Substitute [3,4], weil für die Messung der Reichweitenverschiebung durch die Substitute immer die Peak-Positionen der vermessenen Bragg-Kurven herangezogen werden.

b) die Parameter *n*, *p* und *d* an die gemessene (modulierte) Kurve anpassen, den Schwerpunkt $p \cdot n \cdot d$ der Binomialverteilung nach Gleichung 3 berechnen und die Referenzkurve um diesen Schwerpunkt verschieben (vgl. Abb.5). Die um den Schwerpunkt $p \cdot n \cdot d$ verschobene Kurve entspricht theoretisch also einer Messkurve, bei der das poröse Material auf ein solides Material mit der wasseräquivalenten Dichte 1 g/cm³ und gleicher Zylindergrundfläche gepresst worden wäre. Dies halten wir für das bessere Konzept (Korrektur) wie im Ergebnisteil begründet wird.

Ergebnisse und Diskussion: In Abbildung 3 sind die Bragg-Peaks der beiden Lungensubstitute und der Referenzmessung entsprechend des Versuchsaufbaus der Abbildung 1 dargestellt.

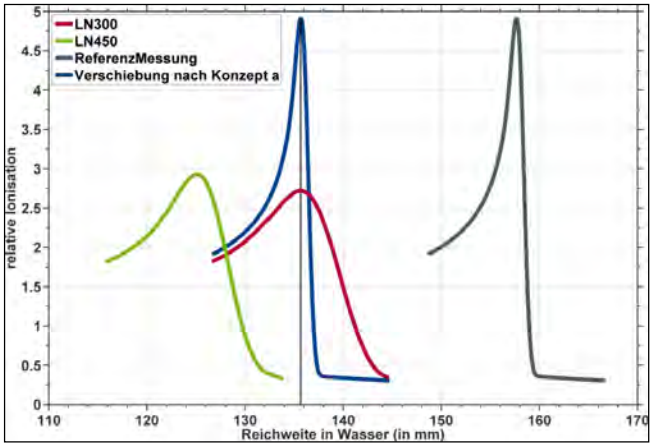


Abb. 1: Ergebnisse der Peakmessung mit dem PTW Peakfinder. Die graue Kurve stellt die Referenzmessung dar, bei der sich kein Substitut im Strahlengang befindet. Die Bragg-Kurven der beiden Lungensubstitute (LN300, Rot und LN450, Grün) zeigen eine deutliche Verbreiterung. Die blaue Kurve stellt die verschobene Referenzkurve nach Konzept a dar.

In Abbildung 3 sind deutlich die verbreiterten Bragg-Peaks der beiden Lungensubstitute zu erkennen.
Die Binomialverteilungen nach Gleichung 2 der beiden Lungensubstitute sind in Abbildung 4 dargestellt.

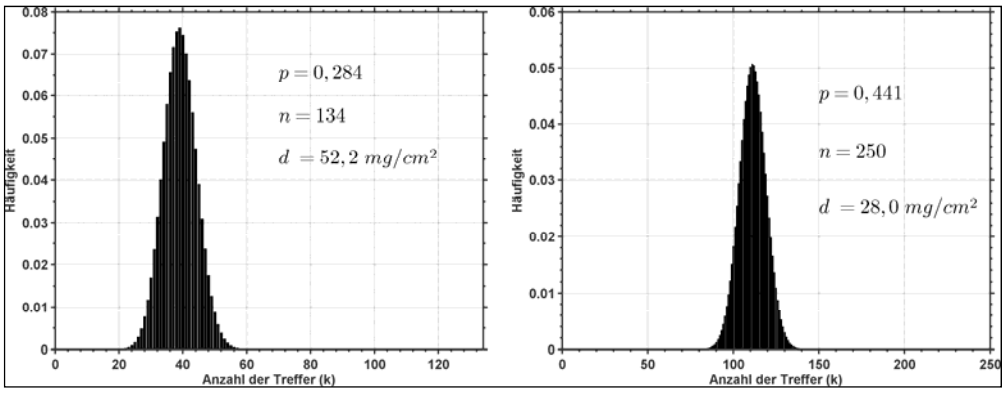


Abb. 2: Wahrscheinlichkeitsverteilungen der beiden Substitute LN300 (links) und LN450 (rechts). Die Parameter der Binomialverteilung nach Gleichung 2 sind in der jeweiligen Abbildung dargestellt.

Die Faltung der Referenzkurve mit der Binomialverteilung aus Abbildung 4 für die Lungensubstitute ist in Abbildung 5 dargestellt.

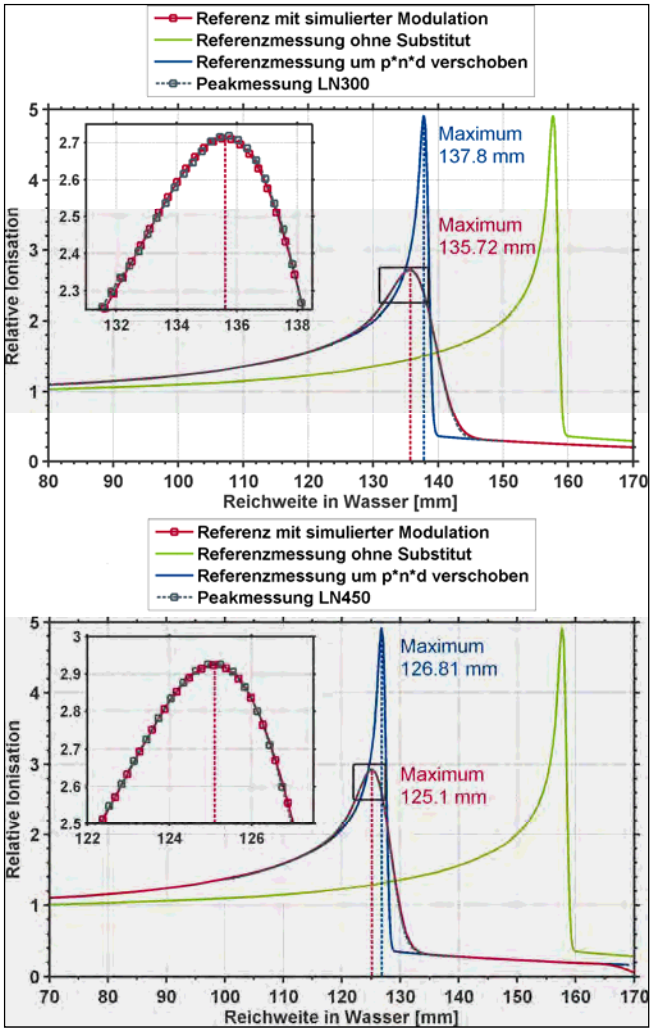


Abb. 5: Simulierte, gemessene Tiefendosiskurve der Lungensubstitute (oben: LN300, unten: LN450), sowie die Tiefendosiskurve der Referenzmessung ohne Substitut und die um p·n·d *verschobene Referenzkurve (Konzept b). Durch Faltung einer binomialverteilten Wahrscheinlichkeitsfunktion mit der Referenzmessung kann die Tiefendosiskurve des Lungensubstitutes sehr gut nachgebildet werden. Im vergrößerten Ausschnitt ist der Bereich des Bragg-Peak wiedergegeben.*

In den Abbildungen 5 ist erkennbar, dass das Modell die Modulation des Bragg-Peaks sehr gut beschreibt. In der vergrößerten Darstellung des Bragg-Peaks ist eine nahezu perfekte Übereinstimmung zwischen Messung und Simulation erkennbar.
Wie nun in Abbildung 5 erkenntlich ist, gibt es eine deutliche Differenz (ca. 2 mm) zwischen einer Verschiebung nach Konzept a und b, das entspricht etwa 10 % der Gesamtverschiebung bei dem LN300-Substitut.
Um die Auswirkung für einen realen Fall abzuschätzen und darzustellen, wurden entsprechende Spread-Out Bragg-Peaks (SOBP) für ein einfaches Patientenmodell simuliert: Nach einer initialen drei Zentimeter dicken Wasserschicht (Haut) folgt eine Strecke mit Lungengewebe.

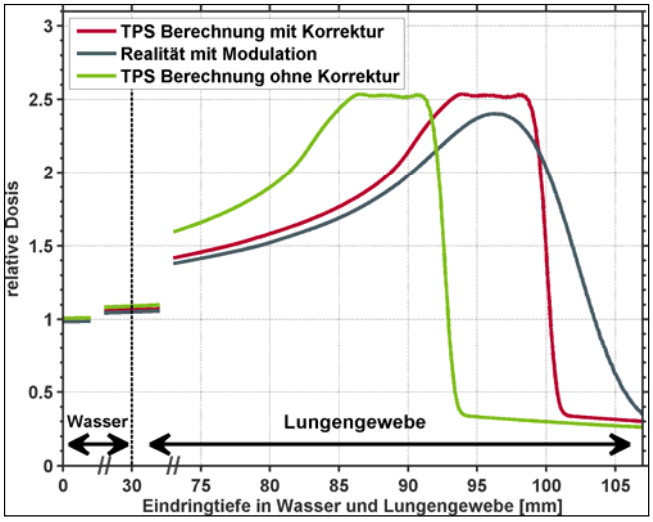


Abb. 6: Simulierte Spread-Out Bragg-Peaks (SOBP) skaliert auf eine Eindringtiefe von 10 cm (3 cm Wasser und 7 cm Lungengewebe (Gammex-Substitut)). In rot ist der SOBP für die korrigierte Reichweitenbestimmung (um p·n·d *verschoben) dargestellt, in grün für die unkorrigierte Reichweitenbestimmung (Reichweite der Peakmessung ohne Korrektur) und in grau der SOBP wie er in der Realität (mit Modulation) liegen würde.*

In Abbildung 6 sind die Ergebnisse der Simulation dargestellt. Ein Bestrahlungsplanungssystem (TPS) würde für die gegebene Geometrie den in grün dargestellten Verlauf der Tiefendosiskurve berechnen (Konzept a, siehe oben). Die graue Kurve entspricht der Realität wie sie bei einem Medium auftritt, welches den Strahl moduliert. Die rote Kurve ist eine Berechnung bei der die Reichweitenverschiebung durch die Modulation berücksichtigt wird. Als Basis für diesen SOBP wurde die um $p \cdot n \cdot d$ verschobene Referenzkurve verwendet (Konzept b, siehe oben). Es zeigt sich bereits durch Betrachtung der Kurven, dass mit dieser Korrektur eine deutlich bessere Anpassung an den realen Spread-Out-Bragg-Peak erreicht werden kann.
Die unterschiedliche Verschiebung zwischen Konzept a und b lässt sich übrigens durch die Asymmetrie des Bragg-Peaks verstehen.
Die relativ große Auswirkung zwischen der Verschiebung nach Konzept a und Konzept b ist mit der geringen Dichte der Lunge zu erklären. Die Reichweitendifferenz zwischen der um $p \cdot n \cdot d$ verschobenen Kurve und der delta-peak-Messung liegt beim Lungensubstitut LN300 bei 2.1 mm Wasser (Abbildung 5) diese Abweichung streckt sich im porösen Material mit dem Kehrwert der Dichte (Lunge ca. 0.3 g/cm³), da für die Bestrahlungsplanung die Basisdaten auf das Referenzmaterial Wasser ausgelegt sind. Somit liegen die tatsächlichen räumlichen Unsicherheiten (z.B. Verschiebung der Isodosen) immer um etwa den Faktor 3 höher als im wasseräquivalenten Maßstab.

Fazit: Mit der vorgestellten Methode ist es möglich, Modulationseffekte der Reichweite von Partikelstrahlen in porösen Materialien nachzubilden. Aufgrund der mikroskopischen Ähnlichkeit von Lungensubstituten und der organischen Lunge ist auch bei Bestrahlungen der realen Lunge mit derartigen Modulationseffekten zu rechnen. Beobachtungen die von Schaffner et al. [5] gemacht wurden, unterstützen diese These. Das hier vorgestellte Modell zur Quantifizierung dieser Modulationseffekte stellt einen Ansatz zur Korrektur ausgedehnter Bragg-Peaks in porösen Materialien dar.

Literatur

[1] Weber U, Kraft G: Design and construction of a ripple filter for a smoothed depth dose distribution in conformal particle therapy. Phys. Med. Biol. (1999) 44: 2765–2775
[2] Schardt D, Steidl, P, Krämer M, Weber U, Parodi K und Brons S: Precision Bragg-Curve Measurements for Light-Ion Beams in Water. GSI Scientific Report (2007), Bd. 1: S. 373
[3] Jäkel O, Jacob C, Schardt D, Karger C und Hartmann GH: Relation between carbon ion ranges and x-ray CT numbers. Med. Phys. (2001) 28: 701-704
[4] Moyers MF, Sardesai M, Sun, S, Miller DW: Ion Stopping Powers and CT Numbers. Medical Dosimetry (2010) 35: 179–194
[5] Schaffner B, Pedroni E: The precision of proton range calculations in proton radiotherapy treatment planning: experimental verification of the relation between CT-HU and proton stopping power. Phys. Med. Biol. (1998) 43: 1579–1592

82 Adaptive techniques for a scanned carbon ion therapy of inta-fractionally moving tumors

J. Wölfelschneider[1,2], K. Zink[3,4], M. Durante[2], C. Bert[1]
[1]Universitätsklinikum Erlangen, Strahlenklinik, Erlangen
[2]GSI - Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung GmbH, Biophysik, Darmstadt
[3]Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen
[4]Universitätsklinikum Gießen und Marburg, Strahlentherapie, Gießen

Introduction: Treatment of intra-fractionally moving tumors with scanned carbon ion beams result in clinical relevant over and under dosages within the target volume. Fractionation as motion mitigation technique is not sufficient for huge tumor motion amplitudes to compensate these interplay effects. Hence, the aim of this study is to investigate adaptive concepts and techniques for a scanned particle therapy to enable a hypo-fractionated treatment with homogeneous dose distributions within the tumor.

Material and Methods: The study is based on 4D-CT data sets of nine lung tumor patients with various 3D tumor motion amplitudes from 2 to 26 mm. Four different fields were separately optimized to an internal target volume, created in water-equivalent path length, using a 4D extension of the treatment planning system *TRiP98*. Ten different dose distributions for varying motion parameters, including breathing period T and starting phase φ^0, were calculated for different fractionation schemes up to 40 fractions respectively. Taking the increased RBE of carbon ions for lung tumor tissue into account, each fractionation schedule got a specific RBE-weighted dose level. The total dose was determined by an equivalent single fraction dose (D_{ESF}). The prescribed and theoretical doses are shown in Tab. 1.
Two different modulation techniques were investigated and compared to the basic application. The first approach changes the pre-optimized scan path of each iso-layer, so called PSEUDO-rescanning. The second method provides an adaptive technique, implementing an active support of the patient.
Based on dose volume histograms, the data analysis was mainly focused on parameters for over and under dosages (V_{95} and V_{107}), as well as on the homogeneity index D_5D_{95}. The parameter ε_{95} was introduced to compare the different techniques, which quantifies the minimal number of fractions yielding a V_{95} of more than 95 %.

Results: Homogeneity of D_{ESF} within the target volume increased with rising number of fractions. The basic application is not sufficient to achieve homogeneous target coverage in case of non-negligible tumor motion. The PSEUDO-rescanning can enormously improve the dose homogeneity by a straight forward modification of the scan path. The ε_{95}-value can be reduced to 8 fractions for a tumor motion amplitude of more than 20 mm.
The adaptive approach can further reduce dose inhomogeneities and the ε_{95}-value to 7 fractions. Even with uncertainties under dosages are negligible after 12 fractions.
A combination of the two techniques achieves an ε_{95}-value of 4 fractions and a V_{95} of 100 % after 8 fractions.

Conclusion: Fractionation as motion mitigation technique in scanned carbon beam therapy reduces dose inhomogeneities within the target volume in contrast to a single fraction dose. The outcome depends on the tumor motion amplitude. Further techniques are necessary to compensate this motion for large motion amplitudes. PSEUDO-rescanning and the adaptive approach improve target coverage and enable a hypo-fractionated treatment. Both methods can actually be implemented in clinical practice for scanned ion beams even at existing facilities.

Appendix 1

Number of fraction	Overall time [d]	Dose per fraction D [Gy(RBE)]	Total dose D [Gy(RBE)]	Equivalent uniform fraction dose D_{ESF} [Gy(RBE)]
1	1	17.7	17.7	17.7
4	4	8.2	32.8	21.8
8	11	5.5	44.0	23.3
12	18	4.3	51.6	24.3
16	25	3.7	59.2	25.9
20	32	3.2	64.0	26.5
24	39	2.9	69.6	27.7
28	46	2.7	75.6	29.1
32	53	2.5	80.0	30.0
36	60	2.3	82.8	30.3
40	67	2.2	88.0	31.6

Tab. 1: Summary of the applied fractionation schemes including number of fractions, overall time in days, dose per fraction in Gy(RBE) (d), total dose in Gy(RBE) (D) and the equivalent single fraction dose (D_{ESF}) in Gy(RBE).

83 Ultrasound tracking for intra-fractional motion compensation in radiation therapy

J. Schwaab[1], C. Sarti[1], M. Prall[2], R. Kaderka[2], C. Bert[2], C. Kurz[3], K. Parodi[3], M. Günther[1,4], J. Jenne[1,4]
[1]mediri GmbH, Heidelberg
[2]GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Darmstadt
[3]Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum (HIT), Heidelberg
[4]Fraunhofer MEVIS, Bremen

Introduction: Modern techniques in radiation therapy such as ion beam therapy or intensity modulated radiation therapy technically can achieve delivery accuracies in millimetre scale. However, target motion particularly in the abdomen due to respiration or patient movement is still a challenge and demands methods that reliably detect and compensate this motion [1]. Diagnostic ultrasound could be a non-invasive, dose-free and model-independent alternative to fluoroscopy, respiration belt or optical tracking typically used for motion compensation [2]. In this *in vitro* work, ultrasound based motion tracking was integrated into the radiation therapy process with actively scanned heavy ions.

Material and Methods: The used ultrasound tracking system Sonoplan II (mediri GmbH, Heidelberg) is based on a customized DiPhAS (Digital Phased Array System, Fraunhofer IBMT, St. Ingbert) ultrasound research platform. It was equipped with a special probe that allows consecutive imaging of two perpendicular image planes at the “same” time and thus is able to perform quasi 3D tracking in real-time and with high position update rate (~20 ms/frame). The tracking algorithm uses active contours and conditional density propagation and is able to follow a manually segmented structure on both image planes simultaneously [3]. In a first experiment at GSI (Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung GmbH, Darmstadt), the ultrasound tracking system was used to detect diverse sinusoidal target motions with period of 3 s and peak to peak amplitude of 20 mm. The motion was in one dimension perpendicular to the ion beam direction, thus, the moving target could be followed by the actively scanned ion beam without depth compensation. A field of 3x3 cm^2 was homogenously irradiated with an E=200 MeV/u, FWHM=6 mm beam of calcium ions on radiosensitive films using the beam tracking technique. A rubber ball in a water tank was used as ultrasound target which the film was statically attached to (see Fig. 1). A time delay between target motion and reported position data was compensated by a prediction algorithm based on an artificial neural network.

Results: The irradiation patterns on the films were statistically evaluated for the different stages of motion compensation: i) without any compensation, ii) motion compensation using the ultrasound tracking signal without prediction algorithm and iii) motion compensation using ultrasound and neural network prediction. The results of the first two cases did not differ from each other and showed a large deviation from the intended irradiation square field due to the interplay effect. For case iii) however, the irradiation patterns showed only a few percent inhomogeneity and about 1 mm precision.

Conclusion: The results show that heavy ion beam tracking using US motion detection is feasible. This encourages further research on motion compensation using ultrasound tracking also in combination with other diagnostic or therapeutic modalities that are affected by target motion, e.g. 4D CT or IMRT. 4D PET imaging based on the same ultrasound tracking system was also performed in another experiment and demonstrated to yield satisfying results [4]. In future work, the target motion will be extended to three dimensions and the data transfer will be accelerated in order to be independent of a prediction algorithm.

Anhang 1

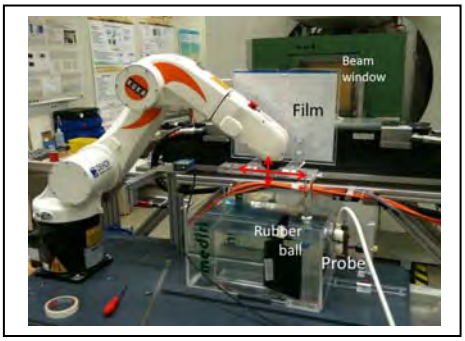


Fig.1: Experimental Setup

Anhang 2

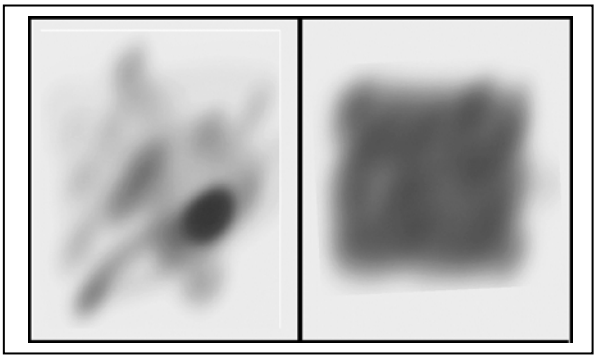


Fig.2: Irradiation pattern of a sinusoidal target motion using ultrasound tracking for motion compensation without prediction algorithm (left) and in combination with neural network prediction.

Parts of this work were supported by the EU FP7 Project ENVISION under grant agreement no. 241851.

References

[1] Bert, C. and Durante, M.: Motion in radiotherapy: particle therapy, Phys. Med. Biol. 56 (2011), R113–R144.
[2] Hsu, A., Miller, N.R., Evans, P.M., Bamber, J.C., and Webb, S.: Feasibility of using ultrasound for real-time tracking during radiotherapy, Med. Phys 32 (2005), S. 1500-1512.
[3] Zhang, X., Günther, M., and Bongers, A.: Real-time organ motion tracking in ultrasound imaging using active contours and conditional density propagation, Medical Imaging and Augmented Reality (2010), Lecture Notes in Computer Science 6326,S. 286.
[4] Kurz, C., Bauer, J., Bert, C., Bongers, A.,Jenne, J., Richter, D., Saito, N., Schoenahl, F., Unholtz, D., and Parodi,K.: First steps towards 4D offline PET-based treatment verification at the Heidelberg Ion Beam Therapy Center, Radiother. and Onocol. 102 (2012); S. 55.

84 Die relative biologische Wirksamkeit von Kohlenstoffionen in Tumor- und Normalgewebe

C. P. Karger[1], P. Peschke[2], C. Glowa[1], M. Saager[1], M. Scholz[3], P. E. Huber[2,4], J. Debus[4]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum, Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg
[2]Deutsches Krebsforschungszentrum, Klinische Kooperationseinheit Strahlentherapie, Heidelberg
[3]Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Biophysik, Darmstadt
[4]Universitätsklinik Heidelberg, Radioonkologie, Heidelberg

Ziel: Es wurden verschiedene Experimente zur Bestimmung der relativen biologischen Wirksamkeit (RBW) im Tumor- und Normalgewebe an der Ratte durchgeführt.

Material & Methoden: Ein subkutan implantiertes Prostatakarzinom (R3327-AT1) wurde mit 1, 2 oder 6 Fx Photonen oder Kohlenstoffionen (2 cm SOBP) bestrahlt [1]. Endpunkt war die lokale Kontrolle des Tumors nach 300 Tagen. Weiterhin wurde das Rückenmark der Ratte mit 1, 2, 6 or 18 Fx Photonen oder Kohlenstoffionen (Plateau oder 1 cm SOBP) bestrahlt [2]. Endpunkt dieser Experimente war das Auftreten einer Parese °II innerhalb von 300 Tagen. Aus den Daten wurden Dosiswirkungskurven und die RBW berechnet.

Ergebnisse: Die RBW für den AT1-Tumor war 2.30±0.08 für 1 Fx, 2.39±0.16 für 2 Fx und 2.67±0.15 für 6 Fx. Dies entspricht einem effektiven □□□-Verhältnis von 84.7±13.8 Gy (Photonen) bzw. 66.0±21.0 Gy (Kohlenstoffionen). Für das Rückenmark ergeben sich RBE-Werte von 1.44±0.08, 1.37±0.05, 1.33±0.02 and 1.42±0.02 (1, 2 6, und 18 Fx, Plateau) und 1.77±0.06, 2.17±0.06, 2.97±0.05, and 5.04±0.08 (1, 2 6 und 18 Fx, SOBP). Die □□□-Verhältnisse ergeben sich zu 2.8±0.4 Gy (Photonen), 2.1±0.4 Gy (Plateau) und 37.0±5.3 Gy (SOBP).

Diskussion: Die RBW von Tumor- und Normalgewebe steigt mit kleiner werdender Dosis an, wobei der Anstieg für den Tumor deutlich geringer ist. Ursache hierfür könnten fraktionierungsabhängige biologische Tumoreigenschaften sein, wofür auch die untypisch hohen effektiven □□□-Werte sprechen. Für die gewählte Kombination aus Tumor und Normalgewebe nimmt damit die differentielle RBW zwischen Tumor- und Normalgewebe mit steigender Dosis zu, was ein hypofraktioniertes Behandlungskonzept stützt. In weiterführenden Studien mit jeweils 1, 2 und 6 Fx an zwei anderen Sublinien des gleichen Tumors (H, HI), wird zurzeit der Einfluss tumorspezifischer Faktoren auf die Strahlenreaktion untersucht. Um die LET-Abhängigkeit der Normalgewebsreaktion zu untersuchen, laufen außerdem Rückenmarksbestrahlungen an 6 verschiedenen Positionen eines 6 cm SOBPs, jeweils mit 1, 2 und 6 Fx. Durch diese Experimente wird eine Datenbasis aufgebaut mit der der differentielle RBW untersucht und RBW-Modelle getestet werden können.

Literatur:
[1] Karger et al. IJROBP 2013 (in press)
[2] Karger et al. IJROBP 2006;66:1488-1497

19. Freie Themen

85 Einführungsvortrag – Einblicke ins Gehirn mit optischen Verfahren

M. Axer[1]
[1]FZ Jülich, INM-1, Jülich

Trotz jahrzehntelanger Untersuchung des menschlichen Gehirns wissen wir überraschend wenig über die Aufbau- und Funktionsprinzipien dieses faszinierenden Organs. Was macht das Gehirn so schwer verständlich? Menschliche Gehirne sind schwer zugänglich, unglaublich variabel und komplex hinsichtlich der Anzahl und der Verbindungen der enthaltenen Nervenzellen (Neurone). Ein einzelnes Neuron bildet bis zu 10.000 Verbindungen mit anderen Neuronen, und diese Verbindungen überbrücken Distanzen von wenigen Millimetern bis hin zu vielen Zentimetern und vermitteln in neuronalen Netzen Informationen zwischen unterschiedlich entfernten Hirnregionen. Bei einer geschätzten Gesamtanzahl von 10^{10} bis 10^{13} Neuronen im menschlichen Gehirn erscheint die Beschreibung „des Universums im Kopf“ gerechtfertigt.

Neurowissenschaftler sind sich heutzutage einig, dass die grundlegenden Prinzipien des Gehirns und die daraus resultierende Funktionalität nur aus der genauen Kenntnis der fundamentalen strukturellen Komponenten (wie z.B. Neurone, Neuroglia oder Blutgefäße) sowie deren Kommunikation untereinander verstanden werden können. Mit diesem Ziel haben sich in den letzten Jahren zahlreiche Forschergruppen in ambitionierten, internationalen Projekten wie dem „Human Brain Project“ (www.humanbrainproject.eu), der „BRAIN Initiative“ (www.nih.gov/science/brain) oder dem „Human Connectome Project“ (www.humanconnectomeproject.org) zusammengeschlossen und verfolgen neue Ansätze in bildgebenden Verfahren und Analysemethoden.

Einige der hieraus entstandenen Entwicklungen aus dem Gebiet der optischen Bildgebung sollen im Vortrag vorgestellt werden. Polarized Light Imaging (PLI, [1]) und Optical Coherence Tomography (OCT, [2]) zählen zu den vielversprechenden, innovativen Methoden zur Visualisierung von Nervenfaserbahnen im menschlichen Gehirn. Auch die Lichtmikroskopie erfährt in den letzten Jahren eine Art Renaissance im Bereich der Gehirnkartierung („Brain Mapping“). Neben technologischen Neuerungen spielen hier vor allen Dingen innovative Gewebepräparationen und –färbestrategien, Volumenrekonstruktionen und integrierte Schneidevorrichtungen in Verbindung mit automatisierten Scanverfahren zentrale Rollen (z.B. [3-7]). Alle hier vorgestellten Verfahren verfolgen letztlich ein gemeinsames Ziel – die drei-dimensionale, hochauflösende Untersuchung der neuro-strukturellen Architektur des Gehirns.

Literatur

[1] Axer, M., et al. (2011) A novel approach to the human connectome: ultra-high resolution mapping of fiber tracts in the brain. Neuroimage 54:1091-1101.
[2] Wang, H., et al. (2011) Reconstructing micrometer-scale fiber pathways in the brain: Multi-contrast optical coherence tomography based tractography. Neuroimage 58:984-992.
[3] Chung, K., et al. (2013) Structural and molecular interrogation of intact biological systems. Nature 497 (7449):332–337.
[4] Amunts, K., et al. (2013) BigBrain: An ultra-high resolution 3D human brain model. Science, 340 (6139):1472-1475, doi:10.1126/science.1235381.
[5] Li, A., et al. (2010) Micro-optical sectioning tomography to obtain a high-resolution atlas of the mouse brain. Science 330:1404-1408.
[6] Ragan, T., et al. (2012) Serial two-photon tomography for automated ex vivo mouse brain imaging. Nature Methods 9:255-258.
[7] Dodt, H.U., et al. (2007) Ultramicroscopy: three-dimensional visualization of neural networks in the whole mouse brain. Nature Methods 4:331-336.

86 Algorithmen und Simulationen zur Anwendung der plenoptischen Kamera in der Ophthalmologie

H. Sommer[1], M. Eichmann[1], D. Flühs[2], A. Ihrig[1], B. Spaan[1]
[1]TU Dortmund, Experimentelle Physik 5, Dortmund
[2]Universitätsklinikum Essen, Klinik für Strahlentherapie, Essen

Fragestellungen: Das Aderhautmelanom, der häufigste intraokulare Tumor, entwickelt sich direkt unter der Netzhaut. Zu jedem Zeitpunkt der Therapie dieses Tumortyps ist es essentiell zu wissen, ob das Tumorwachstum stagniert, der Tumor wächst oder schrumpft [1]. Zur Vermessung der Tumoren nutzt man häufig Ultraschallmethoden. Dabei wird nur die Höhe sowie die maximale Breite des Tumors bestimmt, um dann gegebenenfalls mit einem einfachen Modell auch das Volumen zu ermitteln [2]. Diese Methode hat den großen Nachteil, dass die Ergebnisse der Ultraschallmessung stark variieren. Dies betrifft sowohl verschiedene Messungen ein und desselben Arztes als auch Messungen verschiedener Ärzte [3]. Es darf erst von einer Volumenänderung des Tumors ausgegangen werden, wenn sich der Messwert des Volumens um zwei Standardabweichungen von den Werten der letzten Messungen unterscheidet. Dies bedeutet für den in [3] vermessenen Tumor, dass erst ein Wachstum in der Höhe von 8% als solches erkannt wird. Um die Netzhaut bzw. Tumoren reproduzierbar dreidimensional abzubilden wurde der Einsatz einer plenoptischen Kamera für die ophthalmologische Bildgebung untersucht.

Material und Methoden: Die plenoptische Kamera kann mit einer einzigen Aufnahme durch ein einzelnes Objektiv eine dreidimensionale Ansicht mit großer Tiefenschärfe aufnehmen [4, 5]. Der einzige Unterschied im Aufbau einer plenoptischen Kamera zu einer Standard-Kamera ist ein Mikrolinsenarray, welches sich sehr nah über dem Sensor der Kamera befindet (siehe Abbildung 1f). Bei einer Standard-Kamera würde sich der Sensor an der Stelle des Zwischenbildes (Abbildung 1e) befinden. Bei der plenoptischen Kamera befindet sich erst hinter dem Zwischenbild ein Mikrolinsenarray, dahinter der Pixelsensor. Das Mikrolinsenarray mit dem dahinter gelegenen Sensor wirkt wie ein Array aus Kameras, welches das Zwischenbild aufnimmt. Jede dieser Miniatur-Kameras nimmt einen leicht verschiedenen Ausschnitt des Zwischenbildes auf, jeweils aus einer leicht versetzten Perspektive. Dies macht es möglich, auf die dreidimensionale Struktur der abgebildeten Szene zu schließen. In einem Rohbild einer plenoptischen Kamera wird das gleiche Bilddetail in benachbarten Mikrolinsenbildern abgebildet. Dieses Rohbild muss erst prozessiert werden, um eine korrekte Ansicht oder 3D-Informationen über das abgebildete Objekt zu gewinnen.

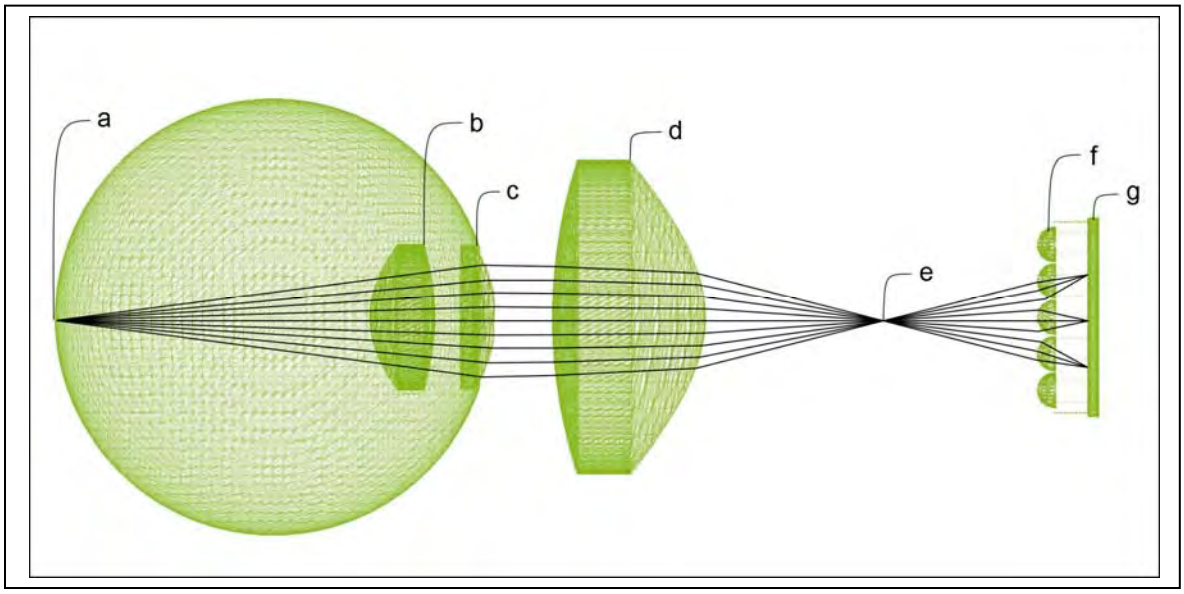


Abb. 1: Aufbau einer plenoptischen Kamera zur Abbildung der Netzhaut. a: Punkt auf der Netzhaut eines simulierten Auges, b: Linse des Auges, c: Hornhaut des Auges, d: Objektiv, e: Zwischenbild, f: Mikrolinsenarray, g: Pixelsensor. Die Abbildung spiegelt nicht die tatsächlichen Größenverhältnisse wider, insbesondere besteht das Mikrolinsenarray aus tausenden sehr kleinen Linsen.

Mit Hilfe der Optical Engineering Software FRED Optimum [6] wurde der komplette Abbildungsvorgang einer plenoptischen Kamera von der Netzhaut eines Auges simuliert. Dafür wurde das Auge als optisches

System mit den brechenden Flächen Hornhaut und Linse modelliert. Es wurde ein neuer Algorithmus zur Bildrekonstruktion entwickelt, welcher auf die Besonderheiten der Abbildung der Netzhaut zugeschnitten ist. Er macht es möglich, dreidimensionale, verzerrungsfreie, größenerhaltende Abbildungen der Netzhaut zu erzeugen.
Der verwendete Algorithmus zur Bilderzeugung wurde unter anderem verifiziert, indem in der Simulation die point spread function (PSF) aus dem peripheren Bereich des Auges aufgenommen wurde. Einmal mit Hilfe der plenoptischen Kamera und des neuen Algorithmus, ein weiteres mal mit einer klassischen Kamera unter gleichen Bedingungen. Für eine klassische Kamera ist die verzerrungsfreie und scharfe Abbildung aus diesem Bereich des Auges nur schwer möglich. Der Vergleich der PSFs liefert ein objektives Kriterium für die Qualität der Abbildungssysteme.

Ergebnisse: An der PSF lässt sich ablesen, dass der verwendete Algorithmus die Verzeichnungen, welche durch die Abbildung der peripheren Netzhaut entstehen, korrigieren kann. Für die Abbildung direkt auf der Sehachse ergibt die verwendete Konfiguration der plenoptischen Kamera ein Auflösungsvorteil für die Standard-Kamera. Der Auflösungsnachteil bei gleicher Sensorauflösung entsteht durch die wiederholte Abbildung gleicher Bildbereiche, diese liefern neue 3D-Informationen, aber keine weitere Auflösungsinformationen.
Als Ersatz für abzubildende feine Blutgefäße wurden in der Simulation aus dem peripheren Bereich des Auges auch Symbole definierter Größe abgebildet. Die plenoptische Kamera schafft es, wie die PSF erwarten ließ, die Symbole im Rahmen ihrer Auflösung scharf abzubilden. Bemerkenswert ist, dass der Algorithmus der plenoptischen Kamera es nicht nur schafft die Zeichen verzerrungsfrei, sondern auch in ihrer originären Größe abzubilden, ohne eine Kalibrierung des Systems.

Zusammenfassung: Die plenoptische Kamera hat in Zusammenhang mit dem neuen Bilderzeugungsalgorithmus in bestimmten Situationen einen Vorteil gegenüber der Abbildung mit einer herkömmlichen Kamera. Die größenerhaltende, verzerrungsfreie, dreidimensionale Darstellung erlaubt interessante Anwendungen bei der Vermessung von Augentumoren. Zurzeit wird an einem Prototypen gearbeitet, welcher für die Abbildung der Netzhaut ausgelegt ist. Gleichzeitig wird der Algorithmus so implementiert, dass die aufwendigen Rechenoperationen zur Bildgebung vollständig auf dem Grafikprozessor eines Rechners durchgeführt werden.

Literatur

[1] Lommatzsch, P.: Ophthalmologische Onkologie. 1. Aufl. Stuttgart: Enke, 1999
[2] Augustin, A.: Augenheilkunde. 3. Aufl. Berlin: Springer, 2007
[3] C. Haritoglou et al.: Interobserver and Intraobserver Variability of Measurements of Uveal Melanomas Using Standardised Echography. British Journal of Ophthalmology 2002;86(12):1390-1394
[4] Andrew Lumsdaine und Todor Georgiev: Full Resolution Lightfield Rendering. Adobe Tech Report 2008
[5] Todor Georgiev und Andrew Lumsdaine: Focused Plenoptic Camera and Rendering. Journal of Electronic Imaging 2010;19(2)
[6] FRED Optimum, Photon Engineering LCC, www.photonengr.com

87 Design and evaluation of a highly accurate optical setup for backscatter analysis

P. Stüber[1], T. Wissel[1], B. Wagner[1], R. Bruder[1], A. Schweikard[1], F. Ernst[1]
[1]Universität zu Lübeck, Institut für Robotik und kognitive Systeme, Lübeck

Introduction: In modern radiation therapy the interest in optical tracking systems has increased since they provide the possibility of non-invasive real-time patient localization. The target of our work is to improve the tradeoff between comfort and accuracy provided by current systems such as thermoplastic masks. Although the accuracy of optical systems has been improved in recent years markerless optical tracking suffers from the influence of skin elasticity which has not been considered yet. To take these effects into account it is necessary to study this influence. For this purpose we performed initial Monte Carlo simulations [6] of light-tissue interactions to specify our hardware requirements. These are mainly given by a wavelength of 850 nm and an *in-beam* setup for the camera to laser position. This study aims at developing an appropriate experimental setup to validate our results and to apply our knowledge from the simulations. Therefore, we present our hardware design and all relevant calibration steps for reliable data acquisition. After a general overview we focus on the optical part and a laser/effector calibration. Finally, we evaluate our setup regarding the accuracy of the calibration and the laser positioning on a given pattern.

Material and Methods:
Experimental Setup The presented experimental setup is designed to perform backscatter analysis. Therefore, it consists of an optical setup (Fig. 1 a) and two cameras (Fig. 1 b, c) which are fixed on a robot's effector (Adept Viper s850, Fig. 1 d). The first camera is fixed behind the beamsplitter of the optical setup and is used for backscatter analysis (Andor Zyla). The second one (IDS UI-3240CP-NIR) is used for laser triangulation to keep the distance to the surface constant. For reliable data acquisition four initial calibration steps are necessary. These include a laser/effector calibration, robot/world ([1], [2]) calibration as it is commonly used in this field, a camera calibration [3] and a laser/camera calibration for laser triangulation. For the robot/world calibration we used an optical tracking system (NDI Polaris Vicra) and a self-constructed passive marker attached to the optical setup (Fig. 1 a). Further, we had to perform a camera calibration [3] and a laser/camera calibration for laser triangulation. After a final laser/effector calibration the system is prepared for data acquisition. Then three points are marked manually with a passive marker tool (Medtronic Sofamor Danek). They are used to determine a grid in the plane which is generated by the points. Afterwards the robot starts to scan the grid whereby the distance to the surface is kept constant. The mesh size is given by the user. Consider that although the surface could be curved, the distance to the surface and not to the generated plane is kept constant using the laser triangulation. The robot stops at every point of the grid and after adjusting the distance an image is taken with the Andor camera.

Attachment 1

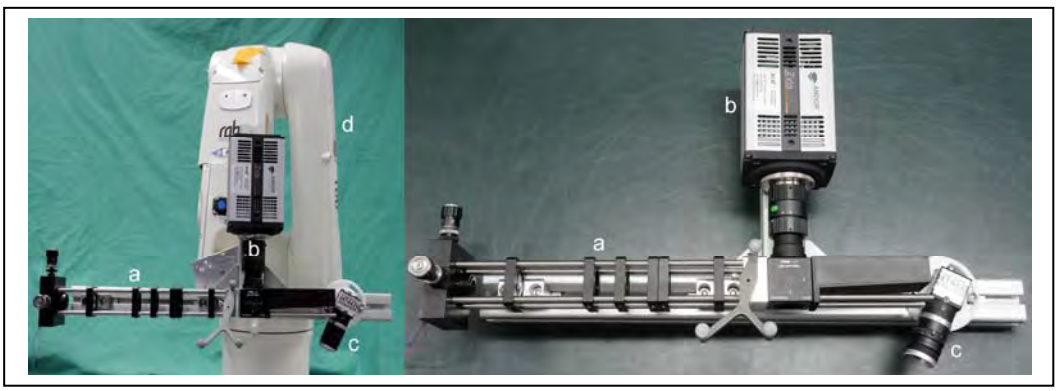


Fig. 1: Left: Optical setup mounted to the robot's (d) effector, Right: Laser light coming from the diode is spatially filtered (a) and deflected onto a surface by a beamsplitter (left, under b). Backscattered light is collected by the beamsplitter and guided to a sCMOS camera (b). A triangulation camera (c) ensures a fix distance to the object.

Optical Setup The main part of the entire setup is the optical assembly (Fig. 1 a).It consists of a collimated near-infrared and spatially filtered laser light source with a center wavelength at 850 nm. Considering the imaging characteristics of the used components (laser, lenses and pinhole) as well as

their positioning relative to each other the beam diameter d_B is approximately 1.33 mm. The laser is deflected onto a subject's forehead by a pellicle beamsplitter. It is common to use a pellicle beamsplitter because standard beamsplitters with two glued prisms split up the beam into three parts, whereby one overlays and disturbs our signal. Afterwards backscattered and reflected light from the subject is collected by the beamsplitter. A high-dynamic range camera (Andor Zyla, 16 bit, sCMOS) combined with a bandpass filter (λ_{CWL} = 850 nm), detects the laser spot. The Andor Zyla uses two 11 Bit A/D-converters to generate 16 Bit values per pixel. One ADC works on the full range of brightness and the other one covers the lower range of brightness to reduce noise and to increase resolution. Therefore, the quantization levels are smaller for low light intensities than for the upper brightness range. The simulations have shown that the interesting part of the laser light is located few millimeters away from the center spot and has a several orders of magnitude lower intensity than the center spot. Therefore, the setup requires a high sensitivity for small light signals, which leads to the decision to use a sCMOS camera. To determine the imaging size of a pixel on the object and to estimate errors in mm consider that the edge length of a pixel on the sensor is 6.5 µm. This is important for distance dependent measurements and error estimation.

Laser/Effector Calibration This calibration is a tool/flange calibration [2]. Standard methods are not suitable for this approach because neither are the offset and orientation of the laser system known nor positional or rotational information are available as they are provided by common tracking systems. For this purpose, we developed a new approach for laser/effector calibration. The basic idea of this approach is that first the laser targets a fixed point Q on a firm surface and second determines the coordinates of this point in the coordinate system of the robot. To accomplish this, the transformation matrix ${}^{R}M_{Q}$ between the robot R and the position Q must be determined. In this context, points and poses are represented by homogenous matrices.

Attachment 2

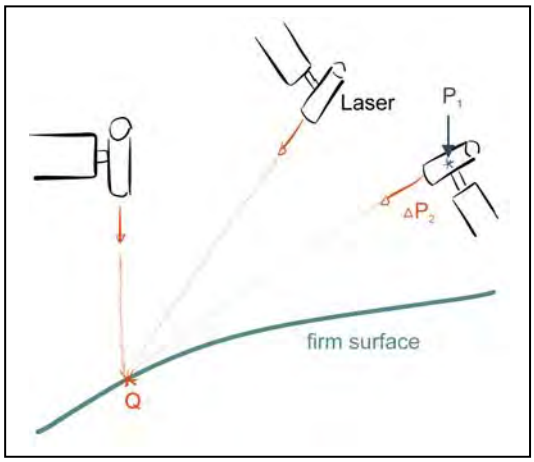


Fig. 2: Schematic illustration of the laser/effector calibration problem whereby Q is a fixed point on a firm surface, P_1 is the actual robot pose and ΔP_2 is the associated direction of the laser beam

A valid basis for this approach is given by Eqn. 1 which describes the determination of ${}^{R}M_{Q}$:

(1) $$ {}^{R}M_{E} \cdot {}^{E}M_{L} \cdot {}^{L}M_{Q} = {}^{R}M_{Q} $$

Thereby, ${}^{R}M_{E}$, ${}^{E}M_{L}$ and ${}^{L}M_{Q}$ are the transformation matrices for effector/robot, laser/effector and position/laser (Fig. 2). ${}^{E}M_{L}$ and ${}^{L}M_{Q}$ are unknown although both can be determined by a numerical optimization method taking some conditions into account ([1], [2]). Because the rotation of the laser is arbitrary around its direction, ${}^{E}M_{L}$ can be written as:

(2) $$ {}^{E}M_{L} = \begin{pmatrix} v_1 & v_2 & \Delta P_2 & P_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} $$

In homogenous matrices the column vectors v_1 and v_2 can be arbitrarily selected as long as they and ΔP_2 form a right-handed system. P_1 and ΔP_2 are illustrated in Fig. 2. P_1 is a fixed point in the tool (laser) and ΔP_2 is a direction vector along the straight line between P_1 and Q. Because Q is just a 3D position the rotational components of the pose matrix ${}^{L}M_{Q}$ can be neglected. This simplifies Eqn. 1 to:

(3) $$ {}^{R}M_{E}(P_1 + \lambda \Delta P_2) = T\left[{}^{R}M_{Q}\right] $$

T [$^{R}M_{Q}$] denotes the translational component of $^{R}M_{Q}$ and λ is the unknown distance between *L* and *Q*. Because the laser beam hits one of the three planes of the effector one component of P_1 can be set to simplify matters to 0. By moving the effector to various positions Eqn. 3 can be transformed into:

(4) $$({}^{R}M_{E})_{i}(P_1 + \lambda_i \Delta P_2) - T\left[{}^{R}M_{Q}\right] = 0$$

Here *i* stands for the number of different poses. Finally, the calibration problem leads either to a nonlinear optimization problem (*nonlinear laser/effector calibration*) when *Q* and λ are unknown or to a linear optimization problem (*linear laser/effector calibration*) if they are known. Both can be solved with a couple of iterations (robot poses) by the Levenberg-Marquardt algorithm ([4], [5]). For now we decided to perform a linear laser/effector calibration. For this purpose the robot poses can either be realized by moving the robot manually or automatically. After initial tests of manual positioning we decided to develop an automatic laser calibration algorithm because it is much faster and more accurate than manual positioning. A precision of one pixel overlap of the laser spot and a cross hair (*Q*) is manually not feasible.

Attachment 3

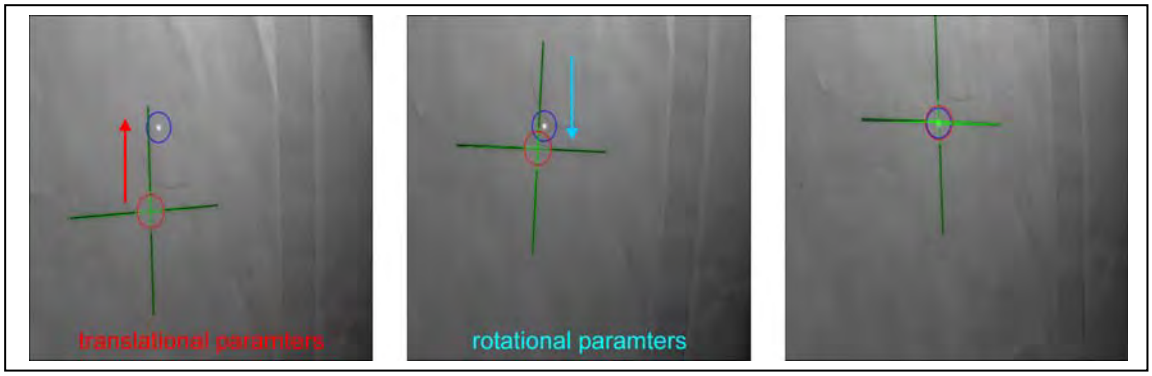


Fig 3.: Automatic laser/effector calibration. The laser spot (blue circle) is moved by changing the translational parameters of the robot (left). This movement is compensated by changing the rotational parameters (center) until the laser spot hits the center (red circle) of the cross hair (green) (right).

Figure 3 shows how this algorithm works. In automatic mode the cross hair and the laser spot are located in the IDS image using an edge detection algorithm or threshold images. Then the robot moves randomly changing its translational parameters. At the same time a circle is defined around the center of the cross hair and another one is around the centroid of the laser spot. Both circles have the same radius. After finishing the movement the algorithm tries to overlap both circles as accurately as possible whereby changes of the rotational parameters compensate for the translational movement. This process is repeated until both circles overlap with an accuracy of 0.5 pix. With this method we took ten different poses for the laser/effector calibration. To solve the linear calibration problem we determined the position of *Q* by marking it with the Sofamor Danek marker tool. The length factor λ was given by the laser triangulation with the IDS camera. Finally, the laser/effector calibration matrix $^{R}M_{Q}$ can be calculated. The whole calibration process took approximately 15 min. Note that $^{R}M_{Q}$ always influences measurements which are associated with a movement of the robot. We show that even during the measurement of the deviation of the centroid for different distances to the surface the errors of the laser/effector calibration contributes.

Results: *Deviation of Centroid:* A second error source is the alignment of the laser beam direction to the optical axis of the Andor camera. The orientation of the beam can be analyzed by determining the deviation of the centroid for different measuring distances. The Andor camera records images through the internal splitting element of the beamsplitter. If the laser beam is not aligned parallel to the optical axis of the camera, the laser spot would change its position in the field of view of the camera for different distances to the surface where it is reflected. For this purpose, the laser spot was projected on a highly reflective surface. To get a statement of the accuracy in mm we used a graph paper. Then different distances were realized with the robot, whereby the orientation of the robot was fixed. To change the measuring distance along the laser beam axis i.e. z-axis the new robot pose R_N in dependency of the initial pose R_O must be determined. Eqn. 5 describes the relationship between a translational change in z-direction converted to robot coordinates by using the laser/effector calibration matrix $^{R}M_{Q}$:

(5)
$$R_N = R_O \cdot {}^{R}M_Q \cdot \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & \Delta z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot {}^{R}M_Q^{-1}$$

At every pose an image was taken and the centroid of the laser spot was determined. Each image was binarized, using an intensity threshold of 99 % of the maximum image intensity. The subplots on the right side of Fig. 4 show detailed views of the laser spot location for different measuring distances *Δz*. Note that the black cross in the background given by the graph paper was always the same for each distance *Δz*. Because the field of view changes with a higher distance, the position of the centroid had to be calculated relative to a reference position of the image. For our accuracy measurements we took the black cross as a reference. First, we determined the position of the centroid relative to the black cross for every image. Then, we set the first centroid as a reference and determined the deviation of the following centroids in relation to the first. Finally, we converted the deviations to mm by using a conversion factor for each distance. This conversion factor can be determined by solving the geometric image equation with the edge length of a pixel on the sensor.

Attachment 4

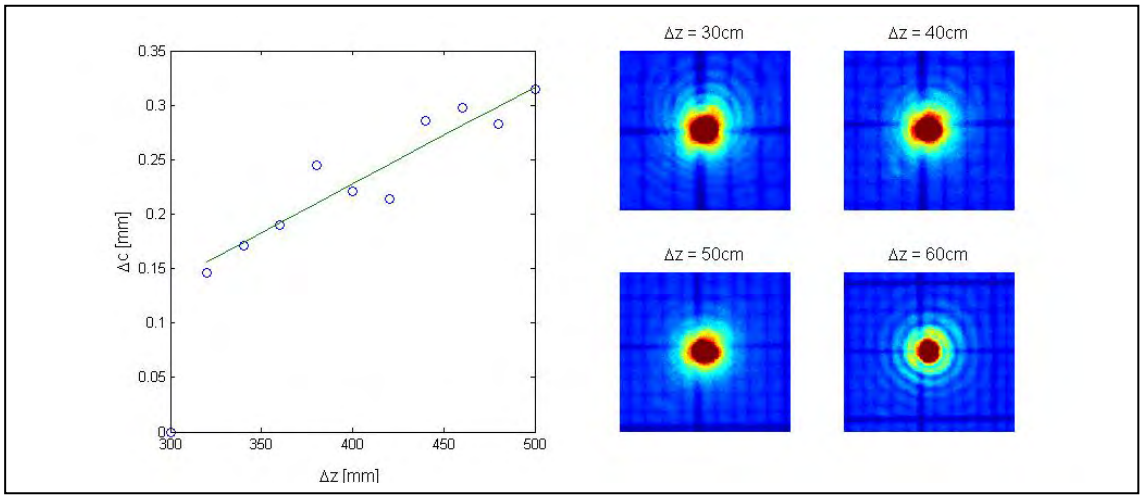


Fig. 4: Left: Plot of the deviation of the centroid Δc in relation to the distance Δz, Right: Detailed excerpts show the position of the laser spot in relation to the black cross in the background. Δz is the distance to the surface.

To investigate the deviation of the centroid we started at a distance of *z* = 30 cm and increased it in steps of 2 cm up to 60 cm. The focus of the Andor camera was manually corrected for every position. Table 1 lists the deviations *Δc* in pixel and mm. The plot in Fig. 4 shows the first eleven deviations. A linear function was fitted to the values measured from 320 mm to 500 mm. The slope of this fit corresponds to the sensitivity of the centroid position with respect to changes of the object to setup distance and was obtained as 9 µm/mm. This means the centroid i.e. the laser spot change its position by 90 µm per 1 cm distance. The standard deviation is 0.08 mm. Note that the deviation of the first centroid is zero because it serves as the reference position. This measurement was not taken into account during the fit because the image was recorded before the robot moved. After a movement of the robot the errors of the laser/effector calibration contributes to the measurement. Because of this additive offset the value of the first centroid at 300 mm did not lie on the line. The deviations for a distance between 520 mm and 600 mm have been considered as outliers and have not been plotted. We assume that the nonlinear distortion of the manual focusing process disturbs the measurement.

Attachment 5

Δz [mm]	300	320	340	360	380	400	420	440	460	480	500	520	540	560	580	600
Δc [pix]	0	6.89	7.46	7.68	9.25	7.85	7.16	9.04	8.91	8.05	8.53	8.26	6.89	5.36	3.78	3.31
Δc [mm]	0	0.15	0.17	0.19	0.25	0.22	0.21	0.29	0.30	0.28	0.31	0.32	0.28	0.23	0.17	0.15
ΔP [µm]	19.5	21.2	23.0	24.7	26.4	28.2	29.9	31.6	33.4	35.1	36.8	38.6	40.3	42.0	43.8	45.5

Tab. 1: Deviation of centroid Δc in mm and pixel from initial position in the field of view of the Andor camera for several measuring distances Δz. ΔP describes the pixel size for each distance on the object in µm.

Further, we found that the center spot diameter is in the range of 1.3 – 1.4 mm as expected from theory.
End-to-end Accuracy: Most important for data acquisition with the experimental setup is the end-to-end accuracy i.e. the positioning accuracy of the laser spot on a given point e.g. on the forehead. In this context there are many error sources which have a direct effect on the accuracy and which may accumulate in the worst case. The most significant error sources are the calibrations (robot/world, camera, laser/camera and laser/effector) which generally have an inaccuracy of 0.5 mm ([1], [2]). Secondary error sources are the manual errors when initializing the geometry of the passive marker tool and positioning the marker on given points on a surface. Finally, robot positioning errors are present although they have the smallest effect on our accuracy measurement since they are one order of magnitude smaller than the other ones.

Attachment 6

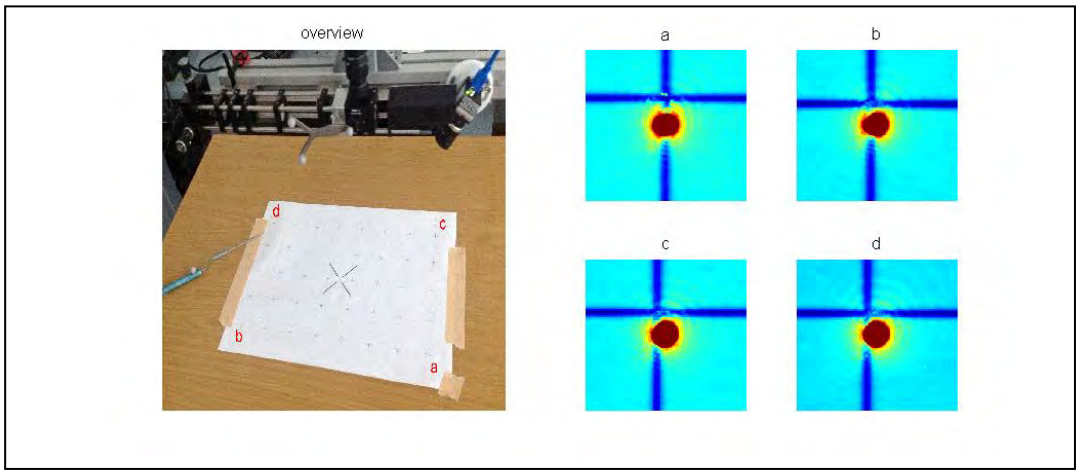


Fig. 5: left: robot scanning the cross hair grid during the end-to-end-accuracy measurement, right: detailed excerpts of the laser spot at the four corners (a,b,c,d) of the grid

To determine the end-to-end accuracy, we used a cross hair grid of known dimensions, which was fixed on a flat surface. After performing every calibration step we manually marked the corners of the grid and let the robot scan the grid in 5 cm (Fig. 5 left) steps. At every position we took an image and determined the deviation of the centroid to the cross hair similar to experiment of the centroid deviation. Finally, we determined the distance of the targeted cross hair and the laser spot. The laser spot position was again approximated with the centroid. Further, we used the laser triangulation to fix the measuring distance at 30 cm. We found an overall average position accuracy of 16.62 pix (0.49 mm) with an RMS error of 17.92 pix (0.52 mm) and a standard deviation of 6.83 pix (0.19 mm). The maximum deviation of the laser spot was 27.39 pix (0.79 mm). The error of the robot/world calibration contributes twice because the corners were marked manually with Sofamor Danek marker tool. In addition, note the constant offset in the vertical axis even at the first corner of the grid (Fig. 5 a). We assume that this also derives from the manual marking of the corners of the grid.

Conclusion: We presented a design and evaluation method for a highly accurate experimental setup for backscatter analysis constructed to study the effects of skin elasticity. We introduced a linear laser/effector calibration which provides the possibility to hit a given point or scan a grid with an accuracy of 0.49 mm. This means that now it is possible to study the skin-light-interaction at several points of a grid which is spanned over the forehead with a submillimeter accuracy. Figure 6 shows an exemplary image of the position accuracy of the laser spot on a marked position on the forehead of a head phantom. The

laser spot had a diameter of 1.3 mm and the cross hair had a size of 6 x 8 mm. If the corners of the grid can be detected more accurately, it should be possible to improve the overall average position accuracy. Hereby, we establish the basis for a high-accurate tracking system. This accuracy is in the resolution range of commonly used MRI. Theoretically it is possible to establish a relation between structural information found in MRI and identified with our setup whereby MRI scans could serve as a ground truth.

Attachment 7

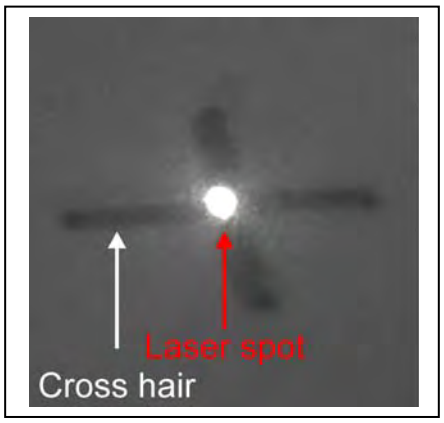


Fig. 6: Positioning accuracy of the laser spot on a marked position on the forehead of a head phantom after all calibration steps

In addition we analyzed the *in-beam* alignment as it was a further requirement from our simulations. For this purpose we determined the deviation of the centroid for different measuring distances and found a deviation of 90 µm/cm. This result show that our setup is well aligned and that the alignment has a subordinated effect on the position accuracy because it is much smaller than the error of the positioning accuracy.
Future work will focus on improving the calibration error and on simplifying the measuring process (e.g. less calibration steps).

Acknowledgements
This work was supported by Varian Medical Systems Inc. (Palo Alto, CA, USA). In addition, this work was supported by the Graduate School for Computing in Medicine and Life Sciences funded by Germany's Excellence Initiative [DFG GSC 235/1].

Literatur
[1] Tsai R.Y., Lenz R.K.: A New Technique for Fully Autonomous and Efficient 3D Robotics Hand/Eye Calibration, IEEE Transactions on Robotics and Automation (1989), Vol. 5, No. 3, 345-358
[2] Ernst F., Richter L., Matthäus L., Martens V., Bruder R., Schlaefer A., Schweikard A.: Non-orthogonal tool/flange and robot/world calibration, Int J Med Robotics Comput Assist Surg (2012), 8 (4), 407-20
[3] Bouguet J.-Y.: Camera Calibration Toolbox for Matlab, 2010
[4] Levenberg K.: A method for the solution of certain non-linear problems in least-squares, Quaterly of applied Mathematics (1944), 2, 164-168
[5] Marquardt D.: An algorithm for least-squares estimation of nonlinear parameters, Journal of the Society for Industrial and Applied Mathematics (1963), 11 (2), 431-441
[6] Wissel T., Bruder R., Schweikard A.: Skin thickness estimation for high precision optical head tracking during cranial radiation therapy – a simulation study, ASTRO (2013) - submitted

88 Polarisationsbildgebung für die neuroanatomische Grundlagenforschung - Probenverkippung zur Verbesserung der Datenanalyse

H. Wiese[1], M. Dohmen[1], J. Reckfort[1], G. Tabbì[1], D. Gräßel[1], U. Pietrzyk[2], K. Amunts[1], M. Axer[1]
[1]FZ Jülich, INM-1, Jülich
[2]FZ Jülich, INM-4, Jülich

Fragestellungen: Die Visualisierung von Nervenfaserrichtungen im menschlichen Gehirn ist Grundlage neuroanatomischer Studien zur Konnektivität, d.h. der Untersuchungen der Verbindungen in Form von Axonen und Nervenfaserbündeln. Wir haben histologische Schnitte menschlicher Gehirne mittels Polarisationsbildgebung (PLI) [1,2] untersucht, um die den Nervenfasern inhärente Doppelbrechung zu messen und zu visualisieren. Zur räumlichen Interpretation des Signals wird dabei das Modell eines uniaxialen Kristalls verwendet. Diese Methodik ist aufgrund des funktionellen Zusammenhangs zwischen Doppelbrechung und Nervenfaserrichtung jedoch nur bedingt hinreichend, um Aufschluss über die genaue Faserrichtung in einem Bildelement zu erhalten. Im Folgenden wird diskutiert, wie zusätzliche Informationen durch eine Verkippung der Probe erhalten werden und zur Verbesserung der Dateninterpretation beitragen.

Material und Methoden: Für diese Studie wurde ein Polarimeter für komplette Hirnschnitte[2] verwendet, in dem unpolarisiertes Licht mittels einer Kombination aus einem linearen Polarisator und einer dazu um 45° gedrehten λ/4-Platte zirkular vorpolarisiert wird, auf die Probe trifft und anschließend durch einen rotierbaren Analysator tritt. Der Analysator ermöglicht in Kombination mit einer CCD-Kamera (Abb. 1A), die Messung der Änderung Polarisationszustandes, die durch die markhaltigen Umhüllungen der Nervenfasern (Myelinscheiden) hervorgerufen wird.
Der funktionelle Zusammenhang zwischen der Faserrichtung und der gemessenen Intensität kann aus dem Jones-Kalkül hergeleitet werden[1,2,3]:

$$I = \frac{I_0}{2}\left(1 + \sin(\delta)\sin(2\rho - 2\varphi)\right) \qquad (1)$$

Das gemessene Intensitätsprofil *I* folgt unter Drehung des Analysators um den Winkel *ρ* einem sinusförmigen Verlauf, dessen Phase dem Azimutwinkel *φ* der Faserrichtung in der Schnittebene, und dessen Amplitude *sin(δ)* der Stärke der Doppelbrechung entspricht.
Die Nervenfasern werden hier durch das Modell eines uniaxialen Kristalls beschrieben, dessen Hauptachse in Faserrichtung zeigt. Die gemessene Änderung des Polarisationszustandes entsteht durch optische Doppelbrechung an der Myelinscheide der Nervenfasern, die durch eine Anisotropie der Brechungsindizes bedingt wird. Dieser Brechungsindexunterschied *Δn* kann durch den Brechungsindexellipsoiden (Abb. 1B) visualisiert werden, wobei die Achse des Ellipsoiden der Nervenfaserausrichtung entspricht.
Abhängig vom Polarwinkel *α* der Nervenfaser (Inklination), entsteht dadurch für kleine *Δn* der funktionelle Zusammenhang für die sogenannte Retardierung [1]:

$$\sin(\delta) = \sin\left(\frac{\pi}{2} d_{rel} \cos^2(\alpha)\right) \qquad \text{mit} \qquad d_{rel} = \frac{4d\Delta n}{\lambda}, \qquad (2)$$

mit λ als verwendete Wellenlänge des Lichts und d als Dicke des doppelbrechenden Mediums.
Zur Datenaufnahme wurden 18 digitale Bilder in 10° Schritten mit einer Pixelgröße von 64µm im Objektbereich aufgenommen. Anschließend wurden diese Bilder auf lokale Unterschiede der Hintergrundintensität kalibriert. Mittels Fourieranalyse konnten die Retardierung *sin(δ)* und der Azimutwinkel *φ* in jedem Pixel extrahiert werden.

Anhang 1

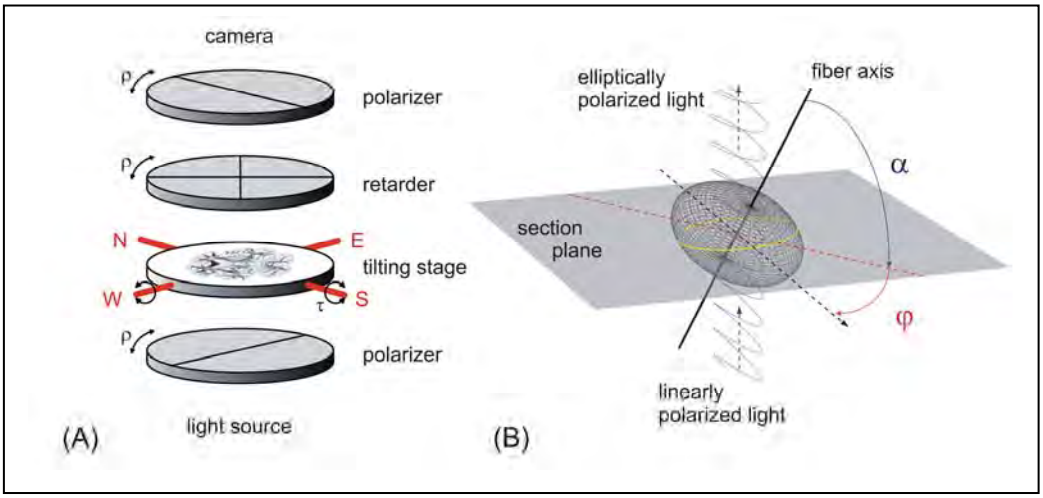


Abb.1: (A) Experimenteller Aufbau, (B) Brechungsindexellipsoid als optisches Modell einer Nervenfaser. Je nach Winkel zwischen der Schnittebene und der Faserachse wird ein unterschiedlicher Brechungsindex beobachtet.

Zusätzlich zu dieser standardisierten Messung wurden anschließend Messungen mit einer um 8° verkippten Probe mit einer Feinabtastung von 72 Schritten durchgeführt. Um eine direkte Vergleichbarkeit zwischen den Messungen mit verkippten und unverkippten Proben zu ermöglichen, mussten die unterschiedlichen Blickwinkel auf die Proben mittels Bildregistrierung aufeinander angepasst werden. Danach konnten, wie oben beschrieben, die Retardierung und der Azimutwinkel bestimmt werden.
Als Probe wurde in dieser Studie der menschliche Tractus opticus verwendet, als Modell eines möglichst homogenen Faserbündels. Der Tractus opticus wurde in Schichten von 70µm Dicke unter verschiedenen Winkeln mit einem Gefriermikrotom geschnitten.

Ergebnisse: In Formel (2) können wir erkennen, dass Nervenfasern mit unterschiedlichen Vorzeichen und betragsmäßig gleicher Inklination *α* das gleiche Retardierungssignal liefern. Dies führt auf eine Vorzeichenambiguität bei der Berechnung der Faserrichtung und damit zu Problemen für eine spätere Nervenfasermodellierung. Dabei ist der Zusammenhang zwischen gemessener Retardierung und Inklination (die sogenannte Retardierungskurve) für positive Winkel monoton fallend und für negative Winkel monoton steigend (Abb. 2). Durch eine Verkippung der Probe können wir dies ausnutzen um aus der Änderung im Signal auf das Vorzeichen des Polarwinkels zu schließen.
Die Größe d_{rel} in Formel (2) variiert lokal aufgrund unterschiedlicher Myelinisierung und ist im Allgemeinen nicht bekannt. Zur Rekonstruktion der Inklination wurde bisher ein einheitlicher Wert für den gesamten Gehirnschnitt angenommen[1,2].
Durch eine Verkippung der Probe in verschiedene Richtungen wird *(bei mathematisch korrekter Anordnung der Werte)* ein Ausschnitt der Retardierungskurve um den eigentlichen Winkel abgetastet (Abb. 2). Bei konstanter Faserinklination ist die lokale Steigung der Retardierungskurve theoretisch nur von d_{rel} abhängig, so dass sich das Wertepaar (Retardierung, lokale Steigung) im Rahmen der Messgenauigkeit eindeutig einer der verschiedenen Retardierungskurven zuordnen lässt und somit eine genauere Winkelrekonstruktion ermöglicht wird.
In ersten experimentellen Studien konnte das entwickelte Analyseprinzip anhand von histologischen Schnitten des Tractus opticus bestätigt werden. Ein noch näher zu untersuchender, geringer Offset der Retardierungskurve führte in Regionen mit sehr steilen Fasern bisweilen zu Fehlinterpretationen.

Anhang 2

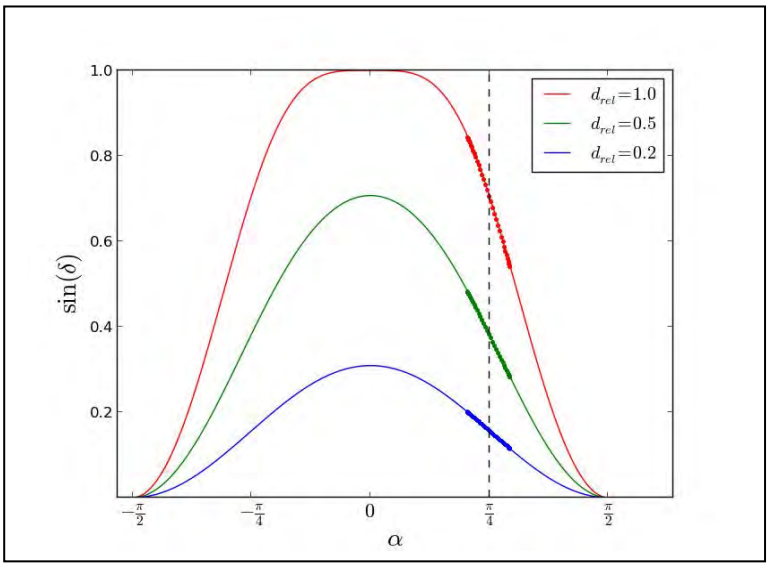


Abb.2: Theoretische Retardierungskurven für drei unterschiedliche d_{rel} Parameter. Die simulierten Datenpunkte repräsentieren die lokale Feinabtastung einer 45°-Faser durch die Verkippung der Probe.

Zusammenfassung: Es konnte gezeigt werden, dass die durch Probenverkippung gewonnenen Informationen die Umrechnung zwischen Faserverkippung und gemessenem Signal verbessern können. Die zusätzlich gewonnene Vorzeicheninformation ist für eine 3D-Rekonstruktion unabdingbar. Außerdem konnte demonstriert werden, wie diese Methode eine genauere Faserrekonstruktion ermöglichen könnte.

Literatur

[1] Axer, M. Amunts, K. A novel approach to the human connectome: Ultra-high resolution mapping of fibre tracts in the brain, NeuroImage 54 (2011), 1091-1101
[2] Axer, M. et al. High-resolution fibre tract reconstruction in the human brain by means of polarized light imaging (3D-PLI), Front. Neuroinform. (2011)
[3] Jones, R.C. A new calculus for the treatment of optical systems. J. Opt. Soc. Am. 31 (1941), 488–493

89 MR-Spektroskopie von in verschiedenen Flüssigkeiten gelöstem hyperpolarisiertem ^{129}Xe

J. Windschuh[1], G. Antweiler[2], M. Schnurr[3], M. Berger[1], D. Höpfel[4], P. Bachert[1]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum, Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg
[2]Activaero GmbH, Gemünden
[3]Leibniz-Institut für Molekulare Pharmakologie im Forschungsverbund Berlin e.V., Molekulare Bildgebung, Berlin
[4]Hochschule Karlsruhe, Karlsruhe

Fragestellungen: Durch optisches Spinaustausch-Pumpen kann die Spin-Polarisation von gasförmigem ^{129}Xe (Spin ½) um eine Faktor >10^4 erhöht werden und damit dessen NMR-Signal. Für Untersuchungen von Biomolekülen, für HyperCEST-Experimente [1] oder als Alternative zur respiratorischen Aufnahme [2] müssen Flüssigkeiten mit hyperpolarisiertem Xenon (HypXe) gesättigt werden. Zu diesem Zweck wurde ein nichtmagnetischer Pumpkreislauf aufgebaut, welcher es erlaubt, 150-600ml einer Flüssigkeit effektiv mit HypXe zu versetzen (Abb.1).

Material und Methoden: ^{129}Xe wurde als 0,25%iger Anteil einer Gasmischung mithilfe von optischem Spin-Austausch-Pumpen (SEOP) durch einen 60W cw Laser (Coherent Inc, Santa Clara, USA) auf eine Polarisation von 0,5-1,5% gebracht. Von der Hyperpolarisationsanlage führt ein PU-Schlauch zu einem klinischen 1,5T-Ganzkörper-Tomographen (Avanto; Siemens, Erlangen). In der Bohrung des Tomographen wird die Gasmischung in ein Hohlfasermembranmodul (Celgard; Membrana GmbH, Wuppertal) geleitet, in welchem der Sättigung des Lösungsmittels stattfindet. Das Lösungsmittel wird durch eine nicht-magnetische Mebranpumpe (Futur 10T; Almatec GmbH, Kamp-Lintfort), welche durch die Druckluftversorgung des Tomographenraums betrieben wird, in ein 500 ml Messphantom gepumpt (Abb.1). An diesem wurden nach zweifachem Durchlaufen des Pumpkreislaufs die spektroskopischen Messungen mit einer selbstgebauten Kleintier-Solenoidspule [3] und einer FID-Sequenz durchgeführt. Während der Messungen an Pflanzenöl-Emulsionen kam es zu einer Verstopfung der Hohlfasermembranen, so nicht für manche Flüssigkeiten nicht alle Parameter bestimmt werden konnten.

Ergebnisse: Verschiedene Flüssigkeiten konnten erfolgreich mit hypXe gesättigt werden, wobei ein SNR = 237 des in Wasser gelösten hypXe pro Einzelmessung erreicht wurde, welches für biomolekulare Untersuchungen ausreichend ist [4]. Für alle verwendeten Flüssigkeiten wurde die chemische Verschiebung δ des gelösten hypXe relativ zu freiem hypXe bestimmt. Zusätzlich wurden noch die Dichten des gelösten hypXe abgeschätzt sowie T_1-Relaxationszeiten gemessen (Tab.1). Die Methode ist ineffektiver als das häufig angewendete Sprudeln der Gasmischung in das Lösungsmittel [5], jedoch können größere Mengen an Flüssigkeit gesättigt werden, was insgesamt zu einer Signalerhöhung führt.

Zusammenfassung: Mithilfe eines geschlossenen Pumpkreislaufs mit kontinuierlichem Fluss hyperpolarisierten ^{129}Xe ist es möglich, größere Mengen an Flüssigkeit effektiv und ohne Entstehung von Schaum mit HypXe zu sättigen. Gerade für Anwendungen in klinischen Ganzkörper-Tomographen ist dies ein entscheidender Vorteil, da das Signal unabhängig vom externen Magnetfeld ist, jedoch proportional zur Menge des gelösten HypXe.

Anhang 1

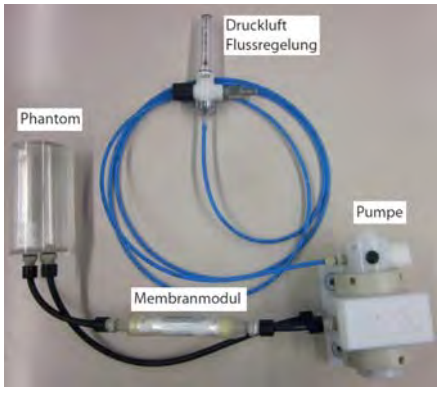


Abb.1: Der Pumpkreislauf

Anhang 2

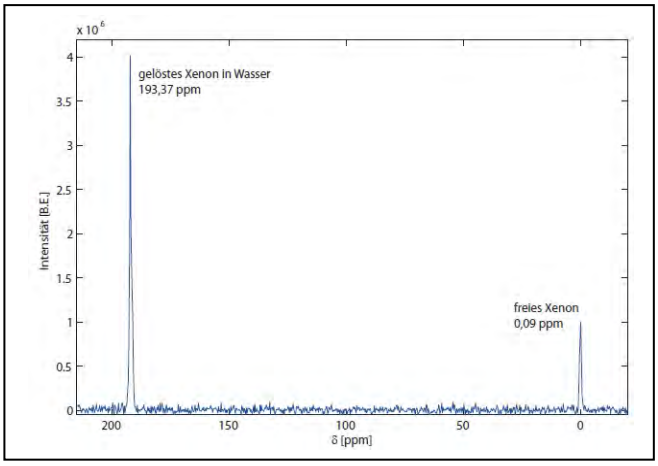


Abb.2: ^{129}Xe-NMR-Spektrum von in Wasser gelöstem HypXe, aufgenommen mit einem FID, TA=204ms, Auflösung=2048 Pixel, Bandbreite = 10kHz, Hyperpolarisation = 1,13%.

Anhang 3

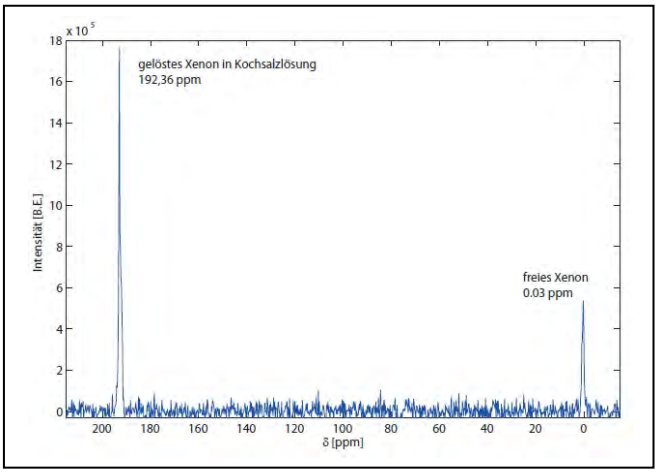


Abb.3: ^{129}Xe-NMR-Spektrum von in isotonischer Koch-Salzlösung gelöstem HypXe, aufgenommen mit einem FID, TA=204ms,Auflösung=2048 Pixel, Bandbreite = 10kHz, Hyperpolarisation = 1,13%.

Anhang 4

Tab. 1: Eigenschaften von gelöstem ^{129}Xe in verschiedenen Lösungsmitteln

Lösungsmittel	Wasser	Isotonische Kochsalzlösung	Pflanzenöl	DMSO	5% DMSO in Wasser	10% DMSO in Wasser
δ [ppm]	193,3±0,5	192,3±0,5	195,1±1,3	243,0±3,0	200,2±3,0	201,0±3,0
^{129}Xe-Dichte [µmol/l]	2,8±0,8	2,4±1,0	-	0,3±1,0	-	-
T_1 [s]	118±7	102±3	-	-	-	-

Literatur

[1] Schröder, L. et al.: Molecular Imaging Using a Targeted Magnetic Resonance Hyperpolarized Biosensor, Science 314 (2006) 446-449
[2] Amor, N. et al.: Magnetic resonance imaging of dissolved hyperpolarized 129Xe using a membrane-based continuous flow system, Journal of Magnetic Resonance 201 (2009) 93-99
[3] Berger, M.: NMR-Messung der Diffusionskonstante von thermisch polarisiertem 129Xe an einem 1.5-T-Ganzkörpertomographen, Diplomarbeit, Uni Heidelberg (2009)
[4] Baumer, D. et al.: NMR Spectroscopy of Laser-Polarized 129Xe Under Continuous Flow: A Method to Study Aqueous Solutions of Biomolecules, Angew. Chem. Int. Ed. 45 (2006) 7282 –7284
[5] Hilty, C. et al.: Spectrally Resolved Magnetic Resonance Imaging of a Xenon Biosensor, Angew. Chem. Int. Ed. 45 (2006) 70-73

90 Langzeitanalyse der Zielgenauigkeit stereotaktischer Elektrodenimplantation mittels intraoperativer Flat-Panel Röntgendiagnostik

N. Lang[1], R. Stroop[1], R. Lehrke[1]
[1]St. Barbara-Klinik Hamm, Stereotaxie, Hamm

Fragestellungen: Die Tiefe Hirnstimulation (THS) ist ein neurochirurgisches Operationsverfahren, bei der Kerngebiete im Gehirn mit Hilfe millimetergenau implantierter Elektroden dauerhaft beeinflusst werden können. Mit dieser Technik lassen sich unter anderem eine Reihe von Bewegungsstörungen wie bspw. Tremor, die Parkinsonsche Krankheit oder Dystonien behandeln. Der Therapieerfolg einer stereotaktischen Operation hängt maßgeblich von der Ziel- und Treffgenauigkeit [1] bei der Elektrodenimplantation ab [2]. In dieser Arbeit wird die patientenspezifische Treffgenauigkeit des eingesetzten Stereotaxiesystems analysiert. Hierbei wird durch die jeweils ermittelte Genauigkeit ein wichtiger Qualitätsindikator für den Verlauf der konkreten Operation bestimmt. Weiterhin soll die Langzeitstabilität der erreichten Treffgenauigkeit anhand einer statistischen Analyse bestimmt werden.
Die ermittelten Ergebnisse und vor allem ihre zeitliche Reproduzierbarkeit sollen als Indikator für die Stabilität des stereotaktischen Zielverfahrens dienen und frühzeitig Hinweise auf eventuelle Veränderungen in systematischen Fehlerquellen geben.

Material und Methoden: Die Zielpunktplanung einer stereotaktischen Operation am menschlichen Gehirn verläuft nach Stand der Technik über ein interaktives, computerbasiertes Planungssystem. Grundlage für die Planung stellen multimodale Volumendatensätze (bspw. CT- und MRT- Bildserien) des Gehirns dar. Diese 3D- Bildserien werden mithilfe sog. externer Lokalisatoren innerhalb eines stereotaktischen Referenz-Koordinatensystems registriert. Durch ein gemeinsames stereotaktisches Koordinatensystem entsteht eine feste Zuordnung der geplanten stereotaktischen Trajekte zu den multimodal dargestellten anatomischen Strukturen. Als Maß für die Zielgenauigkeit des Verfahrens lässt sich die Abweichung der berechneten Zielkoordinaten von der durch Elektroden und Testsonden tatsächlich erreichten Position definieren. Für die elektrische Stimulation relevant ist der Abstand des aktiven Elektodenabschnittes zum geplanten Zielpunkt (orthogonaler Abstand). Für die intraoperative Validierung der erreichten Zielpunkte werden stereotaktisch registrierte orthogonale Röntgenaufnahmen durchgeführt. (Abb. 1) Das hier vorgestellte Verfahren nutzt moderne Flat-Panel Röntgentechnologie zur zeiteffizienten Kontrolle des erreichten Zielpunktes [3]. Da dieses Verfahren in unserer Abteilung bei jeder stereotaktischen OP durchgeführt wird, konnten umfangreiche Daten zur Langzeitkontrolle der Treffgenauigkeit bei allen durchgeführten THS Operationen gesammelt werden.

Ergebnisse: Die Analyse der Zielgenauigkeit mittels Flat-Panel basierter orthogonaler Röntgenaufnahmen konnte erfolgreich implementiert werden. Die röntgenbasierte intraoperative Zielpunktkontrolle konnte sich als aussagekräftiges und zeiteffizientes Instrument bei der Qualitätssicherung bewähren. Der Zeitaufwand für die Akquisition der Kontrollaufnahmen und die anschließende computerbasierte Auswertung im Planungsprogramm beträgt 3-5 min. Die Pixelauflösung von 0,125mm des Flat-Panel Detektors erlaubt eine sub-millimeter genaue Registrierung der Röntgenbilder. In einem Zeitraum von 42 Monaten wurden 254 Trajektorien analysiert und statistisch ausgewertet. Der Mittelwert des orthogonalen Abstandes vom geplanten Zieltrajekt wurde mit 1,1mm±0,7mm ermittelt (Abb. 2). In der Zeitlichen Analyse kann ein Trend im Mittelwert von anfänglich 1,1mm hin zu 1,3mm erkannt werden. Angesichts der Streuung der Werte ist dies noch nicht statistisch signifikant. Sollte der angedeutete Trend in der Verschlechterung der Genauigkeit bei weiteren Untersuchungen statistisch relevant werden, so wird die Ursache in einem allmählichen Verschleiß der mechanischen Fixierkomponenten vermutet. Die Analyse der Verteilungsfunktion der ermittelten Abweichungen lässt sich gut mit einer Poisson-Verteilung approximieren. Den ermittelten Ungenauigkeiten liegen somit hauptsächlich statistische Effekte zugrunde. Anhand der Verteilung der erreichten Genauigkeitswerte lässt sich ein Vertrauensintervall von [0mm.2,5mm] festlegen innerhalb dessen das geplante Trajekt sicher getroffen wird. Sofern in der OP Situation Abweichungen über 2,5mm festgestellt werden muss von einem Fehler bei der Zielführung ausgegangen werden, der intraoperativ gesucht und behoben werden muss.

Zusammenfassung: Das vorgestellte Verfahren zur Bestimmung der Treffgenauigkeit bei stereotaktischen Operationen zur tiefen Hirnstimulation konnte erfolgreich in der klinischen Routine implementiert werden. Die zeiteffiziente Durchführung der Flat-Panel basierten Bildgebung und die Genauigkeitsanalyse kann in weniger als 5 min. durchgeführt werden. Die Analyse des Abstands zum geplanten Trajekt ist langzeitstabil. Durch das Verfahren profitiert der individuell behandelte Patient, da

neben der intraoperativen klinischen Testung ein physikalischer Qualitätsindikator für die erreichte Treffgenauigkeit zur Verfügung steht. Die Langzeitanalyse dient gleichzeitig als Referenz bei der Beurteilung von Abweichungen, die durch Verschleiß oder Defekt oder Fehlbedienung der eingesetzten mechanischen Komponenten verursacht werden können. Die regelmäßige Analyse der Zielgenauigkeit ist aus unserer Sicht ein unverzichtbares Werkzeug zur Qualitätssicherung stereotaktischer Operationen. Damit hat stellt sie einen wesentlichen Beitrag zur Sicherung des Therapieerfolges der Tiefen Hirnstimulation dar.

Anhang 1

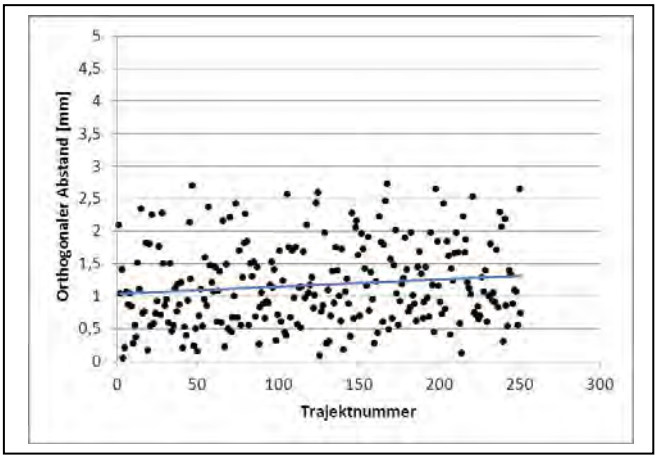


Abb.1: Orthogonaler Abstand der analysierten Elektrodentrajekte. Insgesamt wurden 254 Trajekte analysiert. Die Trajektnummern sind zeitlich aufsteigend sortiert. In blau ist eine lineare Regression der Daten eingezeichnet. Es ist eine Steigung im Intervall von [1,1mm 1,3 mm] zu erkennen.

Anhang 2

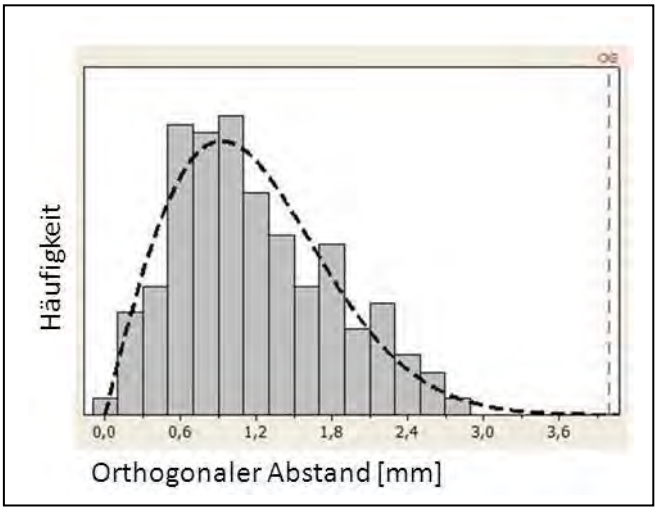


Abb.2: Verteilung der gemessenen orthogonalen Elektrodenabstände. Die Verteilung lässt sich gut mit einer Poisson Verteilung beschreiben, die ein Maximum bei 1,1 mm und eine Standardabweichung von 0,7mm besitzt.

Literatur

[1] Treuer H.: Genauigkeit und Präzision stereotaktischer Behandlungen, Habilitationsschrift, Medizinische Fakultät der Universität zu Köln 2007

[2] Wodarg F. et al: Stimulation Site Within the MRI-Defined STN Predicts Postoperative Motor Outcome , Movement Disorders, Vol. 27, No. 7, 2012 S. 874-879

[3] Lang N. et al: Intraoperative flat panel X-ray image fusion for high precision stereotactical neurosurgery, Int J CARS (2009) 4 (Suppl 1) S245-S303

91 Cellular reactions on Auger- and Beta-emitting nuclides – human embryonic stem cells vs. keratinocytes

T. Fischer[1], F. Sudbrock[1], E. Pomplun[2], R. Kriehuber[2], J. Winkler[3], M. Matzkies[3], S. Arnhold[4], H.-D. Royer[5], J. Hescheler[3], K. Schomäcker[1]
[1]Uniklinik Köln, Nuklearmedizin, Köln
[2]Forschungszentrum Jülich, Strahlenschutz, Jülich
[3]Uniklinik Köln, Institut für Neurophysiologie, Köln
[4]Universität Gießen, Veterinär Anatomie, Gießen
[5]Heinrich-Heine-Universität, Institut für Humangenetik und Anthropologie, Düsseldorf

Little is known about how human embryonic stem cells (hESC) respond to the effects of ionizing radiation. We therefore studied the response of hESC to the beta-emitter ^{131}I affecting the entire cell and to the Auger electron emitter ^{125}I -deoxyuridine (dU) a thymidine analogue primarily affecting the DNA. In comparison to hESC the effects on keratinocytes as prototype for somatic cells were studied.

Methods: H1 human embryonic stem cells and HaCaT human keratinocytes were exposed to ^{125}I deoxyuridine (dU) ($5x10^{-5}$–10 MBq/ml) and ^{131}I-iodide ($5x10^{-5}$–12.5 MBq/ml) and apoptosis was measured by DNA-fragmentation for defined radioactivity concentrations (^{131}I-iodide 2.3 MBq/ml and ^{125}I-dU 0.61 MBq/ml). Transcriptional profiling was done on the Agilent oligonucleotide microarray platform.

Results: Extremely short ranging ionizing radiation (Auger-electrons in the range of a few nm) caused by DNA incorporated ^{125}I induced no apoptosis but a strong transcriptional response in hESC. In contrast, HaCaT control cells showed a pronounced induction of apoptosis but only a moderate transcriptional response. Furthermore, the transcriptional response of hESC was similar after both ^{125}I-dU and ^{131}I treatment, whereas HaCaT cells expressed a much more pronounced response to ^{125}I-dU when compared to ^{131}I. A very striking radiation induced down-regulation of genes encoding proteins known as pluripotency factors were observed in hESC whereas in keratinocytes the enriched gene annotations are related primarily to apoptosis, cell division and proliferation.

Conclusion: Human embryonic stem cells respond to DNA damage and cellular stress induced by ^{125}I-dU and ^{131}I by activating gene expression programs which enable the cells to escape into differentiation rather than programmed cell death.

20. Plenarvortrag

92 Zukunftsherausforderungen an die Raumfahrtmedizin

R. Gerzer[1]
[1]DLR-Institut für Luft- und Raumfahrtmedizin, Köln

Die bemannte Raumfahrt steht vor einer Reihe spannender Zukunftsherausforderungen. So ist noch immer nicht geklärt, wie Menschen bei langen Aufenthalten in Schwerelosigkeit gesund und leistungsfähig bleiben. Benötigt man dafür in Zukunft doch sogenannte „Kurzarmzentrifugen", kann man bestehende Trainingsmethoden weiterentwickeln oder nutzt man „Lower Body Negative Pressure-Anlagen"? Wie wird das Strahlenproblem gelöst? Kann man neben neuen Schtuzmaterialien auch körpereigene Schutzmechanismen aktivieren? Können künstliche Magnetfelder genügend Schutz gewährleisten? Welche Herausforderungen kommen auf die Medizin zu, wenn immer mehr „Weltraumtouristen" ohne spezielle Vorauswahl plötzlich zum Astronauten werden wollen?
Dies sind einige der Fragen, die sich der Raumfahrtmedizin derzeit stellen.

Die spannendste Frage ist aber die Reise in den menschlichen Körper: Wie hilft uns Schwerelosigkeit, den menschlichen Körper, die komplexeste bekannte Struktur des Universums, besser verstehen zu lernen, sodass wir die Erkenntnisse nicht nur wie in vielen anderen Disziplinen der Grundlagenforschung in unseren Wissensschatz eingliedern, sondern darüber hinaus auch in der Medizin einsetzen können.

21. Teletherapie – IGRT/ART

93 Einführungsvortrag – Aktuelle Entwicklungen in der bildgeführten Strahlentherapie

L. Lüdemann[1]
[1]Universitätsklinikum Essen, Essen

Einleitung: Im Rahmen der bildgeführten Strahlentherapie (Image Guided Radiotherapy – IGRT) werden ein weites Spektrum von bildgebenden Modalitäten zu den drei folgenden Zwecken eingesetzt: I) Für die Bestrahlungsplanung ist es notwendig ein Patientenmodell bestehend aus Zielvolumen, Risikostrukturen und zur Berechnung des Strahlungstransportes vorliegen zu haben. Da das Patientenmodell einmalig vor Bestrahlungsbeginn generiert wird und Veränderungen der Anatomie unterliegt, bedarf es der Kontrolle, die im zweiten Zweck beschrieben wird: II) Für die Therapieapplikation werden zum Zwecke der Patientenpositionierung selbst oder Verifikation der Patientenpositionierung bildgebende Verfahren eingesetzt. Wenn man davon ausgeht, dass sich die Patientenanatomie ändert, können die Kontrollaufnahmen auch für eine adaptive Strahlentherapie herangezogen werden. III) Für die Nachkontrolle der Therapie werden ebenfalls bildgebende Verfahren eingesetzt. Der Grad des Ansprechens auf die Therapie können an Hand des Tumorvolumens oder des Tumormetabolismuses erfasst werden.

Für diese Ziele können folgende bildgebende Verfahren eingesetzt werden: 1) Die Computertomographie (CT) dient allen drei Zwecken. Auf der CT akquiriert in Spiralen werden ein Patientenmodell generiert und der Strahlentransport mit Hilfe der vom CT bestimmten Elektronendichte gerechnet. In Form des Konusstrahlencomputertomogramms (Cone-Beam CT) werden am Beschleuniger die Therapieapplikation kontrolliert, wobei sowohl die Patientenposition als auch die Patentenanatomie validiert werden können Das Spiral-CT dient wiederum der Therapiekontrolle, insbesondere zur Erfassung der Tumorausdehnung. Die Möglichkeit mit der Atmung korrelierte CTs aufnehmen zu können (4D-CT) ermöglicht die genaue Erfassung der Bewegung von Lungentumoren für die Optimierung der Bestrahlungsplanung.
2) Röntgenbilder werden für die Strahlentherapie überwiegend nur noch zur Therapieverifikation eingesetzt. Am Linearbeschleuniger werden integrierte Röntgenbildsystem und in der Brachytherapie C-Arm-Detektoren verwendet. Dabei kann die Tumorbewegung in Lungen, knöcherne Strukturen oder auch implantierte Marker detektiert werden. Sie können auch zur Korrelation der Bestrahlung mit der atmungskontrollierten Tumorbewegung eingesetzt werden [1].

3) MV-Bilder werden zur Darstellung knöcherner Stukturen und von Markern verwendet. 4) MV-CT wird als Spiral-CT in guter Qualität mit 3,5 MV in der Tomotherapie zur Patientenpositionierung eingesetzt. In einem Notfallmodus kann auch ein Bestrahlungsplan generiert werden. Das MV Konustrastrahlen-CT am konventionellen Linearbeschleuniger hat sich nicht durchgesetzt, insbesondere da inzwischen Röntgenbildsysteme häufig zur Standardausstattung eines Linearbeschleunigers gehören.

4) Die Magnetresonanztomographie (MRT) wird als primäres bildgebendes Verfahren zur Bestrahlungsplanung in der Stereotaxie und der Brachytherapie eingesetzt. Zur besseren Abgrenzung von Tumoren und Risikostrukturen wird die kontrastmittelverstärkte MRT mit einem CT koregistriert. Ergänzend wird angedacht hierfür auch funktionelle MRT-Verfahren einzusetzen, wie z.B. die Diffusionstensorbildgebung (DTI) oder die dynamische kontrastmittelverstärkte MRT (DCE-MRI) [2]. Als bildgebendes Verfahren zur Patientenpositionierung ist ein Kombinationsgerät aus MRT und Linearbeschleuniger geplant. Zur Nachkontrolle sind kontrastmittelverstärkte MRT-Bilder wenig aussagekräftig, da die Strahlenwirkung häufig nicht von Tumorgewebe abgegrenzt wird. Die funktionellen MRT-Techniken eignen sich möglicherweise auch zur Erfassung der Strahlenwirkung.

5) Die Positronenemissionstomographie (PET) wird als funktionelles bildgebendes Verfahren in einigen Fällen zur besseren Tumordarstellung eingesetzt. Die ^{18}F-Fmiso PET eignet sich zur Darstellung der Tumorhypoxie und wurde als Verfahren zur selektiven Erhöhung der Bestrahlungsdosis entsprechend des lokalen Hypoxiegrades (dose painting) angedacht [3]. Eine Limitation der PET ist jedoch Ihre begrenzte Ortsauflösung und die daraus resultierenden Partialvolumeneffekte.

6) Der Ultraschall (US) wird am Linearbeschleuniger zur Lokalisation der Prostata mit begrenzter Genauigkeit eingesetzt [4]. Nicht nur zur Positionierungskontrolle sondern auch zur Bestrahlungsplanung

wird der Ultraschall in der Brachytherapie überwiegen auch bei Bestrahlungen der Prostata eingesetzt. 7) Die Einzelphotonen-Emissionscomputertomographie (SPECT von single photon emission computed tomography) wird gelegentlich für Lungenperfusionsmessungen als Nachkontrolle während der Planung eingesetzt. 8) Als ein relativ neues und ohne radioaktive Strahlung auskommendes bildgebendes Verfahren werden optische Oberflächenregistrierungssysteme zur Patientenpositionierung eingesetzt [5]. Die Qualität der Koregistration hängt jedoch inhärent davon ab in wieweit die koregistrierte Hautoberfläche repräsentativ für die darunter befindliche Zielstruktur ist.

Ergebnisse: Die Bestrahlungsplanung und die Bestrahlungsapplikation basieren inzwischen weitgehen auf bildgebenden Verfahren. Sowohl das klinische Zielvolumen (clinical target volume, CTV) als auch das geplante Zielvolumen (planning target volume, PTV) werden auf Grundlage der bildgebenden Verfahren definiert. Im ICRU Report 50 ist das PTV wie folgt definiert. „The PTV is a geometrical concept, and it is defined to select appropriate beam sizes and beam arrangements, taking into consideration the net effect of all geometrical variations and inaccuracies in order to ensure that the prescribed dose is actually absorbed in the CTV." Der Saum, der um das CTV zur Definition des PTVs gelegt wird, muss diese geometrischen Unsicherheiten berücksichtigen, das heißt z.B. auch die geometrische Genauigkeit der zur Bestrahlungsplanung und Bestrahlungsapplikation verwendeten bildgebenden Systeme. Wenn neben dem CT weitere bildgebende Systeme zur Zielvolumendefinition eingesetzt werden, ist z.B. die Koregistration mit dem Planungs-CT ein Unsicherheitsfaktor. Auch die Auflösung des CTs selbst stellt eine Limitation dar. Des Weiteren ist die Positionierungsgenauigkeit der an der Bestrahlungsgantry montierten Röntgenbildsyteme begrenzt.

Die geometrischen Abweichungen können in statische Bestrahlungsapplikationsfehler und in systematische Bestrahlungsplanungsfehler unterschieden werden [6]. Statistische Planungsapplikationsfehler führen zu einer Verschmierung der Dosisverteilung, während systematische Bestrahlungsplanungsfehler zu einem Versatz der Dosisverteilung in Bezug auf das CTV führen. Beide Fehlerarten müssten bei der Definition des Saums zwischen PTV und CTV im Prinzip für jede Kombination der eingesetzten bildgebenden Verfahren, Patientenpositionierungvorrichtung und Tumorlokalisation separat evaluiert werden. Van Herk et al. [7] veröffentlichten die folgende vereinfachte Beschreibung des Saumes um das CTV zur Definition des PTVs mit $1{,}5\Sigma+0{,}7\sigma$-3mm, wobei Σ den systematischen und σ den statistischen Fehler repräsentieren.

Literatur

[1] Shimizu S, Shirato H, Ogura S, Akita-Dosaka H, Kitamura K,Nishioka T, Kagei K, Nishimura M, Miyasaka K (2001) Detection of lung tumor movement in real-time tumor-tracking radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 51:304–310

[2] Franiel T, Lüdemann L, Taupitz M, Böhmer D, Beyersdorff D (2009) MRI before and after external beam intensity-modulated radiotherapy of patients with prostate cancer: The feasibility of monitoring of radiation-induced tissue changes using a dynamic contrast-enhanced inversion-prepared dual-contrast gradient echo sequence. Radiotherapy and Oncology 93, 241–245

[3] Thorwarth D, Eschmann S-M, Scheiderbauer J, Paulsen F, Alber M (2005) Kinetic analysis of dynamic ^{18}F-fluoromisonidazole PET correlates with radiation treatment outcome in head-and-neck cancer. BMC Cancer 2005, 5:152

[4] Langen KM, Pouliot J, Anezinos C, Aubin M, Gottschalk AR, Hsu IC, Lowther D, Liu YM, Shinohara K, Verhey LJ, Weinberg V, Roach M III (2003) Evaluation of ultrasound-based prostate localization for image-guided radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 57(3):635–644

[5] Krengli M, Gaiano S, Mones E, Ballarè A, Beldì D, Bolchini C, Loi G (2009) Reproducibility of patient setup by surface image registration system in conformal radiotherapy of prostate cancer. Radiation Oncology, 4:9

[6] vanHerk M,Remeijer P, Rasch C,Lebesque JV (2000)The probability of correct target dosage: dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 47:1121–1135

[7] van Herk M, Remeijer P, Lebesque JV (2002) Inclusion of geometric uncertainties in treatment plan evaluation. Int J Radiat Oncol Biol Phys 52:1407–1422

94 Einführungsvortrag – ART – adaptive Radiotherapy

U. Oelfke[1]
[1]The Institute of Cancer Research, Royal Cancer Hospital, London

95 Time-multiplexed structured light for head tracking

B. Wagner[1,2], P. Stüber[1,2], T. Wissel[1,2], R. Bruder[1], A. Schweikard[1], F. Ernst[1]
[1]University of Lübeck, Institute for Robotics and Cognitive Systems, Lübeck
[2]University of Lübeck, Graduate School for Computing in Medicine and Life Sciences, Lübeck

Introduction: Image-guided intracranial radiosurgery relies on highly accurate tracking of the patient's head. This can be achieved by using the rigid skull structure for registration between a reference imaging dataset and imaging datasets that are acquired during the treatment. Accuray Inc. (Sunnyvale, CA, USA) developed the 6D Skull Tracking [1] for their CyberKnife system. This method uses stereoscopic X-ray images in which the rigid bone structure of the head is segmented and registered to a planning CT. Experiments with an anthropomorphic skull phantom revealed that this method achieves sub-millimeter tracking accuracy. The On-board Imager (OBI) by Varian Medical Systems Inc. (Palo Alto, CA, USA) uses cone-beam CT for target localisation regarding bone structures. According to [2], experiments with an anthropomorphic head phantom showed that the OBI system achieves sub-millimeter tracking accuracy. The high accuracy of X-ray based tracking methods is achieved at the cost of tracking speed. This is due to the fact that X-ray imaging has to be carried out at low frame rates to guarantee acceptable additional dose levels.
By contrast, optical head tracking offers much faster scan rates. Here, visible or infrared light is actively or passively used to reconstruct the surface of the skin. However, this method is highly inaccurate since the registration process is influenced by deformable structures which are given by the skin and the muscles. In order to overcome this problem, we are currently developing a system which utilises infrared laser light to measure features of the soft tissue on the patient's head [3]. These features are intended to offer registration with respect to the rigid skull structure by means of compensating for the soft tissue. This abstract describes the reconstruction of the skin surface using time-multiplexed structured light. To verify the applicability of the reconstruction method for head tracking, it was used for tracking a head phantom and a human head. In this context, the accuracy of the head tracking was determined by using a robot to calculate the ground truth. For this purpose, the laser scanning device was mounted to the end-effector of the robot. In future developments, this scanning device is intended to be enhanced by the aforementioned features of the soft tissue.

Material and Methods: The laser scanning device generates a red laser point which is redirected by two moveable mirrors to create specific laser point patterns on a target object. An IDS UI-3240CP-NIR-GL camera captures all laser points patternwise. The laser scanning device was configured to project a grid of 56 x 72 equidistant laser points at a frame rate of 10 Hz. Template matching based on normalized cross-correlation is used for highly accurate detection of the centers of the imaged laser points. In order to be able to reconstruct the surface of a target object, every laser ray was calibrated with respect to the camera. Therefor, the laser grid was projected onto a planar calibration body which was placed at different distances with respect to the laser scanning device. By means of the calibration body, the homography matrix [4] was calculated to map all imaged laser points to spatial points relative to the calibration body. This was done for every projected grid and afterwards all spatial points were used to fit a 3D line for every laser ray. The final calibration step was given by defining the pose of every laser ray with respect to the camera.

Attachment 1

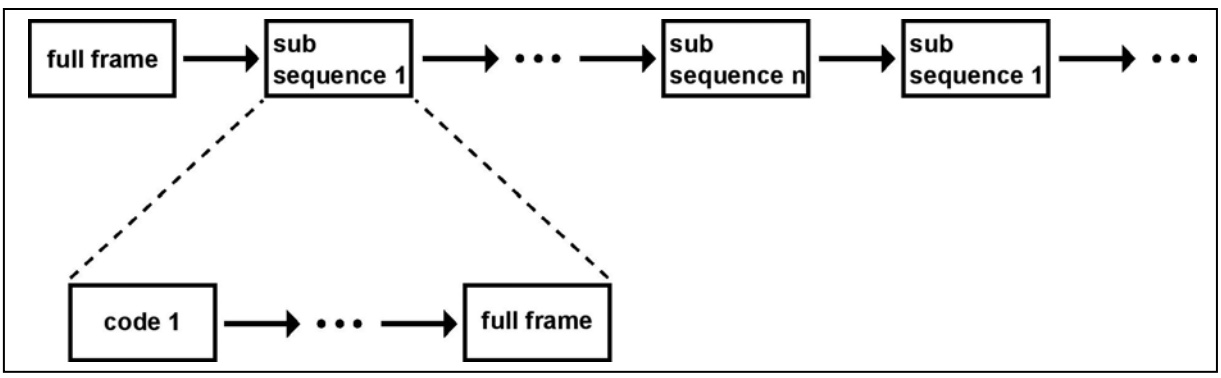


Fig. 1: Extension of the code sequence by full frames

The reconstruction of the surface of a target object requires knowledge about the mapping between all laser points in an image and the corresponding calibrated laser rays. For this purpose, time-multiplexed structured light has been utilised. The basic idea of this method is that within n time steps, every laser ray projects a unique code for its identification. In this work, an extended version of the binary code is used for this task. Since the target object will move during head tracking, a high number of consecutive zeros has to be avoided in the code sequences to ensure the tracking of the laser points in an image sequence. For this reason, the binary code was extended by so-called full frames in which all laser points are visible. As shown in Fig. 1, a code sequence starts with a full frame to get the initial location of every laser point. Subsequently, every image sequence is arranged as sub sequences. Every sub sequence has a configurable length of images and always ends with a full frame. In this context, a length of two images means that a sub sequence includes one code frame which is followed by a full frame. Furthermore, the code frames start with the least significant bit and end with the most significant bit. After the first n sub sequences, all laser points have been identified and consequently a reconstruction can be carried out. Since the identified points are tracked in the following images, this also holds for every following code frame and full frame. Moreover, all laser points are reidentified after every n sub sequences.
The reconstruction of the surface of a target object is carried out by triangulation of spatial laser points with respect to the camera. The triangulation of a spatial laser point is formulated as a linear least squares problem that depends on the respective laser point in the image and the corresponding calibrated laser ray. Here, incorrectly identified laser points in the image lead to outlying spatial points. To avoid this, the identification of a laser point in the image is verified by means of the corresponding calibrated laser ray. Therefor, the calibrated laser ray is projected in the image plane. The resulting line in the image is called epipolar line. Afterwards, the identification of the laser point in the image is verified by calculating the perpendicular distance of the point to the epipolar line. The point is considered to be identified correctly if the perpendicular distance does not exceed a threshold of 1 pixel. Fig. 2 shows two different reconstructions of a head phantom that were computed by using the described reconstruction method.
To verify the applicability of the proposed reconstruction method for head tracking, it was applied for tracking a polystyrene head phantom and a human head. For this purpose, the laser scanning device was mounted to the end-effector of an Adept Viper s850 robot. This approach offered the calculation of the ground truth for the head tracking. The tracking method is given by the Iterative Closest Point algorithm (ICP) [5] which registers a 3D reference point cloud to a second 3D point cloud (Fig. 2). Here, the point-to-plane distance metric was utilised since different reconstructions of the same head only contain few or no corresponding points. The result of the registration is given by a rotation matrix R and a translation vector t which define the estimated pose of the head. For head tracking, an initial pose of the robot end-effector with respect to the target was determined manually. Afterwards, the first reconstruction of the surface of the target was acquired. This reconstruction defined the reference point cloud for the registration process. Subsequently, consecutive translational displacements of the robot end-effector were applied. These displacements are also referred to as the robot step size. The space which includes all applied end-effector displacements is described by a sphere and the initial pose of the end-effector defines the center of the sphere. After the completion of a displacement, the described laser point pattern was projected onto the target surface and the camera captured a new image. Since the imaged laser points were already identified after the initial acquisition of the reference point cloud, a new reconstruction of the target surface could be calculated for every new image. For the head tracking, the reference point cloud was registered to all new reconstructions. Finally, the ground truth of the head tracking was given by the respective translational end-effector displacement. The head tracking results are presented in the next section.

Results and Discussion: The first head tracking experiment was carried out for a polystyrene head phantom using the entire face of the head phantom. The tracking accuracy was evaluated for three different configurations that are listed in Tab. 1. The configurations differ in terms of two properties. The first property is given by the length of the sub sequences with regard to the described time-multiplexed structured light method. The second property is given by the robot step size which defines the translational displacement of the robot end-effector between two captured images. The maximum displacement of the end-effector regarding the head tracking by means of ICP was given by 6 mm. Moreover, every row in Tab. 1 refers to 264 tracking results. As listed in Tab. 1, the best tracking result is given by an RMS translational error of 0.75 mm and an RMS rotational error of 0.18 degree. This result refers to the configuration with 2 frames for the length of the sub sequences and a robot step size of 0.2 mm (first configuration). Increasing either the length of the sub sequences or the robot step size results in a large increase of the tracking error (Tab. 1). Here, the increased tracking error is caused by the loss of a certain amount of imaged laser points during their tracking in the image sequences. This leads to 3D point clouds that are less dense than point clouds that are calculated by using the first configuration. Due

to missing structures in the point clouds, the registration by means of the ICP algorithm will finally be more coarse. Nevertheless, the tracking accuracy for the first configuration shows that the proposed reconstruction method is applicable for head tracking. The further experiments are carried out using only the first configuration.

Attachment 2

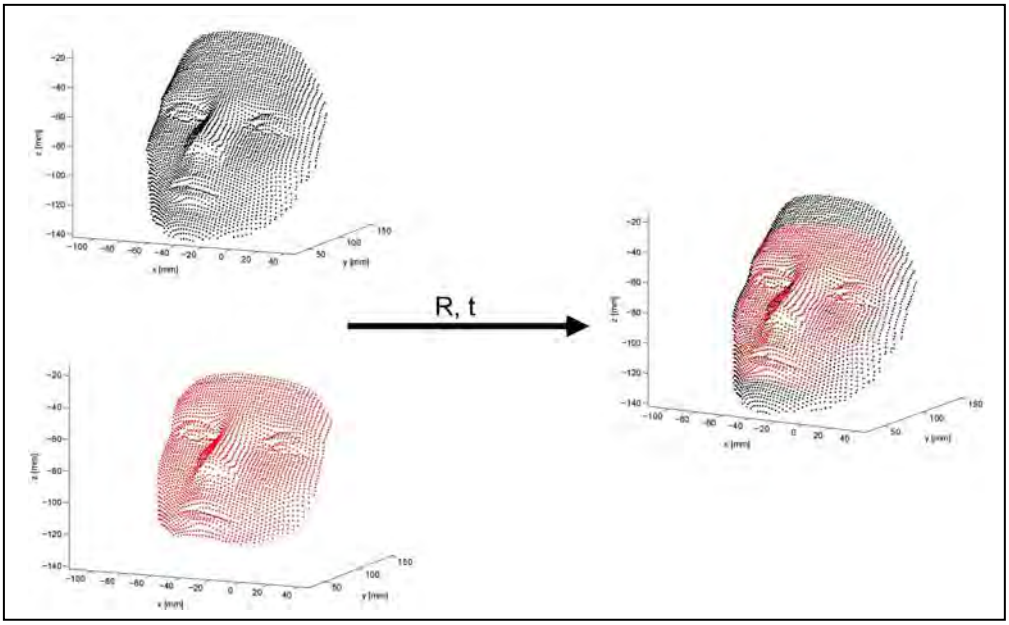


Fig. 2: Head pose estimation by the registration of a 3D reference point cloud (red) to a second 3D point cloud (black)

The second head tracking experiment was evaluated for a human head. To achieve the same conditions for the tracking setup as in the case of the head phantom, the head of the test person was fixed with a stereotactic frame. Here, a side effect was that the stereotactic frame occluded the most parts of the lower facial structure. For this reason, the tracking of the head could only be carried out with respect to the forehead. Consequently, the registration relies on point clouds that possess a reduced amount of distinctive regions. This reduction leads to a more coarse registration of the point clouds. For comparison, the first tracking experiment was also carried out using only the forehead of the polystyrene head phantom. Comparing the tracking results of the first row of Tab. 1 with Tab. 2 shows that the tracking error has approximately doubled. The results in Tab. 3 show that tracking the forehead of the test person was even more inaccurate. The reason for this is that the registration process is influenced by deformable structures which are given by the skin and the muscles. This deformation was clearly visible in the registered point clouds. As described in the beginning of this abstract, the proposed reconstruction method shall be enhanced by measured features of the soft tissue of a person's head. These features are intended to offer a highly accurate registration with respect to the rigid skull structure by means of compensating for the soft tissue.

Attachment 3

length of sub sequences	robot step size [mm]	RMS translational error [mm]	RMS rotational error [degree]
2	0.2	0.75	0.18
2	0.5	2.93	1.37
3	0.2	1.01	0.26

Tab. 1: Accuracy of the head tracking using the entire face of a polystyrene head phantom

Attachment 4

length of sub sequences	robot step size [mm]	RMS translational error [mm]	RMS rotational error [degree]
2	0.2	1.56	0.41

Tab. 2: Accuracy of the head tracking using only the forehead of a polystyrene head phantom

Attachment 5

length of sub sequences	robot step size [mm]	RMS translational error [mm]	RMS rotational error [degree]
2	0.2	7.43	1.11

Tab. 3: Accuracy of the head tracking using the forehead of a human head

Conclusion: In this abstract, a reconstruction method based on time-multiplexed structured light is proposed. The tracking accuracy regarding a head phantom shows that the proposed reconstruction method is applicable for head tracking. Nevertheless, the tracking with respect to a human head showed high inaccuracies which are caused by the deformable soft tissue. To overcome this problem, the proposed reconstruction method shall be extended by measured features of the soft tissue of a person's head. These features are intended for highly accurate registration of the rigid skull structure by compensating for the soft tissue. Moreover, a stochastic estimation of the head pose shall be developed to better compensate for noise over time.

Acknowledgements
This work was supported by Varian Medical Systems Inc. (Palo Alto, CA, USA). Furthermore, this work was supported by the Graduate School for Computing in Medicine and Life Sciences funded by Germany's Excellence Initiative [DFG GSC 235/1].

References
[1] Fu, D. ; Kuduvalli, G. ; Mitrovic, V. ; Main, W. ; Thomson, L.: Automated skull tracking for the CyberKnife image-guided radiosurgery system. Proc. SPIE 5744, Medical Imaging 2005: Visualization, Image-Guided Procedures, and Display, April 2005
[2] Kim, GY ; Pawlicki, T. ; Le, QT ; Luxton, G.: Linac-based on-board imaging feasibility and the dosimetric consequences of head roll in head-and-neck IMRT plans. Medical Dosimetry, Volume 33, Issue 1, Spring 2008, pages 93-99
[3] Ernst, F. ; Bruder, R. ; Wissel, T. ; Stüber, P. ; Wagner, B., Schweikard, A.: Real time contact-free and non-invasive tracking of the human skull - first light and initial validation. SPIE Optical Engineering + Applications, SPIE Optics + Photonics, SPIE (2013)
[4] Hartley, R. ; Zisserman, A.: Multiple View Geometry in Computer Vision. 2nd edition. Cambridge University Press, 2003. – ISBN 0-521-54051-8
[5] Besl, P.J. ; McKay, H.D.: A method for registration of 3-d shapes. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 14(2), 1992, pages 239–256

96 Anwendung einer analytischen Beschreibung von Dosisquerprofilen offener und Keilfilterfelder auf Targetbewegungseffekte

J. Lenz[1], B. Spaan[1], A. Block[2]
[1]TU Dortmund, Experimentalphysik 5, Dortmund
[2]Klinikum Dortmund, Medizinische Strahlenphysik, Dortmund

Einleitung: Viele Zielvolumen in der perkutanen Strahlentherapie erfahren atmungs- oder herzschlag-induzierte Bewegungen. Diese Bewegungen üben einen Einfluss auf die Dosisverteilung aus. Für die Erfassung und Kompensation der Bewegung von Tumoren oder sie umgebenden Gewebes gibt es eine Vielzahl an Untersuchungen und Studien. Kyriakou et. al. [1] entwickelten ein Finite-Elemente-Modell mit realistischen Materialeigenschaften, das in Verformung und Verschiebung innere Bewegungen erfassen und vorhersagen kann. Zur experimentellen Bestimmung dieser Bewegungseinflüsse auf die Isodosenverteilungen und zur Qualitätssicherung dynamischer Bestrahlungstechniken, wie z.B. der vierdimensionalen intensitätsmodulierten Radiotherapie (4D IMRT), finden 2D-Arrays, die durch motorisierte Messtische bewegt werden, Verwendung. Die zweidimensionalen Isodosenverteilungen bewegter Targets zeichnen sich dadurch aus, dass die Isodosenlinien größer als 50 % in Bewegungsrichtung gegenüber denen des Ruhefalls gestaucht sind, die Isodosenlinien geringer als 50 % hingegen in Bewegungsrichtung verschmieren [2]. Nelms et al. [3] untersuchten in einer Studie mithilfe eines 2D-Arrays und Hochpräzisionsschrittmotoren konkurrierende Bewegungen beim Einsatz von IMRT, SBRT und Respiratory Gating. Sie betrachten eine Detektordichte von 221 Detektoren auf einer 10 cm x 10 cm Fläche als gerade noch ausreichend für die Qualitätssicherung einer 4D IMRT. Allerdings befindet sich in diesem Fall in der Regel nur ein Detektor in der Feldrandregion. Die Auswertung erfolgte in [3] u. a. an zweidimensionalen Dosisverteilungen und Histogrammen. Jedoch fehlte eine präzise mathematische Beschreibung der Dosisänderungen aufgrund der Bewegung. Im Folgenden soll ein von uns entwickeltes mathematisches Modell auf der Basis einer 5-Segmente-Anpassung [4] auf die Dosisverteilungen bewegter Zielvolumen angewendet werden, um Unterschiede zwischen Dosisquerprofilen bei ruhendem und bei bewegtem Target quantitativ bewerten zu können.

Material und Methode: Die zu analysierenden Querprofile wurden aus Messungen an dem Elektronenlinearbeschleuniger Clinac 2100 C/D (Fa. Varian Medical Systems) für die beiden Grenzenergien 6 MeV und 15 MeV gewonnen. Zur Datenakquisition wurden zwei Messsysteme herangezogen. Die Querprofile offener Felder und Felder mit physikalischen Keilfilter wurden bei ruhendem Target wegen der besseren Ortsauflösung mithilfe des Wasserphantoms WP700 (Fa. Wellhöfer) unter Verwendung der Messkammer IC10 (0,15 cm^3 Messvolumen, Durchmesser 6,0 mm, Länge 6,3 mm) in einer Tiefe von 1,2 cm (s. u.) aufgenommen. In Kombination mit dem 2D-Array MapCHECK2 (Fa. SunNuclear), das auf dem Hochpräzisionsmesstisch MotionSim (Fa. SunNuclear) positioniert wurde, diente es zur Erfassung der Querprofile von Strahlungsfeldern dynamischer Keilfilter bei ruhendem Target, so dass die Feldgrenzenregion mit vielen Messpunkten mathematisch angepasst werden konnte. Alle Strahlungsfelder bei bewegtem Target konnten nur noch mit dem 2D-Array ausgemessen werden. Die Halbleiter des 2D-Arrays besitzen eine Ausdehnung von 0,8 mm x 0,8 mm und sind 1,2 cm unter der Oberfläche implementiert, wodurch sich die Messtiefe der Wasserphantom-Messungen erklärt. Die mathematische Anpassung der Querprofildaten erfolgte mithilfe der Software ORIGIN.

Ergebnisse: Im Hochdosis- und Niedrigdosisbereich selbst sind Bewegungseinflüsse nur in geringer Form vorhanden. Im Übergang zum Feldrandbereich und in ihm selbst führt die Targetbewegung zu stärkeren Änderungen bezüglich der linearen Ausdehnung dieser Dosisregion. Der sehr bedeutende Gradientenbereich wurde im Rahmen eines 5-Segmente-Modells [4] durch eine modifizierte Form der Boltzmann-Sigmoid-Funktion angepasst:

$$Y_{BSF} = A_2 + \frac{A_1 - A_2}{1 + \exp\left(\frac{x - x_0}{dx}\right)} \qquad (5)$$

mit A_1 = Asymptote des Dosisausläufers
A_2 = Ausgleichsgerade des Plateaus
x_0 = x-Wert des Wendepunktes im Gradientenbereich, entspricht der Feldgröße einer Seite
dx = Neigung der Kurve

Mithilfe des Parameters x_0 kann hierbei die Feldgröße mit sehr guter Genauigkeit ermittelt werden. Diese

erhält man über die Summe der beiden Beträge von x_0 (positiver und negativer Gradientenbereich). Vergleiche mit Werten der Gaußschen Fehlerfunktion als alternative Anpassungsformel ergaben Abweichungen von 1,5 Promille voneinander sowie von der real eingestellten Feldgröße. Vergleiche von gemessenem und analytisch mit der Boltzmann-Sigmoid-Funktion bestimmtem x_0 ergaben Abweichungen von durchschnittlich 0,005 cm. Gegenüberstellung von Ergebnissen des 5-Segmente-Modells und anderen analytischen, sowie eigenen experimentellen Daten untermauern somit die Zuverlässigkeit dieser mathematischen Anpassung. Der Neigungsparameter dx gibt Aufschluss über die Steigung der Kurve im Feldgrenzbereich. Anhand dieser beiden Kenngrößen können präzise die Effekte der Bewegung auf die zweidimensionale Dosisverteilung quantitativ erfasst werden.
Der Anpassungsparameter x_0 ist unter Bewegung vergleichsweise stabil: Für den mechanischen Keilfilter ergibt sich für x_0 eine durchschnittliche Abweichung zwischen Ruhe- und Bewegungsfall von 0,022 cm im negativen und von 0,020 cm im positiven Gradientenbereich. Beim dynamischen Keilfilter liegt die durchschnittliche Abweichung zwischen Ruhe- und Bewegungsfall im negativen Gradientenbereich bei 0,021 cm und im positiven bei 0,029 cm. x_0 ist also vergleichsweise robust gegenüber Bewegungseinflüssen, wenngleich diese Abweichungen um eine Größenordnung stärker sind als die Abweichungen zwischen analytischem und experimentellem Wert im Ruhefall (s. o.). Die Ursache hierfür liegt darin, dass dieser Wendepunkt der Anpassungsfunktion gleichzeitig der Wendepunkt des Bewegungseinflusses ist: Das Strahlungsfeld erfährt über diesem Punkt eine Verschmälerung aufgrund der Bewegung, darunter eine Verbreiterung und im Punkt selbst (ideal) keinerlei Veränderung. Der Parameter x_0 kann zur Feldgrößenbestimmung nach ICRU 50 eingesetzt werden, die vorliegenden Ergebnisse zeigen aber, dass sich die Bewegungseffekte über diese Feldgrößendefinition nicht adäquat ermitteln lassen.
Anders verhält es sich mit dem Neigungsparameter dx. Im Vergleich zum Ruhefall nimmt sein Betrag beim mechanischen Keilfilter durchschnittlich um das 2,5-fache zu. Beim dynamischen Keilfilter vervielfacht sich der Betrag sogar um das 5,5- bis 7,5-fache. Das bedeutet, dass Bewegung massiv den Dosisverlauf in den Feldrändern verändert. Angewandt auf den Anstieg bzw. Abfall der Dosis in diesem Segment bedeutet das eine signifikante Abflachung, die im Gegensatz zum in der Regel gewünschten steilen Dosisanstieg bzw, -abfall steht. Hierbei sind die Auswirkungen auf den dynamischen Keilfilter doppelt bis dreimal so stark wie auf den mechanischen. Die Steigung (vereinfacht angenommen als m = 1/dx) fällt im Durchschnitt beim mechanischen Keilfilter auf ca. 40 % des Ruhewertes, beim dynamischen Keilfilter sind es 20 %, im positiven Gradientensegment sogar weniger als 15 %. Dieses Ergebnis ist aufgrund der konkurrierenden Bewegungen von Blenden und Target schlüssig. Gleiches gilt für die Reproduzierbarkeit der Bewegungseffekte: Die Standardabweichungen der Mittelwerte des Parameters dx sind bei Betrachtung des dynamischen Keilfilters um zwei Größenordnungen höher als beim mechanischen.
Eine letzte Kenngröße ist schließlich die Ausdehnung des Gradientenbereiches: Der Wertebereich, auf dem die Boltzmann-Sigmoid-Funktion angewendet wird, gibt Aufschluss über die "Ausschmierung" der Feldränder unter Bewegungseinfluss. Je größer die Amplitude der Bewegung, desto breiter ist der Gradientenbereich. Das bedeutet, dass in derselben Weise die Ausdehnung des Hochdosisbereichs verringert und die des Niedrigdosisbereichs verbreitert ist.

Zusammenfassung und Schlussfolgerungen:
Targetbewegungen schlagen sich in einer Ausdehnung der Feldrandbereiche nieder. Mit dem entwickelten 5-Segmente-Modell können diese Bereiche durch die Boltzmann-Sigmoid-Funktion auch für den Bewegungsfall mathematisch angepasst werden. Die Werte der Anpassungsparameter lassen Rückschlüsse der Bewegungsauswirkungen auf die Dosisverteilung zu. Der Parameter x_0 gibt die physikalische Feldgröße (Abstand der 50 % Dosiswerte in den beiden Gradientenbereichen) an, dessen Änderung unter Bewegung vernachlässigbar ist. Aussagekräftiger ist der Parameter dx, dessen Zunahme mit der Bewegungsamplitude korreliert ist und der Auskunft über die Verminderung des Hochdosis- und Verbreiterung des Niedrigdosisareals im Querprofil gibt. Diese Effekte treten beim Einsatz von Keilfiltern verstärkt auf, wobei sie im Vergleich für dynamische Keilfilter am stärksten ausfallen und darüber hinaus, aufgrund der konkurrierenden Target- und Blendenbewegung, nicht reproduzierbar sind. Diese Erkenntnisse werden von den Therapieplanungssystemen, die mechanische und dynamische Keilfilter als gleichwertig behandeln, bisher nicht berücksichtigt.

Literatur

[1] E. Kyriakou, D. R. McKenzie: Dynamic modeling of tumor motion during respiration; Phys. Med. Biol. 56 2999, 2011

[2] A. Block, R. Bauer, O. Waletzko, R. Rohn. Erste Messungen zu Photonen- und Elektronendosisverteilungen in einem bewegten Target. Strahlenther. Onkol. 2009; 185 (Sondernr. 1), 165

[3] B .E. Nelms, E. Ehler, H. Bragg, W. A. Torné: Quality assurance device for four dimensional IMRT or SBRT and respiratory gating using patient-specific intrafraction motion kernels; Journal of Applied Medical Physics, Volume 8, Number 4, 2007

[4] J. Lenz, B. Spaan, A. Block: Exakte analytische Beschreibung von Querprofilen offener und Keilfilterfelder; In: Abstractband der 43. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik. Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik, DGMP, (2012) 512-514

97 Untersuchung der Strahlenbelastung durch kombinierte kV-MV CBCT-Bildgebung für die klinische Einführung in die bildgestützte Strahlentherapie

A. Arns[1], M. Blessing[1], D. Stsepankou[1], F. Lohr[1], F. Wenz[1], H. Wertz[1]
[1]Universitätsmedizin Mannheim, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Mannheim

Fragestellungen: Bei der kombinierten Kilovolt-Megavolt Cone-Beam CT (kV-MV CBCT) werden simultan 90° kV-Projektionen und 90° MV-Projektionen aufgenommen. Somit wird bei einer 90° Drehung der Gantry in 15 Sekunden ein vollständiger 180° Datensatz akquiriert. Dadurch wird CBCT von Lungentumoren unter Atemanhalt ermöglicht. Mithilfe von spezieller Hardware [1] und Software [2,3] wurde kV-MV CBCT an einem Linearbeschleuniger (Elekta Synergy) entwickelt und bereits teilweise automatisiert. Die klinische Implementierung erfordert eine Untersuchung der Strahlenbelastung des Patienten im Vergleich zu bereits klinisch etablierten Techniken. In dieser Studie wurde die applizierte Dosis durch Messung an einem inhomogenen Thoraxphantom in unterschiedlichen Positionen bestimmt, sowie der CT Dose Index (CTDI) des kV-MV-Presets mit dem CTDI des klinischen kV-Chest-Presets (Elekta XVI 4.2) verglichen.

Material und Methoden: Die Dosismessungen wurden sowohl in einem inhomogenen Thoraxphantom (CIRS) als auch im CT-Phantom (Dosimetrie-QA Phantom von PTW) durchgeführt. In XVI wurde ein kV-MV-Preset angelegt (S20 Kollimator, F0 Filter, 120kVp, 25mA, 40ms, Startwinkel: 0°, Endwinkel: +90°). Als Referenz diente ein modifiziertes Chest-Preset (S20 anstatt M20 Kollimator, F0 Filter, 120kVp, 25mA, 40ms, Startwinkel: -180°, Endwinkel: +180°). Alle Messungen erfolgten mit einer Schlauchkammer (ø: 0,125ccm) des Typs 31010-637 (PTW). Es wurde ein Verhältnis der relativen biologischen Wirksamkeiten (RBW) von 2:1 für kV zu MV angenommen [4]. Die MV-Dosis wurde dementsprechend in kV-äquivalente Dosis umgerechnet. Im inhomogenen Thoraxphantom mit einem Tumor-Inlay in der unteren linken Lungenhälfte (Isozentrum) wurde die Dosis an verschiedenen Positionen gemessen. Dem QA- Protokoll (AAPM TG-179) folgend wurde der gewichtete CTDI für beide Presets ermittelt.

Ergebnisse: Ein kombinierter kV-MV CBCT Scan (90° kV + 90° MV) mit einer gesamten MV- Dosis von 5 MU wurde in 15 Sekunden aufgenommen. Für das Thoraxphantom wurde die Dosis in verschiedenen Positionen (Abb. 1) gemessen. Im Tumor ergab sich mit dem modifizierten Chest-Preset eine Dosis von 33,31 mGy, mit dem kV-MV-Preset entsprechend 30,98 mGE (GE = Gy Equivalent mit RBW = 2 für kV). Das Risikoorgan (rechte Lunge) erhielt im modifizierten Chest-Preset 24,33 mGy, im kV-MV-Preset lediglich 12,58 mGE. Die Ergebnisse für weitere Messpunkte sind in Tabelle 1 aufgelistet. Der gewichtete CTDI betrug für das klinische Chest-Preset (M20 Kollimator) 19,32 mGy, für das kV-MV-Preset 13,93 mGE.

Zusammenfassung: Als Vorbereitung für die klinische Einführung von kV-MV CBCT wurde die Strahlenbelastung für den Patienten anhand von Phantommessungen abgeschätzt. Die Betrachtung der verschiedenen Messpunkte im inhomogenen Thoraxphantom zeigte generell für kV-MV eine vergleichbare Strahlenbelastung im Vergleich zu dem modifizierten kV-Chest-Preset. Der reduzierte Winkelbereich bei kV-MV führte im Bereich des Risikoorgans (rechte Lunge) sogar zu einer deutlichen Reduktion der biologisch effektiven Strahlendosis (rund 50%). Durch die QA-Messung mit dem CT-Phantom wurde ein CTDI-Richtwert für die Dosisabgabe des kV-MV-Presets definiert. Dieser lag rund 28% unterhalb der für diese Körperregion typischen Dosiswerte.

Anhang 1

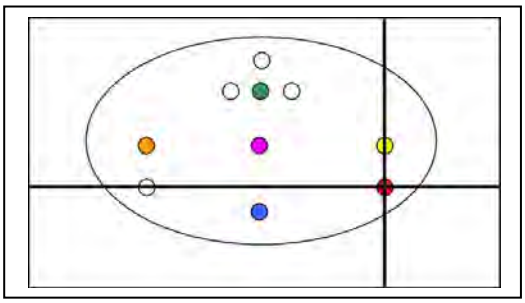


Abb.1: Messpunkte im inhomogenen Thoraxphantom

Anhang 2

Messpunkt	Preset	Dosis
Tumor linke Lunge	kV-MV	30.98 mGE
Tumor linke Lunge	Chest mod	33,31 mGy
Obere linke Lunge	kV-MV	33.77 mGE
Obere linke Lunge	Chest mod	34.09 mGy
Rechte Lunge	kV-MV	12.58 mGE
Rechte Lunge	Chest mod	24.33 mGy
Oberer Mitte	kV-MV	15.54 mGE
Obere Mitte	Chest mod	27.61 mGy
Rückenmark	kV-MV	22.01 mGE
Rückenmark	Chest mod	22.50 mGy
Körpermitte	kV-MV	23.45 mGE
Körpermitte	Chest mod	25.82 mGy

Tab. 1: Dosis in verschiedenen Messpunkten des inhomogenen Thoraxphantoms

Literatur

[1] Wertz et.al.: „Fast kilovoltage/megavoltage (kVMV) breathhold cone-beam CT for image-guided radiotherapy of lung cancer“, Phys. Med. Biol. 55 (2010): 4203-4217.
[2] Blessing et.al.: „Breath-hold target localization with simultaneous kilovoltage/ megavoltage conebeamCT and fast reconstruction“, J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 78:4 (2010): 1219-26.
[3] Blessing et al.: „Workflow automation for ultrafast kilovoltage-megavoltage cone-beam CT for image guided radiotherapy”, 2nd ESTRO Forum, Geneve, Switzerland, 2013.
[4] Hill: „The variation in biological effectiveness of X-rays and Gamma rays with energy“, Radiat. Prot. Dosimetry 112 (2004): 471-481.

98 Impact of interfractional anatomical changes and relevance of adaptive planning for intensity modulated radiotherapy – a comparison of proton and photon plans for head and neck cancer patients

B. S. Müller[1], M. N. Duma[1], S. Kampfer[1], H. Geinitz[1,2], J. J. Wilkens[1]
[1]Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München, Klinik für Strahlentherapie und Radiologische Onkologie, München
[2]Krankenhaus der Barmherzigen Schwestern Linz, Abteilung für Radio-Onkologie, Linz

Introduction: Interfractional changes of patient anatomy such as weight loss, shrinkage of the tumor and further changes in shape of organs nearby can influence the quality of the dose distribution [1-3]. In order to account for these volumetric changes and maintain dosimetric quality during the treatment course, image guided radiotherapy (IGRT) and adaptive planning became part of clinical practice [1-3].
Depending on the applied irradiation technique, anatomical changes may have different degrees of impact and therefore adaptive planning may be more or less relevant for certain irradiation techniques [1]. Dose distributions of intensity modulated proton therapy (IMPT) are known to be superior compared to intensity modulated radiotherapy with photons (IMRT), concerning sparing of normal tissue and dosimetric conformity in the initially calculated plan [3]. Due to the different physical properties of photons and protons, e.g. the sensitivity of depth dose curves to density changes of traversed matter, it is of interest how IMRT and IMPT plans react to interfractional anatomical changes of patients and how relevant IGRT is for both techniques.
Since head and neck cancer patients are subject to severe anatomical changes during the course of treatment [2, 3] and the tumor region is surrounded by various sensitive organs [2] these patients are suitable for studying the relevance of adaptive planning.

Material and Methods: We analyzed dose distributions of intensity modulated treatment plans for protons and photons over the course of treatment by recalculating the initial plans on control images taken during the treatment. The planning study was based on five cases of head and neck cancer patients, clinically treated with a Tomotherapy unit at our institution. Repeated control images (megavoltage MV-CT data series) had been acquired in the actual treatment position directly before the treatment. In order to avoid Hounsfield unit calibration issues between the clinical planning kilovoltage CT and MV-CTs, we did not use the kilovoltage CT at all and took the MV-CT taken immediately before the first fraction as planning CT for our study.
For each patient, we calculated one IMRT plan with seven equidistant photon beams and two different IMPT plans, with two and three fields. The beam angles for the proton plans were set to 45° and 315°, for the latter with an additional third field of 180°. The dose prescription to the planning target volume (PTV) was 50 Gy [or Gy(RBE) in case of protons] to be delivered in 25 fractions, five days a week. We calculated the initial plans on the first MV image that had been acquired before the first treatment and recalculated the plans on control images of every fifth fraction, leading to five recalculations per plan and patient. For dose calculations the research planning software “KonRad” (in collaboration with German Cancer Research Center DKFZ in Heidelberg) was used.

Results: The control images taken at different times of the treatment period showed significant differences in patient anatomy. This can be noticed by comparing the outer body contours, as shown for one patient in Figures 1-4. For the prescribed dose of 50 Gy or Gy(RBE), the doses of the organs at risks (OAR) nearby were mostly far from being critical.
The recalculated dose distributions on the control images show significant differences compared to the original plan. The initial dose distribution of protons is presented in Figure 1, the original photon plan in Figure 2. Figures 3 and 4 show these plans recalculated on the CT data set acquired before the 15th treatment.
Generally the impact of physical changes on dosimetric quality and the actual delivered dose distribution was greater in IMPT plans than in IMRT. While proton plans were more sensitive, i.e. showed greater effects on the dose distribution to these changes, IMRT plans turned out to be more robust against interfractional changes.
For the prescribed doses of 50 Gy or Gy(RBE),no critical cumulative doses for OARs were reached, neither for proton nor photon plans. Nevertheless the observed effects can be transferred to patient cases with higher prescribed doses. Since the initial doses to OAR were generally lower in proton plans the cumulative doses of all recalculated plans were less critical than in IMRT, even when taking the greater relative sensitivity to anatomical changes into account.
Regarding the aspect of tumor coverage, dose volume histograms of the PTV were influenced less in IMRT and the risk of underdosage seemed to be higher in proton therapy. In both techniques the

magnitude of effects on the dose distributions increased with increasing fraction number, i.e. for later points in time during the treatment. A detailed statistical analysis is still in progress.

Conclusion: For both IMRT and IMPT, adaptive planning and image guidance are of substantial importance. The recalculations of doses on control CTs showed significant changes in both cases.
The relevance and the need of IGRT and adaptive planning for both cases depends very much on the prescribed dose and initial dose distributions derived from the planning CT. Additionally the conclusions depend on the objectives under consideration, i.e. PTV coverage or concerns of OARs. Even though proton plans were more sensitive to changes and showed greater relative effects on the dose distributions, the initial doses to OARs were often lower and the cumulative dose of OARs might be less critical than in IMRT plans. In IMRT plans smaller dose changes might more likely harm the organs nearby than in IMPT. In contrast to that, tumor coverage and potential underdosage need to be considered more carefully in IMPT.
Frequent control imaging, surveillance of anatomical changes and plan recalculations are recommended in any case for all intensity modulated irradiation techniques for head and neck cancer patients.

Attachment 1

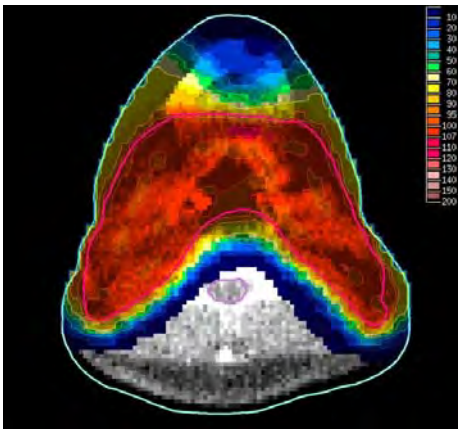


Fig. 1: Dose distribution of initial IMPT plan (dose scale: 100 % = 50 Gy(RBE))

Attachment 2

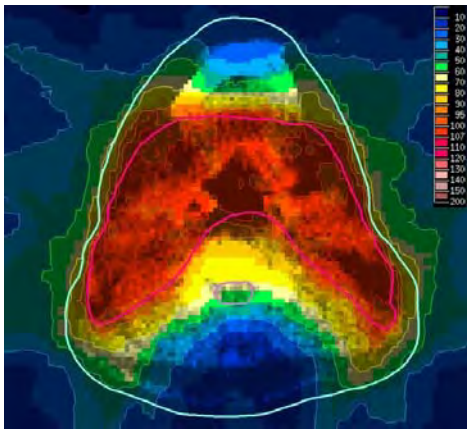


Fig. 2: Dose distribution of initial IMRT plan (dose scale: 100 % = 50 Gy)

Attachment 3

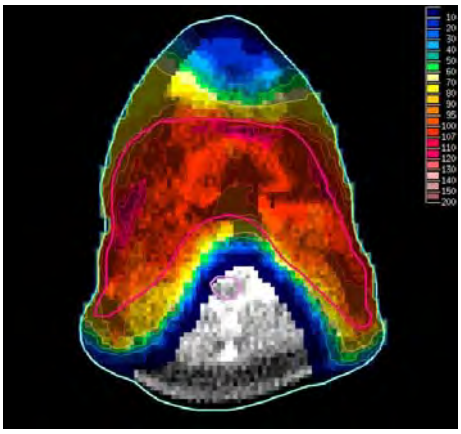


Fig. 3: Recalculated IMPT plan after 15 fractions (dose scale: 100 % = 50 Gy(RBE))

Attachment 4

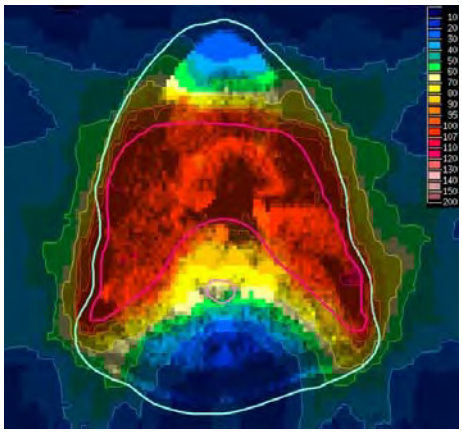


Fig. 4: Recalculated IMRT plan after 15 fractions (dose scale: 100 % = 50 Gy)

Acknowledgements: We would like to thank Simeon Nill and Uwe Oelfke (DKFZ Heidelberg) for providing the planning software “KonRad”.
Supported by DFG Cluster of Excellence: Munich-Centre for Advanced Photonics.

Literature

[1] Albertini F. et al. Sensitivity of intensity modulated proton therapy plans to changes in patient weight. Radiother Oncol 2008;86; 187-194.
[2] Duma M. N. et al. Comparative analysis of an image-guided versus a non-image-guided setup approach in terms of delivered dose to the parotid glands in head-and-neck cancer IMRT. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2010;77;1266-1273.
[3] Simone II C. B. et al. Comparison of intensity-modulated radiotherapy, adaptive radiotherapy, proton therapy, and adaptive proton radiotherapy for treatment of locally advanced head and neck cancer. Radiother Oncol 2011;101; 376-82.

99 Feasibility study to establish polymer gel dosimetry in a real lung tissue phantom

T. Moser[1], A. Runz[1], E. Burkard[1], J. Biederer[2], C. P. Karger[1]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum DKFZ, Abt. Medizinische Physik in der Strahlentherapie (E040), Heidelberg
[2]Universitätsklinikum Heidelberg, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Heidelberg

Introduction: The introduction of modern adaptive radiotherapy techniques (e.g. gating or tracking) is often limited by the knowledge of accuracy with which the planned dose is actually delivered. 3D-dose verification under these conditions is a difficult task and has not satisfactorily been solved yet. With this approach we aim to establish a workflow where for 3D-BANG-gel dosimetry in a real lung tissue phantom.

Materials and methods: We have used a special chest phantom [1] where explanted porcine lungs can be inserted and ventilated under quasi physiological conditions (Fig. 1). The phantom consists on an artificial thorax where negative pressure is used to expand the lung. Also, a flexible reconstruction of the diaphragm is available, which can be inflated or deflated with air to simulate any given breathing curve. As dosimetry gel, we have used a polymer gel [2, 3] which is water based and includes monomers that polymerize locally in proportion to the absorbed radiation dose (BANG gel, MGS Research, Inc. Madison, USA). As the gel has to be operated in absence of oxygen, we have used urinary catheter to insert a defined volume of the gel the lung tissue. We have placed two catheters in the lung via the pulmonary artery filled their balloons with the dosimetry gel under anoxic conditions. After acquiring a CT, the two balloons simulating two targets were localized and two orthogonal fields were planned. To quantify the dose on the volume, we established a calibration curve where various samples of the same charge of the gel were irradiated with different doses under reference conditions (Fig. 2). For the read-out of the samples, the T2-relaxation rates, which are linearly dependent on dose, were measured from MRI images.

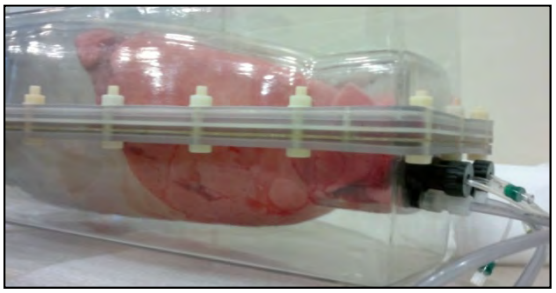
Results: We succeeded in implanting the catheters into the lung tissue. They can be delineated in the planning CT. Unfortunately, one of the two catheters broke when explanting them from the lung after irradiation. So, there was only one left. Nevertheless, when comparing the R2 relaxation rates of the catheter with the calibration curve, we find it in the estimated order of magnitude. So, in our test we have hit the target.

Discussion: This study was our first run to establish a workflow to handle polymer gel for dosimetry in a lung tissue phantom. Therefore, some aspects have still to be optimized. E.g., the used urinary catheter is of limited suitability as they may burst when filling them under pressure. Nevertheless, this is an interesting approach for simulating adaptive radiotherapy techniques under realistic conditions.

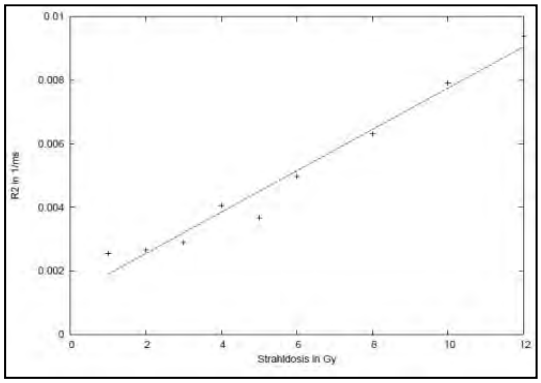
References:

[1] Biederer J. et al, Artificial Thorax for MR Imaging Studies in porcine Heart-Lung Preparations, Radiology 226 2003
[2] Ibbott et al, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 38 (5) 1997
[3] Wuu et al, DOSGEL 2004

Anhang 1



Anhang 2



100 Überprüfung von Strategien zur Positionierung von Kopf-Hals-Krebs-Patienten unter Verwendung von MV-Bildgebungssystemen

S. Hindel[1], W. Sauerwein[1], C. Pöttgen [1], L. Lüdemann[1]
[1]Universitätsklinikum Essen, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie, Essen, Deutschland

Fragestellungen: Das Ziel unserer Studie ist es, den Einfluss der Verwendung einer Megavolt(MV)-Bildgebungsvorrichtung für die Patientenpositionierung während des Verlaufs einer intensitätsmodulierten Radioteletherapie (IMRT) auf die Qualität der Behandlung zu quantifizieren. Hierbei betrachten wir insbesondere die interfraktionellen Abweichungen bei Patienten mit Tumoren im Kopf-Hals-Bereich. Wir möchten ergründen, in welchem Ausmaß die Häufigkeit der MV-Bildgebung die Justagegenauigkeit beeinflusst, und wir möchten statistische von systematischen Positionsabweichungen unterscheiden. Zum einen soll die Bestrahlung mit maximaler Exaktheit erfolgen, um gesundes Gewebe - insbesondere Risikoorgane wie die Halswirbelsäule - zu schonen, und um tumoröses Gewebe in größtmöglichem Ausmaß zu erfassen. Zum anderen soll der Patient keiner unnötigen Strahlendosis durch die MV-Bildgebung ausgesetzt werden.

Material und Methoden: Die Lagerungs- und Haltungsabweichungen wurden erfasst anhand der manuell vorgenommenen Positionskorrekturen des Behandlungstisches. Als Referenz für den Bildabgleich wurde ein zu Beginn der Behandlungsserie angefertigter Planungs-CT-Datensatz verwendet. Anhand desselben wurden digital rekonstruierte Röntgenbilder (DRR) in koronaler und saggitaler Richtung im Bereich der Kopf-Hals-Region erstellt. Der Patient wurde auf einem Nackenlagerungskissen und unter einer Thermoplast-Maske im Kopf- und Brustbereich fixiert. In jeder Fraktion wurde der Patient mit Hilfe von Wandlasern und Körper- und Maskenmarkierungen auf dem Behandlungstisch vorpositioniert. Anschließend wurden mit offener Lamellen-Blende MV-Bilder aufgenommen. Die Feinpositionierung des Patienten erfolgte durch manuellen Abgleich der MV-Röntgenbilder mit den DRRs. Bei der derzeitigen Strategie zur Feinpositionierung der Patienten wird die mittlere Positionen der ersten drei bestrahlten Fraktionen verwendet. Es wurde alle zwei bis drei Fraktionen ein Positionskontroll-MV-Bild aufgenommen. In der vorliegenden Studie wurde als Referenz die mittlere Position der ersten fünf Bestrahlungen und die jeweils vorhergehende Bestrahlung untersucht.
Es wurden die zufällig ausgewählten Daten von 15 Patienten im Alter zwischen 48 und 77 Jahren (Mittelwert: 61 Jahre) ausgewertet, deren Position in den ersten fünf Fraktionen mit MV-Bildgebung kontrolliert wurde. Die Arten und Häufigkeiten der Erkrankungen sind in Tabelle 1 aufgelistet. Vier Patienten waren weiblich, elf männlich. Es wurden 185 bei 255 Bestrahlungsfraktionen aufgenommene MV-Kontrollbildpaare ausgewertet. Der Mittelwert der in einer Fraktion aufgenommenen MV-Kontrollbildpaare betrug 9 (Bereich: 7 - 14). Der Mittelwert der von einem Patienten aufgenommenen MV-Kontrollbildpaare betrug 23 (Bereich: 12 - 34). Die maximale Fraktion bis zu der die Daten analysiert wurden war Nr. 24, da der Behandlung ab der 25. Fraktion teilweise neuaufgestellte Bestrahlungspläne zugrunde lagen.

Anhang 1

IDC-10	Anzahl
C01	1
C02.3	1
C04.8	1
C05.8	1
C07.9	1
C10.8	6
C13.8	2
C15.1	1
C32.1	1

Das Bestrahlungsgerät war ein Clinac 2100 C/D (Varian) Linearbeschleuniger mit Exact-Couch, mit der Matching-Software PortalVision Advanced Imaging 1.5.13.0. Als CT-Scanner dient ein Siemens SOMATOM Sensation Open mit vier Detektorzeilen. Die Voxelgröße beträgt 0.98×0.98×2.4mm³. Die MV-Bildgebungsvorrichtung war ein PortalVision aS500 (PVI). Die Fläche des PVIs beträgt 40×30cm², 512×384 Pixel, und die räumliche Auflösung 0.784 mm. Für die nachträgliche automatische Registrierung der Bilddaten wurde die medizinische Visualisierungssoftware Amira 5.2 verwendet.

Tab. 1: Klassifikation der Krankheiten der Patienten mittels IDC-10 und deren in der Studie vorkommende Anzahl.

Ergebnisse: Mit einer Diskretisierung der Positionsänderung, die ganzzahlige Vielfache der jeweiligen Standardabweichungen beträgt, waren die auf den Flächeninhalt von Eins normierten Histogramme der Gesamtmenge der Positionsänderungen aus allen Fraktionen und in alle drei Raumrichtungen und für

alle drei Strategien näherungsweise gaußförmig (siehe Abb.1). Zum Vergleich ist zusätzlich als rote gestrichelte Linie die Standardnormalverteilung dargestellt. In vertikaler Richtung sind die Positionsänderungen etwa halb so groß wie in die anderen beiden Richtungen. In Abb.2 ist die Standardabweichung der Positionsänderungswerte aller Patienten in einer jeweiligen Fraktion gegen die Fraktionsnummer aufgetragen. Bei der Strategie 0 ist der jeweils vorherige Positionswert der Bezugspunkt für die vorgenommene Positionsänderung. Bei der Strategie 1 dient der Mittelwert der ersten drei anfänglichen Positionen als Bezugspunkt für die Positionsänderungen. Bei der Strategie 2 bildet der Mittelwert der ersten fünf Positionen den Bezugspunkt für die Positionskorrekturen. die gestrichelten Linien deuten den Geradenangleich an, welcher unter Verwendung der Methode der kleinsten Quadrate an die Datenpunkte vorgenommen wurde. Da die Verteilung der Positionskorrekturen

Anhang 2

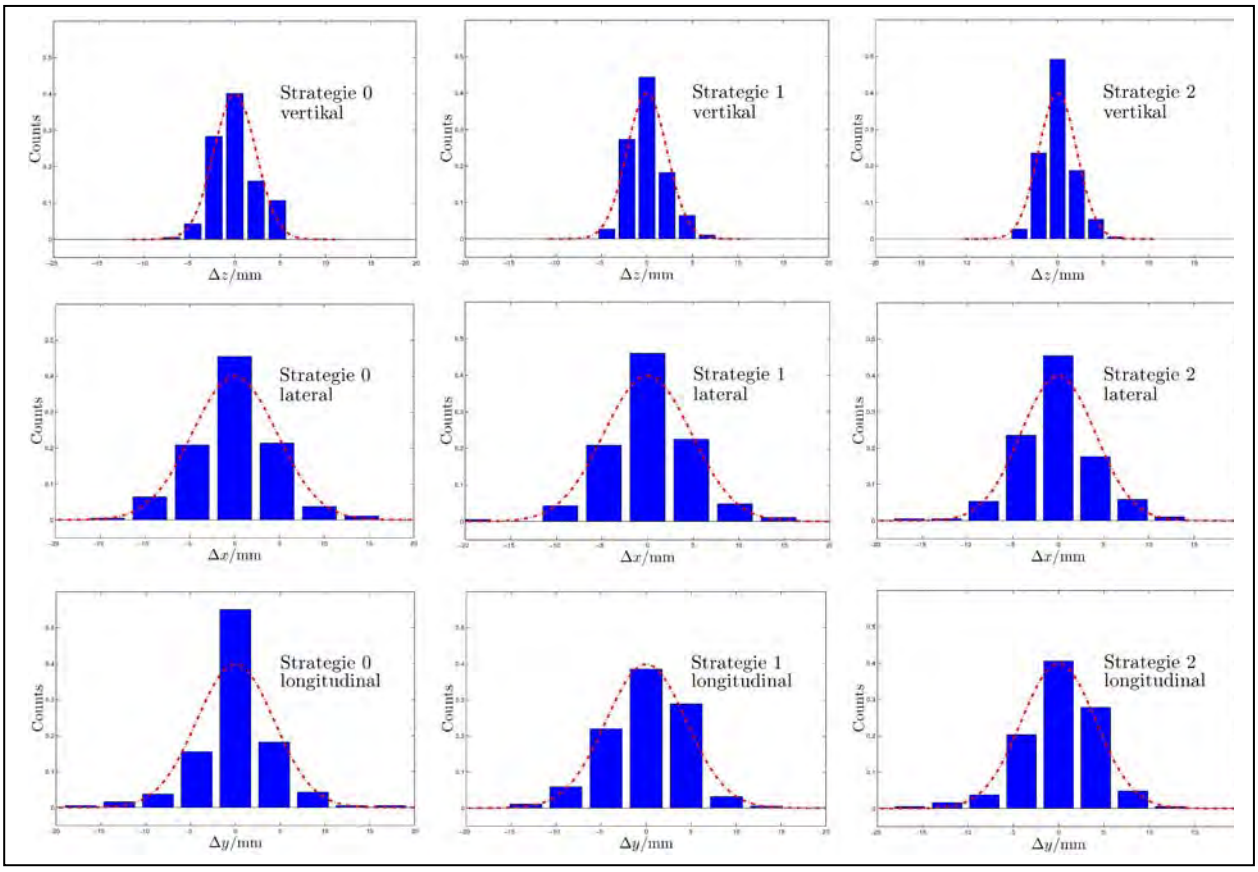


Abb.1: Histogramme der Positionsänderungen in die drei Raumrichtungen und für die drei untersuchten Strategien. Die Diskretisierungsbreite beträgt ganzzahlige Vielfache der Standardabweichung. Sie beinhalten jeweils alle Patienten und alle Fraktionen, in welchen MV-Kontrollbilder aufgenommen wurden.

in den einzelnen Fraktionen nicht in jeder Fraktion eindeutig gaußförmig war, haben wir zusätzlich die Differenz der 84,1- und 15.9-Prozent-Quantile in analoger Weise analysiert. Für beide Methoden waren die Grundaussagen gleich, jedoch waren die berechneten Positionierungsunsicherheiten für den Fall der Quantildifferenzen um den Faktor 2 größere mittlere vertikale Positionierungsunsicherheit betrug etwa 2 mm (siehe auch Abb.2 und Tabelle 3). In lateraler und longitudinaler Richtung waren die Standardabweichungen größer als in vertikaler Richtung. In lateraler Richtung sank die Positierungsunsicherheit im Laufe der Behandlung. Orientiert an der Ausgleichsgeraden lag sie für Strategie 1 bis Fraktion 17 über jener der Strategie 0. Strategie 2 unterbot die Positionierungsunsicherheit der anderen Strategien über die gesamte Länge der Behandlungen. Wie in Tabelle 2 zu sehen, ergibt sich unter Einbeziehung der Differenz der Mittelwerte der Standardabweichungen zwischen Strategie 1 und Strategie 2 und der entsprechenden Differenz der Mittelwerte der Quantildifferenzen in lateraler Richtung durch die Verwendung der Strategie 2 eine Verbesserung der Positionierungssicherheit zwischen 0.7 und 1.6 mm. Für die Longitudinalrichtung kann man bereits an den Histogrammen der Positionsänderungen sehen, dass unter Verwendung der simplen Strategie 0 kleine Änderungen häufiger wären als von der Normalverteilung zu erwarten. Die tatsächlich angewandte Strategie 1 führt somit

mitunter sogar eher zu einer Verschlechterung des Positionierungsergebnisses. In longitudinaler Richtung ergab sich für alle Strategien, unter Maßgabe der Ausgleichsgeraden, eine Verschlechterung der Positionierungssicherheit im Laufe der Behandlung. Strategie 1 zeigte über die gesamte Behandlungsdauer eine höhere Unsicherheit als die Strategie 0. Die Ausgleichsgerade der Strategie 2 überstieg die der Strategie 0 im Bereich der Fraktion Nr. 17.Die höheren Abweichungen in longitudinaler Richtung erklären sich durch die schlechtere Auflösung der DRRs in Longitudinalrichtung von 2.4 mm und den größeren Bewegungsspielraumm den der in longitudinaler Richtung nach unten aus der Maske ragende Patient hat.

Anhang 3

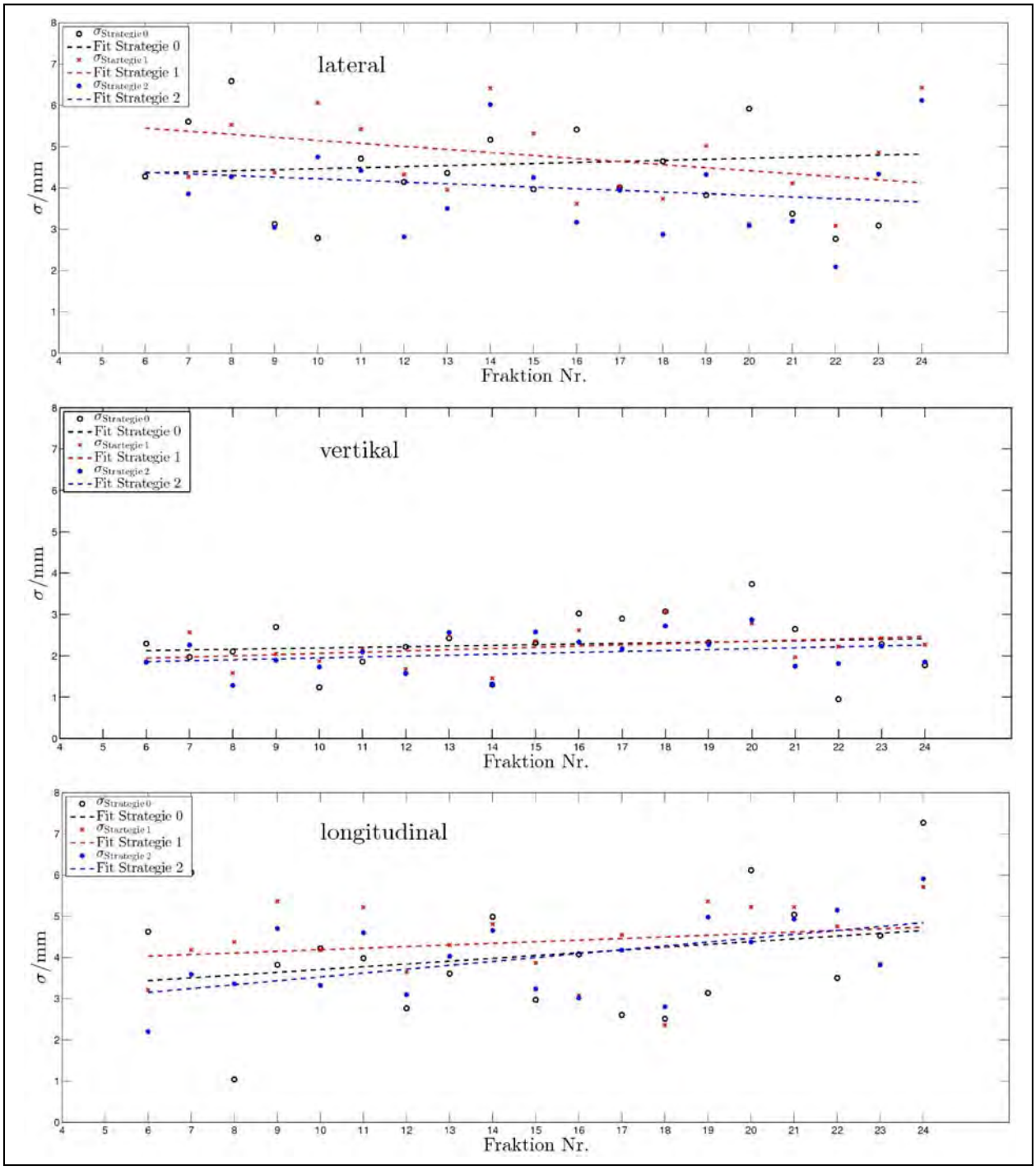


Abb.2: Auftragungen der interfraktionalen Standardabweichungen gegen die Fraktionsnummer für die drei Raumrichtungen und für die verschiedenen Strategien. Zusätzlich wurden mit der Methode der kleinsten Fehlerquadrate Anpassungsgeraden für die verschiedenen Datensätze berechnet.

Anhang 4

	Standardabweichung		Quantildifferenz	
Richtung	$\langle\sigma_3\rangle - \langle\sigma_5\rangle$/mm	P	$\langle\sigma_3\rangle - \langle\sigma_5\rangle$/mm	P
Vertikal	0.05	0.16	0.02	0.9
Lateral	0.6	< 0.001	1.3	< 0.001
Longitudinal	0.3	0.009	0.5	0.1

Tab. 2: Differenzen der Mittelwerte der mit den Strategien 1 und 2 erhaltenen Standardabweichungen bzw. Quantildifferenzen und P-Wert des t-Tests auf Signifikanz der Unterschiede dieser Mittelwerte.

Aufgrund der größeren Ausdehnung des menschlichen Körpers in dieser Richtung sind Stauchungen und Streckungen in dieser Richtung generell größer. Einflüsse der Gewichtsabnahme werden deshalb in longitudinaler Richtung einen größeren Effekt haben.
Wie in Tabelle 2 zu sehen, ergab sich hinsichtlich des Vergleichs der Mittelwerte der Standardabweichungen und Quantildifferenzen der Strategien 1 und 2 für alle Raumrichtungen eine signifikante Verringerung der Positionierungsunsicherheit durch die Verwendung der Strategie 2. Tabelle 3 zeigt eine Übersicht der Mittelwerte der mit den drei Strategien erhaltenen Positionierungsunsicherheiten.

Anhang 5

	$\langle\sigma\rangle$/mm			$\langle\Delta Q\rangle$/mm		
	Strategie 0	Strategie 1	Strategie 2	Strategie 0	Strategie 1	Strategie 2
Vertikal	2.3	2.2	2.1	4.4	4.5	4.1
Lateral	4.6	4.8	4.0	8.0	8.8	7.2
Longitudinal	4.0	4.4	4.0	7.7	8.6	7.9

Tab. 3: Mittelwerte der mit den verschiedenen Strategien in den drei Raumrichtungen erhaltenen Standardabweichungen beziehungsweise Quantildifferenzen.

Bei den mit Strategie 2 erhaltenen Messergebnissen ist zu berücksichtigen, dass eine Änderung in der Fraktion n+1, mit n größer oder gleich 6, sich auf eine in Fraktion n eingestellte Position bezieht, die ihrerseits durch eine Verschiebung zustande gekommen ist, die sich auf einen Mittelwert aus den ersten drei Positionen bezieht. Es wird also der Anteil der Positionsänderungen abgeschätzt, der durch ein Verfehlen des Ruheschwerpunktes des Patienten auf dem Behandlungstisch zustande kommt. Bei einer tatsächlichen klinischen Anwendung der Strategie 2 ist eine noch stärkere Verringerung der Positionierungsunsicherheit und somit eine größere Exaktheit der Patientenpositionierung zu erwarten.
In Tabelle 4 sind die Korrelationskoeffizienten aufgetragen, die sich für den Abgleich zwischen einer mit nachträglich durch automatische Koregistrierung der DRRs mit den MV-Bildern und den tatsächlich am Behandlungstag vorgenommenen manuellen Positionsänderungen ergaben. Es wurden die Bilddaten von drei Patienten verglichen. Größtenteils ergaben sich hohe Übereinstimmungen. Die manuellen Positionskorrekturen konnten somit mit der automatischen Bildregistrierung validiert werden.

Anhang 6

	Korrelationskoeffizient R		
	Vertikal	Lateral	Longitudinal
Patient 1	0.58	0.75	0.83
Patient 2	0.08	0.75	0.32
Patient 3	0.91	0.93	0.51

Tab. 4: Korrelationskoeffizienten zwischen Ergebnissen der automatischen Bildregistration und der manuellen Positionsänderungen.

Zusammenfassung: Unsere Ergebnisse führen zu dem Schluss, dass es sinnvoll ist, die ersten fünf Positionswerte einzubeziehen, um einen Mittelwert zu berechnen, der als Referenzpunkt zur Bestimmung der Positionsänderungen dient. Es sollten außerdem die notwendige Tischbewegung unter Verwendung von MV-Kontrollbildern in wesentlich längeren Intervallen als alle zwei Fraktionen überprüft werden. Als Richtwert zur genaueren Quantifizierung könnten hierbei die Überschneidungspunkte der Anpassungsgeraden der verschiedenen Strategien dienen. In vertikaler Richtung erscheint eine Positionskontrolle durch MV-Bilder grundsätzlich nicht sinnvoll, da sich dort die statistischen Schwankungen im Bereich der technisch bedingten Positionierungsunsicherheit befinden. Eine weitere Möglichkeit wäre es, in jeder Fraktion MV-Kontrollbilder zu erstellen. Dieses Vorgehen hätte zwar wegen der zusätzlichen Röntgenbilder eine höhere Gesamtdosis zur Folge. Die Positionierungsunsicherheit würde jedoch abnehmen, und im günstigsten Falle bekämen Risikoorgane eine geringere Dosis. Es sind zusätzliche Studien notwendig, um in diesem Zusammenhang ein Kosten-Nutzen-Verhältnis zu ermitteln. Die größtenteils hohe Korrelation zwischen den Positionsänderungen, die durch einen automatischen Bildabgleich zwischen DRRs und MV-Bildern zustande kamen, untermauert die grundsätzliche Exaktheit der unter gegebenen Möglichkeiten durchgeführten Positionsänderungen.

22. Brachytherapie

101 Einführungsvortrag – Aktuelle Aktivitäten der BRAPHYQS Gruppe der GEC ESTRO

F.-A. Siebert[1], î Carlsson Tedgren[2], J. Perez-Calatayud[3], J. Venselaar[4]
[1]UKSH, Campus Kiel, Strahlentherapie, Kiel
[2]Linköping University, Radiation Physics, Department of Medical and Health Sciences (IMH), Linköping, Schweden
[3]Hospital Universitario La Fe, Valencia, Spanien
[4]Instituut Verbeeten, Department of Medical Physics and Engineering, Tilburg, Niederlande

im Namen der BRAPHYQS Arbeitsgruppe der GEC ESTRO

Zielsetzung: Die BRAPHYQS (Chair: Frank-André Siebert) Arbeitsgruppe der GEC ESTRO wurde 2002 gegründet. Die Aufgabe dieser internationalen Netzwerk-Gruppe von Medizinphysikern ist die Entwicklung und Verbesserung von Methoden der Qualitätssicherung in der klinischen Brachytherapie. Ergebnisse werden in der *peer-review* Literatur bzw. ESTRO-Büchern publiziert.

Material und Methoden: Projekte der BRAPHYQS-Gruppe sind in sog. *work packages* (WPs) eingeteilt. Eine Übersicht dazu findet sich auf der ESTRO homepage. Einige Projekte mit stark klinischem Bezug werden in Zusammenarbeit mit der UroGEC-Gruppe der GEC ESTRO (Chair: Peter Hoskin) durchgeführt. Des Weiteren ist BRAPHYQS eng mit anderen internationalen Organisationen, wie AAPM und ABG verbunden.
Zu den derzeit bearbeiteten Themenkomplexen gehören unter anderem:

- TG-43 Webpage (WP4)
- Kalibrierung von LDR- und HDR- Strahlern (WP5)
- Baulicher Strahlenschutz in der Brachytherapie (WP11)
- Qualitätssicherung für Ultraschall in der Brachytherapie (WP12)
- Studie über Gesamtunsicherheiten in der Brachytherapie (WP13)
- Interobserver-Error bei der Seed-Nachplanung der Prostata (WP15)
- Integraldosen in der Brachytherapie (WP17)

Ergebnisse: WP4: Daten für den TG-43-Formalismus für Brachytherapie-Strahler, hauptsächlich 137Cs, 60Co und 192Ir, werden von der Gruppe an der Universität Valencia zusammengestellt. Die entsprechende Webseite unter www.uv.es/braphyqs wird regelmäßig auf den neuesten Stand gebracht.
WP5: Ein Ziel dieses WPs ist die Möglichkeiten der Einführung des Wasser-Energiedosis-Konzeptes in der Brachytherapie zu eruieren. Dazu wurde bereits ein Artikel im Journal Metrologia 49 (2012) S249–S252 (Siebert, FA, Venselaar J, Hellebust-Paulsen T, Papagiannis P, Rijnders A, Kirisits C, Rivard M) publiziert.

WP11: Die Gruppe arbeitet an Energie-abhängigen Streukernen für Abschirmmaterialien. Daten für Blei, Beton und Stahl werden anhand des MCNP-Monte Carlo (MC) Codes berechnet. Zudem erfolgen MC-Berechnungen für Bestrahlungsräume, die ein Labyrinth besitzen. Dies ist insbesondere für bestehende Bunker interessant, die in einen Brachytherapie-Bestrahlungsraum umgewandelt werden sollen.
WP12: In diesem WP werden praktische Richtlinien zur Qualitätssicherung bei der klinischen Nutzung des Ultraschalls in der Brachytherapie erarbeitet. Neben allgemeinen Hinweisen werden organspezifische Methoden vorgestellt.
WP13: Eine detaillierte Übersichtsstudie über Gesamtunsicherheiten wurde erstellt. Diese Review-Arbeit beinhaltet Daten aus der gängigen Literatur, Empfehlungen und technischen Spezifikationen. Die Arbeit an diesem umfassenden Report ist fast beendet.
WP15: In einer retrospektiven Studie wurden die Einflüsse von Konturierung, Bildfusion und Seed-Rekonstruktion bei der LDR-Nachplanung bei Prostata-Implantationen untersucht und in Radiother Oncol 104 (2012) 192–198) publiziert. Ein zweites Manuskript befindet sich bereits im Review-Prozess.
WP17: Dieses Projekt beschreibt die Integraldosen die bei einer Brachytherapie auftreten können. Für den Fall von Prostatabestrahlungen werden Brachytherapiebehandlungen mit anderen üblichen Methoden der Strahlentherapie, wie konformale Strahlentherapie, IMRT, Cyberknife, Tomotherapie und Protonentherapie, verglichen.

Zusammenfassung: BRAPHYQS ist eine Arbeitsgruppe der GEC ESTRO, die im europäischen Rahmen erfolgreich physikalische Brachytherapie-Projekte bearbeitet und die Resultate z.B. in Form von Publikationen und Richtlinien öffentlich macht.

102 Einführungsvortrag – New developments in brachytherapy physics – guidelines from the AAPM task group 186

F. Verhaegen[1]
[1]Maastro Clinic, Maastricht, the Netherlands

The present standard in brachytherapy dose calculation follows the recommendations of the AAPM Task Group report 43 (TG-43) report, in which patients are modeled as water spheres. TG-43 doesn't allow taking into account tissue heterogeneities, patient anatomy, intersource attenuation or the absorbing effect of applicators. It has been shown in the recent literature that in particular for low-energy photon emitting isotopes such as 125I or electronic brachytherapy sources large dose errors can be made this way.
Recently the AAPM Task Group report 186 (TG-186) was published, which formulates recommendations on the use of so called model based dose calculation algorithms (MBDCA), which may take the aforementioned heterogeneities into account. MBDCAs raise three major issues that are not addressed by earlier recommendations: 1) MBDCA calculated doses are dependent on the dose specification medium, resulting in energy-dependent differences between dose calculated to water in a homogeneous water geometry (TG-43), dose calculated to the local medium in the heterogeneous medium, and the intermediate scenario of dose calculated to a small volume of water in the heterogeneous medium. 2) MBDCA doses are sensitive to voxel-by-voxel interaction cross sections. Recent literature has shown potentially large dose errors when water is assigned to voxels instead of the proper human tissues. Neither single-energy CT nor ICRU/ICRP tissue composition compilations provide sufficient guidance for the task of assigning interaction cross sections to each voxel. 3) Each patient-source-applicator combination is unique; this requires novel strategies for commissioning of MBDCA-based treatment planning systems.
TG-186 addresses in detail the abovementioned issues, and formulates recommendations to ensure standardized dose calculation practice among early adopters of MBDCA.

103 Ein neuer Binuklid-Applikator für die Brachytherapie von Augentumoren

M. Ebenau[1,2], D. Flühs[2], W. Sauerwein[2], B. Spaan[1], M. Eichmann[1]
[1]Technische Universität Dortmund, Experimentelle Physik V, Dortmund
[2]Universitätsklinikum Essen, Klinik für Strahlentherapie, Essen

Einleitung: Die Strahlentherapie mit Augenapplikatoren ist eine häufig angewandte organerhaltende Therapieform für Aderhautmelanome mit einer Höhe zwischen 2,5 und 10 mm [1]. Am Universitätsklinikum Essen werden mit dieser Technik jährlich ca. 400 Patienten mit Tumoren des Auges behandelt. Augenapplikatoren für die Brachytherapie bestehen aus Metallkalotten, die auf ihrer Innenseite das radioaktive Material tragen. Diese Kalotten werden auf den Augapfel über dem Tumor aufgenäht und verbleiben dort für einige Tage.
In Europa kommen vor allem Augenapplikatoren, die den β-Strahler ^{106}Ru enthalten zum Einsatz. Die Dosisverteilung dieser Augenapplikatoren weist den für β-Strahler charakteristischen steilen Dosisabfall mit einer begrenzten Eindringtiefe auf. Diese Charakteristik ermöglicht es, die Tumorbasis mit hohen Dosen zu bestrahlen und gleichzeitig weiter entfernte Strukturen im Auge effektiv zu schonen, verringert jedoch den möglichen Einsatzbereich in Bezug auf die Höhe der bestrahlbaren Tumoren. Tumoren mit einer Höhe bis zu 7 mm lassen sich mit guter Zielvolumenabdeckung bestrahlen.
In Amerika sind Applikatoren, die Seeds mit dem γ-Strahler ^{125}Jod enthalten, am weitesten verbreitet. Diese weisen im Vergleich zu ^{106}Ru -Applikatoren eine flachere Tiefendosiskurve auf. Bei der Behandlung mit ^{125}I werden an der Tumorbasis meist deutlich geringere Dosen appliziert als bei der Behandlung mit ^{106}Ru. Trotzdem ist die Belastung des Normalgewebes für flache Tumoren (Höhe‹5mm) bei der Behandlung mit ^{106}Ru niedriger [2]. ^{125}I-Applikatoren sind für die Bestrahlung von bis zu 10 mm hohen Tumoren geeignet und werden teilweise bei bis zu 15 mm hohen Tumoren eingesetzt.
Die Kombination der beiden Radionuklide ^{106}Ru und ^{125}I in einem sogenannten Binuklid-Applikator hat zum Ziel, höhere Tumoren behandeln zu können als mit ^{106}Ru -Applikatoren und dabei die Dosisbelastung des Normalgewebes gegenüber der Behandlung mit reinen ^{125}I-Applikatoren zu senken. Ein erster Binuklid-Applikator wurde in den 1990er-Jahren am Uniklinikum Essen entwickelt [3] und wird erfolgreich zur Therapie eingesetzt. Der neue Applikator soll demgegenüber deutlich einfacher in der Handhabung sein und weniger Aufwand in der klinischen Dosimetrie erfordern. Darüber hinaus soll er dünner sein als der bisherige, der eine Dicke von ca. 3 mm aufweist, um die Patientenverträglichkeit zu verbessern.

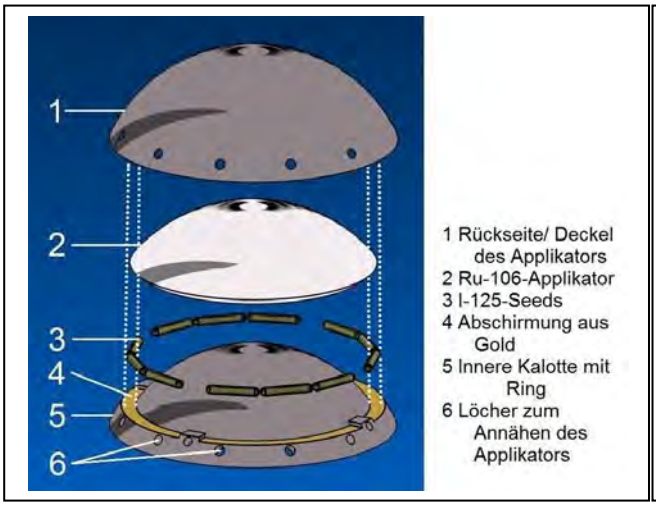


Abb.1: Schematischer Aufbau des Binuklid-Applikators.

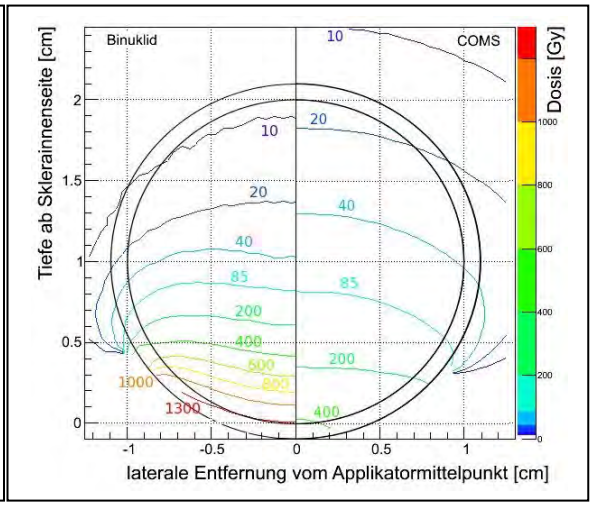


Abb.2: Gegenüberstellung der Dosisverteilung des neuen Binuklid-Applikators (links) mit der Dosisverteilung eines handelsüblichen ^{125}I-Applikators (rechts). (Daten für den ^{125}I-Applikator nach [8], [9] . Es handelt sich um einen COMS-Applikator mit 20 mm Durchmesser.)

Material und Methoden: Es wurde ein wiederverwendbarer Applikator aus den biologisch unbedenklichen Materialien Titan und Gold entwickelt. Dieser ist in Abb. 1 schematisch dargestellt. Er besteht aus einer Kapsel aus Titan, die mit einem handelsüblichen ^{106}Ru-Applikator sowie 12 ^{125}I-Seeds bestückt wird. Bereiche des Applikators die keine Strahlung durchlassen sollen sind auf der Innenseite

mit 100 µm dicker Goldfolie versehen. Die Titankapsel besteht aus zwei Teilen, die miteinander verschraubt werden: einer 50µm starken inneren Kalotte, die das Strahlenaustrittsfenster bildet, sowie einer weiteren Kalotte, die die Rückwand des Applikators bildet und wie ein Deckel aufgeschraubt wird. Die innere Kalotte ist am Rand mit einem Titanring verschweißt, der für die nötige Stabilität sorgt und die am Rand des ^{106}Ru-Applikators angeordneten Jod-Seeds in ihren Positionen fixiert. Zur Simulation von Dosisverteilungen wurde der Monte-Carlo-Code EGSnrc verwendet [4]. Es wurden die Dosisbeiträge von ^{125}I und ^{106}Ru einzeln simuliert, so dass der Einfluss verschiedener Aktivitätsverhältnisse auf die Dosisverteilung untersucht werden konnte. Für die Messungen am Binuklid-Applikator wurde ein Zweikanal-Plastikszintillator-Detektor-System [5, 6] verwendet sowie ein piezoangetriebener xyz-Messtisch [7]. Zusätzlich wurden Messungen mit einer Apparatur durchgeführt, die die Detektoren entlang gedachter Kugelschalen bewegt und somit oberflächenparallele Messungen ermöglicht.

Ergebnisse: Die Dosisverteilung des neuen Binuklid-Applikators erfüllt die klinischen Anforderungen für die Therapie von Tumoren mit einer Höhe zwischen 7 und 10 mm. Dabei lässt sich die Dosisverteilung durch eine Variation des Mischungsverhältnisses der beiden eingesetzten Radionuklide an unterschiedliche Tumorhöhen anpassen. Abb. 2 zeigt die Dosisverteilung des neuen Binuklid-Applikators beim Einsatz von 2 GBq ^{125}I und 25,9 MBq ^{106}Ru im Vergleich zur Dosisverteilung eines typischen ^{125}I-Applikators (nach [8], [9]). Beide Datensätze stammen aus Monte-Carlo-Simulationen. Die Dosierung wurde so gewählt, dass ein 8 mm hoher Tumor mit 85 Gy an der Spitze bestrahlt wird. Es ist zu erkennen, dass die Dosisverteilung des neuen Binuklid-Applikators mit der Tiefe steiler abfällt. Die Dosis an der dem Tumor gegenüber liegenden Sklera beträgt beim Binuklid-Applikator ca. 9 Gy und bei dem betrachteten reinen ^{125}I-Applikator ca. 16 Gy. Auch der Bereich der normalen Gewebe außerhalb des Zielvolumens, der mit mehr als 20 Gy bestrahlt wird, ist beim Binuklid-Applikator deutlich kleiner. Die Dosis an der Sklera direkt über dem Applikator beträgt beim Binuklid-Applikator für diesen Fall 1500 Gy. Diese Dosis stellt die Toleranzgrenze bei ^{106}Ru-Applikatoren dar [10]. Zur Behandlung höherer Tumoren muss der ^{125}I-Anteil an der Gesamtaktivität des Applikators erhöht werden. Der neue Binuklid-Applikator bietet bis zu einer Tumorhöhe von ca. 9 mm Vorteile gegenüber der Bestrahlung mit reinen ^{125}I-Applikatoren. Darüber hinaus gleichen sich die Dosisverteilungen in der Tiefe an.

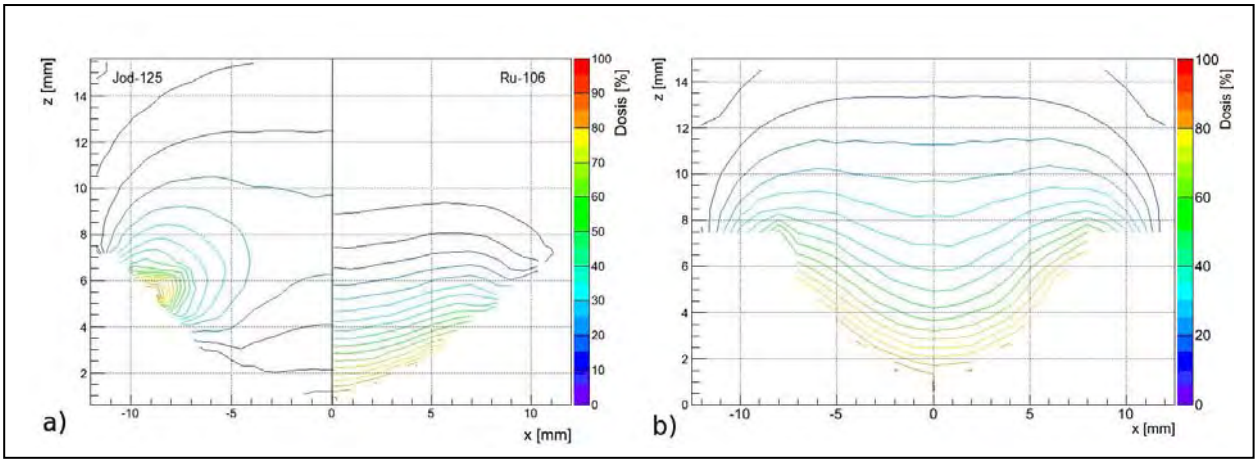


Abb.3: Dosimetrische Messungen in einer Ebene senkrecht zur Zentralachse des neuen Binuklid-Applikators. a) links: Binuklid-Applikator mit ^{125}I-Seeds und inaktivem Ru-Dummy, rechts: Binuklid-Applikator nur mit ^{106}Ru-Applikator bestückt. b) Gewichtete Überlagerung der beiden Dosisverteilungen.

Ein Prototyp des neuen Binuklid-Applikators konnte in der Werkstatt des Fachbereichs Physik der TU Dortmund gebaut werden. Abb. 3 zeigt die Resultate der dosimetrischen Vermessung dieses Prototyps. Beim neuen Binuklid-Applikator ist es möglich, den durch ^{106}Ru und ^{125}I verursachten Beitrag zur Dosisverteilung getrennt voneinander zu vermessen (Abb. 3 a). So lassen sich die für die beiden Strahlenarten unterschiedlichen Kalibrierfaktoren des Detektorsystems und die unterschiedlichen Halbwertszeiten (^{106}Ru: $T_{1/2}$=373,6 Tage, ^{125}I: $T_{1/2}$=59,41 Tage) berücksichtigen.
Die Titankapsel besitzt mit einer Dicke von 1,1 mm eine deutlich geringere Dicke als übliche ^{125}I-Applikatoren oder der bisher verwendete Binuklid-Applikator. Mit einem dünneren Applikator wird das Risiko einer Kompression des Sehnervs deutlich reduziert und damit der Einsatz bei Tumoren am hinteren Augenpol ermöglicht. Außerdem erleichtert ein dünner Applikator die präzise Positionierung, insbesondere am hinteren Teil des Auges und unter Augenmuskeln.
Die Dosisverteilung des neuen Binuklid-Applikators soll noch eingehender untersucht werden. Dabei soll besonderes Augenmerk auf die Dosisbelastung in der Sklera gelegt werden.

Zusammenfassung: Es wurde ein neuer Binuklid-Applikator entwickelt und gebaut, der mit handelsüblichen Strahlenquellen bestückt wird. Eingesetzt werden die Radionuklide ^{106}Ru und ^{125}I. Die Dosisverteilung dieses neuen Applikators ist zur Bestrahlung von Tumoren mit einer Höhe zwischen 7 und 10 mm geeignet und bietet bis zu einer Tumorhöhe von ca. 9 mm Vorteile gegenüber der Behandlung mit handeslüblichen ^{125}I-Applikatoren. Er ist dünner und leichter zu handhaben als der bisher eingesetzte Binuklid-Applikator. Die Erprobung des neuen Applikators ist noch nicht abgeschlossen.

Danksagung: Die Autoren danken dem Team vom Universitätsklinikum Essen, insbesondere Herrn Dr. Lüdemann, für die gewährte Unterstützung. Außerdem danken die Autoren Herrn Domke, Herrn Schier, Herrn Knoop und Herrn Rudloff für die vielen technischen Ideen und Ihren besonderen Einsatz beim Bau des Binuklid-Applikators ebenso wie den Mitarbeitern des Lehrstuhls Physik für Ihre fachkundige Unterstützung.
Diese Arbeit wurde von der Deutschen Forschungsgemeinschaft gefördert (Projektnummer: EI869/1-1).

Literatur

[1] S. Nag, J. M. Quivey, J. D. Earle, D. Followill, J. Fontanesi, P. T. Finger: The American Brachytherapy Society Recommendations for Brachytherapy of Uveal Melanomas, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 56, No. 2, pp. 544–555, 2003
[2] D. A. Wilkinson, M. Kolar, P. A. Fleming, A.. D. Singh: Dosimetric comparison of Ru-106 and I- 125 plaques for treatment of shallow (‹5 mm) choroidal melanoma lesions, The British Journal of Radiology (81), 784–789, 2008
[3] D. Flühs, G. Anastassiou, J. Wening, W. Sauerwein, N. Bornfeld: The design and the dosimetry of bi-nuclide radioactive ophthalmic applicators, Med. Phys. 31, (6), June 2004
[4] http://irs.inms.nrc.ca/software/egsnrc/, Stand: 30.04.2013
[5] M. Bambynek, D. Flühs, U. Quast, D. Wegener, C. G. Soares: A high-precision, high-resolution and fast dosimetry system for beta sources applied in cardiovascular brachytherapy, Med. Phys. 27 (4), April 2000
[6] M. Eichmann, D. Flühs, B. Spaan: Development of a high precision dosimetry system for the measurement of surface dose rate distribution for eye applicators, Med. Phys. 36, (10), 2009
[7] M. Eichmann, T. Krause, D. Flühs, B. Spaan: Development of a high precision xyz-measuring table for the determination of 3D dose rate distributions of brachytherapy sources, Phys. Med. Biol. 57 (2012)
[8] http://www.physics.carleton.ca/clrp/eye_plaque, Stand: 04.04.2013
[9] R. M. Thomson, R. E. P. Taylor, D. W. O. Rogers: Monte Carlo dosimetry for ^{125}I and ^{103}Pd eye plaque brachytherapy, Med. Phys. 2008 Dez; 35(12): 5530-5543
[10] W. Sauerwein, M. Zehetmayer: Strahlentherapie intraokularer Tumoren, Onkologe, 5: 781-791, 1999

104 Individualisierte Strahlentherapie mit ^{125}I- und ^{106}Ru/^{106}Rh-Augenapplikatoren

D. Flühs[1], M. Eichmann[2], M. Ebenau[1,2], S. Kuch[2], W. Sauerwein[3], B. Spaan[2]
[1]Universitätsklinikum Essen, Strahlentherapie, Klin. Strahlenphysik, Essen
[2]TU Dortmund, Experimentelle Physik 5, Dortmund
[3]Universitätsklinikum Essen, Strahlentherapie, Essen

Einleitung: Obwohl die Brachytherapie mit Augenapplikatoren seit vielen Jahren einen Standard für die organerhaltende Therapie von Aderhautmelanomen mit einer Höhe zwischen 2,5 und 10 mm darstellt [1], ist die Dosisverteilung bei der Verwendung vorgegebener, standardisierter Applikatortypen in vielen Fällen auch heute noch nicht optimal. Dies gilt zum Beispiel bei großen Tumoren mit mehr als 7 mm Höhe. Solche Dosierungstiefen können mit reinen ^{106}Ru/^{106}Rh-Betastrahlern therapeutisch nicht erreicht werden, so dass zumindest ein gewisser Anteil an ^{125}I-Photonenstrahlung notwendig wird. Ferner sind mit den bislang zur Verfügung stehenden Methoden aber auch Tumoren mit ungünstiger Lage, wie zum Beispiel direkt am Sehnerven, und solche mit irregulär geformter Basis nur schwierig und mit erheblichen Folgeschäden zu behandeln, die zum Teil den Verlust des betroffenen Auges verursachen.
Um diese Situation wesentlich zu verbessern, wurde von Seiten des Universitätsklinikums Essen zusammen mit dem Institut für Physik der TU Dortmund ein umfassendes Forschungsprogramm zur Optimierung der Dosimetrie und zur Entwicklung individualisierter Applikatoren auf der Basis einer neuentwickelten Titanhülle initiiert. Neben den an anderer Stelle vorgestellten Ergebnissen zur Applikator-Dosimetrie und zu Binuklid-Applikatoren mit ^{106}Ru und ^{125}I werden im Folgenden weitere Entwicklungen mit ersten Resultaten vorgestellt.

Material und Methoden: Die Entwicklung einer Applikatorhülle aus Titan ist Voraussetzung für die Konstruktion völlig neuartiger Augenapplikatoren. Boden und Deckel dieser Hülle bestehen aus zwei in Kalottenform tiefgezogenen Titanfolien von 50 µm Stärke. Sie sind verbunden durch einen dickwandigeren Titan-Ring als Seitenteil, der die Kalotten mechanisch stabilisiert und gleichzeitig den Abstand zwischen ihnen definiert. Der Hohlraum im Inneren des Applikators nimmt nicht nur den oder die Strahler auf, sondern außerdem strahlungsfeldformende Elemente und Abschirmungen. Eine Trägerkalotte wie bei den bisher verwendeten Applikatortypen wird damit überflüssig. Diese hat aus Gründen des Strahlenschutzes und der Eigenstabilität eine Stärke von mindestens 0,5-1 mm. Zusätzliche Schichten mit Strahlungsquellen, Fixierungsmaterial und gegebenenfalls einem Strahlenaustrittsfenster führen zu einer Gesamtdicke herkömmlicher Applikatoren, die dem Operateur bei der Applikation in vielen Fällen Schwierigkeiten bereitet.
Zu den strahlungsfeldformenden Elementen im Inneren der Titan-Applikatorhülle zählen zum Beispiel spezielle Teilabschirmungen für ^{106}Ru- und ^{125}I-Strahler, die eine individuelle Anpassung des Strahlungsfeldes an die Tumorform und –lage zulassen. Um den Effekt solcher Teilabschirmungen bestimmen zu können, werden sowohl Messungen mit einem Zweikanal-Plastikszintillator-Detektorsystem [2,3,4] als auch Simulationsrechnungen mit EGSnrc [5] durchgeführt. Die Positionierung solcher präzise auf die Bestrahlungsgeometrie hin optimierten Applikatoren erfordert vom Augenarzt ein sehr hohes Maß an Genauigkeit. Als Lokalisationshilfe werden daher, folgend den Anregungen in [6,7], zusätzlich LEDs in den Applikator integriert. Miniatur-SMD-LEDs mit Abmessungen von maximal 1 mm ermöglichen neben der Positionskontrolle auch die genaue Orientierung des Applikators (Drehung um seine Zentralachse). Dies ist bei der Verwendung unsymmetrischer Teilabschirmungen unbedingt erforderlich.

Ergebnisse: Untersuchungen zur Verwendung von Teilabschirmungen an ^{106}Ru- und ^{125}I-Strahlern demonstrieren ein großes Potenzial zur Strahlfeldoptimierung. Zum Beispiel ergeben aus nur 100 µm starken Goldfolien geschnittene Teilabschirmungen auf den Austrittsfenstern von ^{106}Ru-Applikatoren bei Messungen im skleranahen Bereich einen Abschirmungseffekt von mehr als 50%, in Übereinstimmung mit Berechnungen auf der Basis von Daten des NIST [8]. Mehrlagige Schichten dieser Art reduzieren die Dosisbelastung am gesunden Gewebe in Tumornähe gegenüber dem unabgeschirmten Fall um weit mehr als eine Größenordnung. Diese Abschirmungen können stabil in eine Titan-Applikatorhülle integriert werden. Damit wird erstmalig eine konformale Brachytherapie von Tumoren mit irregulär geformter Basis anwendbar. Ein ähnliches Konzept ermöglicht es, mit ^{125}I-Applikatoren hohe Tumoren mit sehr schmaler Basis effizient zu erfassen und dabei umgebende Strukturen weitgehend zu schonen.
Die Dicke der hier vorgestellten, komplexen Applikatoren liegt zwischen 1 und 1,5 mm, je nach Auslegung. Dieser Wert liegt nur wenig über dem handelsüblicher ^{106}Ru-Applikatoren. Somit sind sie vom Augenarzt wesentlich einfacher zu applizieren als die bislang verwendeten, wesentlich dickeren ^{125}I- oder ^{106}Ru-^{125}I-Binuklid-Applikatoren [9].

Testreihen mit verschiedenfarbigen Miniatur-SMD-LEDs im biologischen Modell (Auge eines Schweins) haben ergeben, dass rote LEDs hinter der Sklera beim Einblick durch die Linse besonders gut erkannt werden können [10]. Es ist davon auszugehen, dass sie auf Grund der ähnlichen Verhältnisse am menschlichen Auge auch bei einer realen Operation gut zu lokalisieren sind. Damit stellen sie eine effektive Verbesserung der Überprüfung der Ausrichtung des Applikators und seiner Position relativ zum Tumor dar.

Zusammenfassung: Die Einführung einer stabilen Applikatorhülle aus Titan ermöglicht die Verwendung von Strahlern und strahlformenden Elementen in einem Augenapplikator, ohne unpraktikable Abmessungen zu erreichen. Damit lassen sich viele Spezialfälle von Augentumoren präziser und schonender behandeln als bisher. Positionierungshilfen aus Miniatur-LEDs ermöglichen es dem Augenarzt im Operationssaal, diese Applikatoren mit der erforderlichen Präzision zu applizieren.

Literatur

[1] S. Nag, J. M. Quivey, J. D. Earle, D. Followill, J. Fontanesi, P. T. Finger: The American Brachytherapy Society Recommendations for Brachytherapy of Uveal Melanomas,Int. J Radiation Oncology Biol Phys 56 (2), 2003
[2] M. Bambynek, D. Flühs, U. Quast, D. Wegener, C. G. Soares: A high-precision, high-resolution and fast dosimetry system for beta sources applied in cardiovascular brachytherapy, Med Phys 27 (4), 2000
[3] M. Eichmann, D. Flühs, B. Spaan: Development of a high precision dosimetry system for the measurement of surface dose rate distribution for eye applicators, Med Phys 36 (10), 2009
[4] M. Eichmann, T. Krause, D. Flühs, B. Spaan: Development of a high precision xyz-measuring table for the determination of 3D dose rate distributions of brachytherapy sources, Phys Med Biol 57, 2012
[5] http://irs.inms.nrc.ca/software/egsnrc/, Stand 30.04.2013
[6] P. T. Finger, R. Iezzi, M. L. Estevo, A. Szechter, R.B. Rosen, A. Berson: Diode-Light transillumination for ophthalmic plaque localization around juxtapapillary chodoidal melanomas, J Radiation Oncology Biol Phys 44 (4), 1999
[7] P. T. Finger, R. Iezzi, J. M. Romero, R.B. Rosen, A. Szechter, H. Hegde: Plaque-Mounted diode-light transillumination for localization around Intraocular Tumors. Arch Ophthalmol 117, 1999
[8] http://www.nist.gov/pml/data, Stand 27.06.2012
[9] D. Flühs, G. Anastassiou, J. Wening, W. Sauerwein, N. Bornfeld: The design and the dosimetry of bi-nuclide radioactive ophthalmic applicators, Med Phys 31 (6), 2004
[10] S. Kuch: Leuchtdioden als Applikatorpositionierungshilfe in der Brachytherapie intraokularer Tumoren, Diplomarbeit TU Dortmund 2013

105 Hochpräzise 3D-Dosimetrie von Augenapplikatoren

M. Eichmann[1], D. Flühs[2], W. Sauerwein[2], B. Spaan[1]
[1]Technische Universität Dortmund, Experimentelle Physik 5, Dortmund
[2]Universitätsklinikum Essen, Klinik für Strahlentherapie, Essen

Einleitung: In Deutschland erkranken pro Jahr etwa 1000 Menschen an Augentumoren. Bis in die fünfziger Jahre des letzten Jahrhunderts bestand nur die Möglichkeit der Enukleation. In Abhängigkeit von Größe, Form und Position des Tumors im Auge werden heute bei der Therapieplanung Organ und Sehkraft erhaltende Therapieformen bevorzugt. Bei Tumorhöhen zwischen 2,5 mm und 10 mm wird die Brachytherapie angewandt [1]. Bei dieser Behandlungsmethode wird eine radioaktive Quelle, der so genannte Augenapplikator, möglichst nah am Tumor platziert.
Die Brachytherapie maligner Melanome der Uvea hat heute in Zentren mit Erfahrung eine Erfolgsrate von 80–90% in Bezug auf die Erhaltung des betroffenen Auges [2]. Es ist jedoch im Hinblick auf die hohe Anzahl an Spätkomplikationen, die in Folge dieser Therapie auftreten [3], unumgänglich, eine verbesserte Dosimetrie der Augenapplikatoren und Diagnostik in die Behandlungsplanung mit einzubeziehen. In [4] wurde gezeigt, dass Ru-106 Augenapplikatoren (β-Strahler) deutliche Inhomogenitäten der Oberflächendosisleistung aufweisen und diese insbesondere einen Einfluss auf die Therapieplanung bezüglich der Kontaktdosis des Applikators haben.
Die präzise vollständige Vermessung der 3D-Dosisverteilung jedes Applikators ist jedoch insbesondere für die klinische Routine deutlich zu aufwendig. Bei einem an der Technischen Universität Dortmund durchgeführten Projekt wurde in Kooperation mit dem Universitätsklinikum Essen ein zeitsparendes Verfahren zur hochpräzisen Bestimmung der 3D-Dosisverteilung der Augenapplikatoren entwickelt.

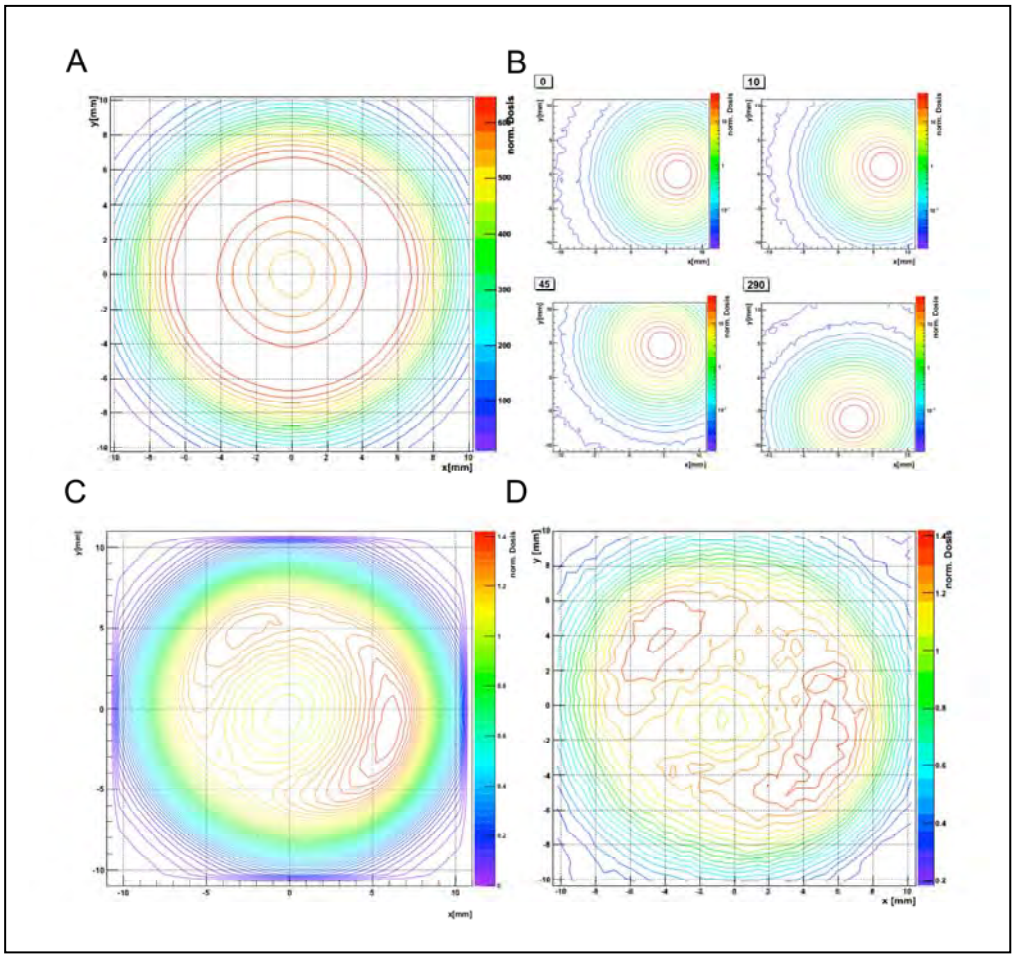


Abb.1: A: Monte-Carlo-Simulation eines idealen Applikators in einer Ebene senkrecht zur Zentralachse mit einem Abstand von 7 mm zur Applikatoroberfläche; B: Monte-Carlo-Simulation vierer Patches bei Θ=39° und Φ=0, 10, 45 und 290°; C: Voxel-Patch-Modell des Applikators CCB1256; D: Messung mit dem xyz-Messtisch des Applikators CCB1256

Material und Methoden: Dieses „Voxel-Patch-Modell“ genannte Verfahren ermöglicht es, bei geringem zeitlichen Aufwand aus der Kombination eines allgemeinen simulierten Basis-Datensatzes und dem für jeden Applikator speziell gemessenen Oberflächendosisleistungsprofil dessen individuelles 3D-Dosisleistungsprofil unter Berücksichtigung seiner Inhomogenitäten zu bestimmen.
Zur Dosimetrie der Applikatoren wird als Detektorsystem ein an der TU Dortmund entworfenes und an der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt (PTB) in Braunschweig weiter entwickeltes Zweikanal-Plastikszintillatordetektorsystem [4,5,6] verwendet, welches an einem von der PTB zertifizierten Sekundärstandard in der Einheit Wasser-Energiedosis kalibriert ist.
Die Oberflächendosisleistungsprofile werden mit einer speziell auf die Kalottenform des Applikators angepassten Messapparatur (Polarapparatur) [4,6] vermessen. Die Messung erfolgt vollautomatisch parallel zur Oberfläche des Applikators mit einer zu vernachlässigenden Abstandsvariation.
Als Basis-Datensatz dienen mit EGSnrc [7] simulierte 3D-Dosisverteilungen (in xyz-Voxeln mit einer Kantenlänge von 0,5 mm) eines idealen Applikators (siehe Abb. 1A) und von sogenannten Patches (Abb. 1B). Bei einem Patch handelt es sich um einen strahlenden Zylinder mit einem Radius von 0,1 mm und einer Höhe von 0,2 mm. Dieser Patch wird in der strahlenden Schicht des Applikators platziert und in seiner Position über die Winkel Θ und Φ variiert. In dem derzeitigen Modell werden 720 Patches berücksichtigt.
Das individuelle 3D-Dosisleistungsprofil ergibt sich dann als Summe aus den 3D-Dosisverteilungen des idealen Applikators und der Patches. Um die Inhomogenitäten zu berücksichtigen, wird als Gewichtung der Patches die Abweichung (siehe Abb. 2C) der gemessenen Oberflächendosisverteilung (siehe Abb. 2A) zu einem idealen simulierten Applikator (siehe Abb. 2B) gewählt.
Die Dosisverteilungen der Patches und des idealen Applikators müssen nur einmal mit hohem zeitlichen Aufwand simuliert werden bis sie eine zu vernachlässigende Unsicherheit aufweisen. Die Unsicherheit der berechneten 3D-Dosisverteilung hängt somit nur noch von der Genauigkeit des gemessenen Oberflächendosisleistungsprofils ab. Dabei geht der Messfehler allerdings nur in der Ordnung der Korrektur des idealen Applikators um die Inhomogenitäten ein.
Die berechneten 3D-Dosisleistungsprofile werden mit einem ergänzend entwickelten xyz-Messtisch [8], mit einer Positioniergenauigkeit von 1 µm verifiziert.

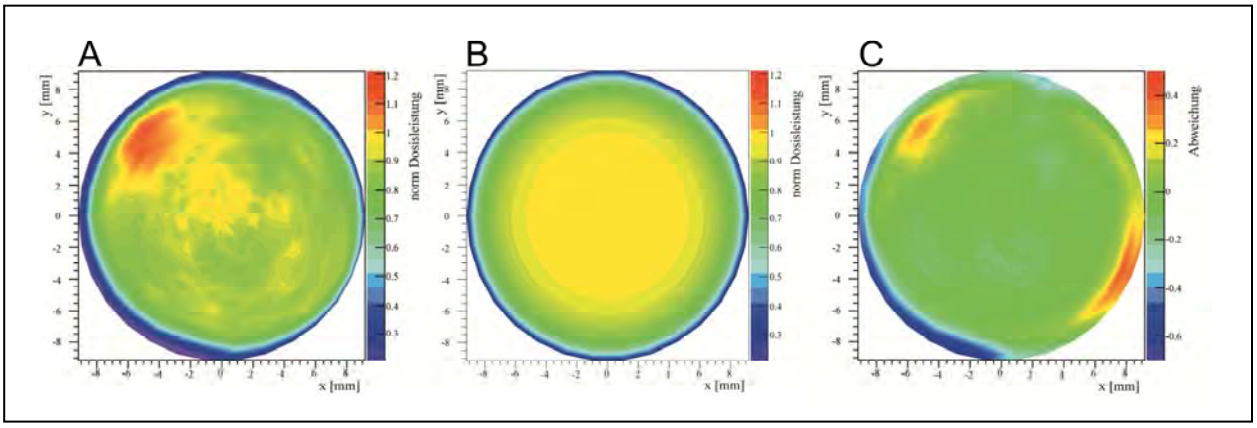


Abb.2: A: auf die Dosisleistung im Zentrum normierte Dosis des CCB 1256 Applikators in einem konstanten Abstand von 0,5 mm, gemessen mit der Polarapparatur; B: Monte-Carlo-Simulation der norm. Dosisleistung eines idealen Applikators vom Typ CCB; C: Abweichung zwischen Messung und Monte-Carlo-Simulation

Ergebnisse: In Abbildung 1C ist das mit dem Voxel-Patch-Modell berechnete individuelle 3D-Dosisleistungsprofil für den Applikator CCB 1256 in einer Ebene senkrecht zur Zentralachse mit einem Abstand von 7 mm (entlang der Zentralachse) zur Applikatoroberfläche gezeigt. In Abbildung 1D ist die entsprechende Messung mit dem xyz-Messtisch dargestellt. Die auftretenden Schwankungen sind auf Grund der geringen Aktivität des verwendeten Applikators statistisch begründet. Messung und Rechnung sind in guter Übereinstimmung.

Zusammenfassung: Die Funktionstüchtigkeit des Voxel-Patch-Modells konnte im therapeutisch relevanten Bereich aufgezeigt werden. Es erfolgt eine automatische Gewichtung anhand der gemessenen Oberflächendosisleistungsprofile. Der Vorteil des Voxel-Patch-Modells gegenüber Messungen und Monte-Carlo-Simulationen der vollständigen 3D-Dosisverteilungen jedes individuellen Applikators liegt in dem deutlich geringerem Zeitaufwand und der geringen Fehleranfälligkeit. Um die 3D-Dosisverteilungen eines beliebigen Applikators angeben zu können, ist es in der klinischen Routine nur noch nötig, ein Oberflächendosisleistungsprofil eines Applikators aufzunehmen und den vorliegenden

Datensatz damit zu gewichten. Dies wird durch die einfache Handhabung der Polarapparatur ermöglicht und erlaubt ebenso den Einsatz in der Basisdosimetrie der klinischen Routine.
Eine Erprobung für den klinischen Einsatz soll in Zukunft erfolgen. Die erreichte Genauigkeit bei der Bestimmung der Dosisverteilungen geht weit über den bisherigen Standard der klinischen Dosimetrie der Augenapplikatoren hinaus und bildet hiermit eine solide Grundlage für die Optimierung der Brachytherapie von Augentumoren. In einem nächsten Schritt ist es nötig, eine ebenso präzise Diagnostik und Applikatorpositionierung mit Hilfe von Miniatur LEDs [9,10,11] einzuführen.

Danksagung: Diese Arbeit wurde von der Deutschen Forschungsgemeinschaft gefördert (Projektnummer: EI869/1-1).
Die Autoren danken T. Krause, K. Wilhelm, M. Domke, K. Warda, den Mitarbeitern des Konstruktionsbüro, insbesondere K. Rudloff, und den Mitarbeitern der mechanischen Werkstatt des Instituts Physik für die Mitentwicklung der Apparaturen und deren Bau.

Literatur

[1] S. Nag, J. M. Quivey, J. D. Earle, D. Followill, J. Fontanesi, P. T. Finger: The American Brachytherapy Society Recommendations for Brachytherapy of Uveal Melanomas, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 56, No. 2, pp. 544–555, 2003
[2] W. Sauerwein, M. Zehetmeyer: Strahlentherapie intraokularer Tumoren, Der Ophthalmologe 1999; 9: 781-791
[3] ICRU: Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed source, ICRU Report 72 (2004)
[4] M. Eichmann: Entwicklung eines hochpräzisen Dosimetriesystems zur Messung der von Augenapplikatoren, Dissertation im Fachbereich Physik, TU Dortmund, (veröffentlicht 2010)
[5] M. Bambynek, D. Flühs, U. Quast, D. Wegener, C.G. Soares: A high-precision, high-resolution and fast dosimetry system for beta sources applied in cardiovascular brachytherapy. Med Phys. 2000 Apr; 27(4):662-7
[6] M. Eichmann, D. Flühs, B. Spaan: Development of a high precision dosimetry system for the measurement of surface dose rate distribution for eye applicators. Med Phys. 2009 Oct; 36(10):4634-43
[7] EGS: http://irs.inms.nrc.ca/software/egsnrc/documentation.html Stand: 28.09.2012
[8] M. Eichmann, T. Krause, D. Flühs, B. Spaan: Development of a high precision xyz-measuring table for the determination of 3D dose rate distributions of brachytherapy sources, Phys. Med. Biol. 57 (2012)
[9] S. Kuch: Leuchtdioden als Applikatorpositionierungshilfe in der Brachytherapie intraokularer Tumoren, Diplomarbeit im Fachbereich Physik, TU Dortmund, 2013
[10] P. T. Finger, R. Iezzi, M. L. Estevo, A. Szechter, R.B. Rosen, A. Berson: Diode-Light transillumination for ophthalmic plaque localization around juxtapapillary chodoidal melanomas. International Journal of Radiation Oncology: Biology, Physics, Vol. 44, No. 4,887 - 890, 1999
[11] P. T. Finger, R. Iezzi, J. M. Romero, R.B. Rosen, A. Szechter, H. Hegde: Plaque-Mounted diode-light transillumination for localization around Intraocular Tumors. Arch Ophthalmol., Vol. 117, 179 - 183, 1999

106 Optimierungsansätze zur permanenten Seedimplantation (PSI) beim Prostatakarzinom

K.-U. Kasch[1], P. Wust[2], F. Kahmann[3], T. Henkel[3], S. Jaroslawzew[1]
[1]Beuth Hochschule für Technik Berlin, Berlin
[2]Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin
[3]Ambulantes OP-Zentrum im Ullsteinhaus, Berlin

Motivation: Die Permanente Seedimplanation (PSI) zählt heute zu den etablierten Alternativen bei der Behandlung des lokalen Prostatakarzinoms mit im Vergleich oft reduzierten Nebenwirkungen bei gleicher Tumorkontrolle [1,2]. Entsprechende Leitlinien [3] verweisen mit dem Ziel optimaler klinischer Ergebnisse vor allem auf dosimetrische Randbedingungen. Letztere dienen während der inversen Bestrahlungsplanung zur Ermittlung der optimalen Verteilung der Seeds im Zielvolumen. Kritisch ist hier der vom Planungssystem beschränkte Satz von Randbedingungen. Erwünscht ist ein robuster Plan, der Abweichungen der tatsächlichen von der geplanten Seedposition toleriert. Solche Abweichungen sind Folge der Seed-Platzierung beim Implantationsprozess als auch der Migration von Seeds nach Implantation.
Vorgeschlagen wird hier eine Postimplantationsanalyse zur Bestimmung eines in der klinischen Praxis einsetzbaren Satzes von dosimetrischen Randbedingungen. Die sich während der Postimplantationsanalyse ergebende Problematik der Identifizierung der Seeds unter verschiedenen bildgebenden Modalitäten führte des weiteren zu einer Sichtbarkeitsstudie verschiedener marktüblicher Seedtypen mit dem Ziel der optimalen Seedtypauswahl unter dem Aspekt von Postimplantationsanalysen.

Material und Methoden: Für die Postimplantationsanalyse standen Daten von insgesamt fast 2000 von den Autoren bisher implantierten Patienten zur Verfügung. Für eine Untergruppe von 400 Patienten existieren standardisierte Patienten-Rückmeldungen, die eine Auswertung von akuten und späten Nebenwirkungen ermöglichen [4,5]. Aus den zugehörigen CT-basierten Postimplantationsanalysen ergeben sich Aussagen über die Stabilität der dosimetrischen Faktoren, d.h. der Zusammenhang zwischen bei intra-operativer Planung angestrebten und in der Postimplantationsanalyse tatsächlich erreichten dosimetrischen Randbedingungen. Die zusätzliche Auswertung der Korrelation der dosimetrischen Faktoren mit den aus den Patientenrückmeldungen [3,4] abgeleiteten klinischen Ergebnissen ergibt schließlich einen Satz von für das Planungssystem handhabbaren dosimetrischen Randbedingungen. Unter Verwendung letzterer wurden mit einer Gruppe von 20 Masterstudierenden retrospektiv mehr als 300 Patientendatensätze erneut und jeweils mehrmals geplant. Die Ergebnisse der retrospektiven Planungen werden anhand einer einfachen Zielfunktion (quadratische Norm) für die Randbedingungen sowie den resultierenden Dosis-Volumen-Histogrammen (DVH) für die Prostata und die beiden Risikoorgane Urethra und Rektum bewertet. Die Ergebnisse der Mehrfachplanungen werden in einer Lernkurve interpretiert.
Die in der Postimplantationsanalyse aufgetretenen Schwierigkeiten bei der visuellen und/oder software-unterstützten Identifikation einzelner Seeds wurden in einer Sichtbarkeitsstudie systematisch untersucht. Verschiedene Seedtypen wurden in ein Prostataphantom eingebracht und in verschiedenen bildgebenden Verfahren dargestellt (Durchleuchtung, VolumenCT, konventionelles CT). Mit Hilfe der freien Software ImageJ wurden Signal-zu-Rauschverhältnisse (SNR) und Kontrast-zu-Rauschverhältnisse (CNR) berechnet und miteinander verglichen.

Ergebnisse: Für die verwendeten Randbedingungen besteht ein klar herausgearbeiteter Zusammenhang zwischen der Güte der Zielfunktion und den DVH. Es wird gezeigt, dass dies unabhängig von der verwendeten Seedaktivität gilt. Die Lernkurve der Masterstudierenden zeigt eine steile Tendenz, was als klinische Praktikabilität und Robustheit der verwendeten Randbedingungen interpretiert wird. In Bezug auf Identifizierbarkeit von Seeds in Postimplantationsanalysen ergab die durchgeführte Sichtbarkeitsstudie klare Vorteile für bestimmte Seedtypen.

Schlussfolgerung: Die Auswertung von Postimplantationsanalysen und Patientenbefragungen erlaubt eine Optimierung der dosimetrischen Randbedingungen für die intra-operative Bestrahlungsplanung der PSI. Bestimmte Seedtypen erlauben im Hinblick auf ihre Identifizierbarkeit unter verschiedenen Bildmodalitäten eine noch sicherere Durchführung dieser Postimplantationsanalysen.

Literatur

[1] Vigneri, P. et al., The second decade of prostate brachytherapy: Evidence and cost based outcomes, *Urologic Oncology: Seminars and Original Investigations 28 (2010)* 86–90

[2] Roeloffzen, E. et al., Health-related quality of life up to six years after ^{125}I brachytherapy for early-stage prostate cancer, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 76 (2010)*, No. 4, pp. 1054–1060

[3] Gregory S. Merrick, M.D., Michael J., Ze lefsky, M.D., John Sylvester, M.D., Subir Nag, M.D., William Bice, Ph.D., Prostate low dose rate task group, American Brachytherapy Society, http://www.americanbrachytherapy.org (29.04.2013)

[4] Wust P et al., Clinical and physical determinants for toxicity of I-125 seed prostate brachytherapy, *Radiother Oncol 2004*; 73; 39 – 48

[5] Wust P et al. Postimplantation Analysis enables improvement of dose-volume-histograms and reduction of toxicity for permanent seed implantation, *Int J Radiat Oncol Biol Phys 2008*; 71; 28 – 35

107 Langzeitergebnisse bei der Qualitätssicherung in der stereotaktischen Brachytherapie von Hirntumoren mit I-125-Seeds – Zielpunktsgenauigkeit und dosimetrische Genauigkeit

A. Gierich[1], M. Hoevels[1], K. Luyken[1], S. Hunsche[1], V. Visser-Vandewalle[1], M. Ruge[1], H. Treuer[1]
[1]Uiniklinik Köln, Stereotaxie, Köln

Fragestellungen: Stereotaktische Brachtherapie mit I-125-Seeds sind eine schonende und effektive Therapieform für Gliome, Hirnmetastasen und andere Arten von Hirntumoren [1,2]. Ziel der Behandlung ist die Erzeugung fokaler und Zielvolumen-konformer Dosisverteilungen mit individuell berechneten I-125-Seeds im Aktivitätsbereich von 0.2 – 12 mCi, implantiert mit einer möglichst geringen Anzahl von Kathetern zur Minimierung des Operationsrisikos. Der steile Dosisabfall der I-125-Seeds ermöglicht die Applikation einer hohen Dosis im Zielvolumen bei gleichzeitig optimaler Schonung umgebenden Hirngewebes, erfordert aber auch eine sehr hohe Zielpunktsgenauigkeit bei der Implantation der Seed-Katheter [3]. Ziel der Arbeit ist es, die klinisch erreichbare Zielpunktsgenauigkeit zu ermitteln und ihren Einfluss auf die Dosierung zu bestimmen.

Material und Methoden: Seit 2006 wurden in unserer Klinik bei 259 Patienten eine stereotaktische Implantation von I-125-Seeds mit insgesamt 384 Kathetern und 981 Seeds durchgeführt. Die Dosis- und Zugangsplanung erfolgte mit STP3.5 (Leibinger) auf der Basis eines stereotaktischen CTs und präoperativer MR- (und PET)-Bildgebung. Die Implantation der Seed-Katheter erfolgte mit Hilfe eines Richert-Mundinger-Zielgeräts. Bei allen Operationen wurde die räumliche Zielpunktsgenauigkeit Δr mit stereotaktischem Zwei-Ebenen-Röntgen bestimmt und jeweils die aus der implantierten Seed-Konfiguration resultierende Dosisverteilung intraoperativ berechnet [3]. Die Präzision der Bestimmung von Δr, wurde ermittelt durch wiederholte Auswertung der 7 Patienten mit der größten Zielpunktsabweichung durch jeweils 5 Physiker. Als Kenngrößen für die Dosisverteilung wurden neben der verordneten Dosis *D* die Coverage *Cov*, der Konformitätsindex *CI* [4] und die D_{95}, die Dosis, die in 95% des Zielvolumens mindestens erreicht wird, erfasst. Der zeitliche Verlauf der mittleren Zielpunktsgenauigkeit Δr pro Patient wurde graphisch aufgezeichnet und der Einfluss auf *Cov*, *CI* und D_{95} mit Streudiagrammen untersucht.

Ergebnisse: Die mediane Größe des Zielvolumens war 7.1 ml (Mittelwert 9,.8 ml, Spannweite: 0.5 – 84.4 ml). Die mediane verordnete Dosis war 50 Gy (Mittelwert 52.5 Gy, Spannweite: 25 – 65 Gy).
Die mediane mittlere Zielpunktsgenauigkeit Δr pro Patient war 1.42 mm (Mittelwert 1.53 mm, Spannweite: 0.29 – 5.49 mm). In 20.5 % der Fälle war $\Delta r < 1$ mm und in 21.3 % der Fälle war $\Delta r \geq 2$ mm, in 2.3 % der Fälle ≥ 3 mm. Die Wiederholgenauigkeit bei der Bestimmung von Δr durch semi-manuelle Auswertung stereotaktischer Röntgenbilder von einem Medizinphysiker war ±0.25 mm. Dieser Wert ist vergleichbar mit dem mittleren Pixelabstand von 0.26 mm auf den mit 120 ppi digitalisierten Röntgenbildern. Tendenziell wurde eine Abnahme von Δr als Funktion der Zeit um ca. 0.3 mm beobachtet (R^2=0.02), allerdings ist der Median von Δr über die einzelnen Jahre nicht signifikant verschieden.
Der Einfluss von Δr auf die Coverage war im Median -0.89 % (Mittelwert -1.7%, Spannweite: -13.9 – +2,7 %). *Cov* war in 2.8 % der Fälle um mehr als 10 % und in 9.5 % der Fälle um mehr als 5 % niedriger als geplant. In 15.9 % war *Cov* um bis 2.7 % besser als geplant. Der Einfluss von Δr auf den Konformitätsindex war im Median -1.3 % (Mittelwert -2.3%, Spannweite: -20.0 – +2,9 %). *CI* war in 5.2 % der Fälle um mehr als 10 % und in 15.5 % der Fälle um mehr als 5 % niedriger als geplant. In 19.4 % war *CI* um bis 2.9 % besser als geplant. Der Einfluss von Δr auf D_{95} war im Median -4.0 % (Mittelwert -5.6%, Spannweite: -41.2 – +8,4 %). D_{95} war in 4.4 % der Fälle um mehr als 20 % und in 19.0 % der Fälle um mehr als 10 % niedriger als geplant. In 14.3 % war D_{95} um bis 8.4 % höher als geplant. Die Streudiagramme zeigen, dass im Bereich für $\Delta r \leq 1$mm gilt: $dCov \geq -5\%$, $dCI \geq -5\%$ und $dD_{95} \geq -10\%$.

Diskussion: Die Genauigkeit der Dosierung bei der interstitiellen Bestrahlung mit I-125-Seeds ist begrenzt. Auch mit stereotaktischen Zielgeräten ist die erreichbare mediane Zielpunktsgenauigkeit mit 1.42 mm nicht ausreichend, um Abweichungen von der geplanten Dosisverteilung im Rahmen von 5 % für Coverage und Konformität zu halten und die minimale Zielvolumendosis (D_{95}) innerhalb von 10 % im Vergleich zum Bestrahlungsplan. Zwar konnte die Zielpunktsgenauigkeit seit Einführung einer konsequenten Qualitätssicherung mit intraoperativem Feed-back seit 2006 von ursprünglich 2.0 mm [3] auf nunmehr 1.42 mm im Median gesenkt werden, aber es scheint, dass eine weitere Verbesserung mit traditionellen stereotaktischen Zielgeräten bauartbedingt [5] nicht mehr möglich ist und hier wohl alternative Zielgeräte wie chirurgische Roboter benötigt werden. Computergesteuerte Zielsysteme könnten auch, zusammen mit einer Online-Bildgebung bei der Katheterplazierung, dabei helfen, Anzahl

und Ausmaß von Ausreißern zu reduzieren. Manuell einstellbare Zielgeräte sind naturgemäß anfällig für Fehleinstellungen und die Verifikation mit filmbasiertem Zwei-Ebenen-Röntgen zeigt Abweichungen erst nach erfolgter Implantation. Dies kann zu Situationen führen, bei denen eine Abweichung von z.B. mehr als 3 mm auftritt, aber, abhängig von der Zielpunktslokalisation im Gehirn aus Furcht vor möglichen Komplikationen der ungenau positionierte Katheter nicht revidiert wird. Weiterhin zeigen die 14.3 – 19.4 % der Fälle, bei denen mindestens eine der Kenngrößen des Bestrahlungsplans durch eine Zielpunktsabweichung verbessert wurde, dass auch im Bereich der Operations- und Bestrahlungsplanung noch ein (wenn auch begrenztes) Potential zur Verbesserung steckt. Bessere Optimierungsalgorithmen [6] und eine verbesserte Bildgebung speziell für die Planung sicherer Operationszugänge erscheinen hier sinnvoll.

Literatur

[1] Ruge MI, Simon T, Suchorska B, Lehrke R, Hamisch C, Koerber F, Maarouf M, Treuer H, Berthold F, Sturm V, Voges J. Stereotactic brachytherapy with iodine-125 seeds for the treatment of inoperable low-grade gliomas in children: long-term outcome. J Clin Oncol. 2011; 29: 4151-9.

[2] Ruge MI, Grau S, Treuer H, Sturm V (2012). Stereotactic Brachytherapy for Brain Tumors, in Brachytherapy. Kazushi Kishi (Ed.), InTech, Available from: http://www.intechopen.com/books/brachytherapy/Stereotactic Brachytherapy for Brain Tumors

[3] Treuer H, Klein D, Maarouf M, Lehrke R, Voges J, Sturm V. Accuracy and conformity of stereotactically guided interstitial brain tumour therapy using I-125 seeds. Radiother Oncol. 2005; 77: 202-9.

[4] Paddick I. A simple scoring ratio to index the conformity of radiosurgical treatment plans. Technical note. J Neurosurg. 2000; 93(Suppl 3): 219-22.

[5] Zylka W, Sabczynski J, Schmitz G. A gaussian approach for the calculation of the accuracy of stereotactic frame systems. Med. Phys. 1999; 26: 381–91.

[6] Bauer-Kirpes B, Sturm V, Schlegel W, Lorenz WJ. Computerized optimization of ^{125}I implants in brain tumors. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 1988; 14: 1013–23.

23. Computertomographie

108 Artefakt-resistente Bewegungsschätzung für die bewegungskompensierte CT

M. Brehm[1,2], P. Paysan[3], M. Oelhafen[3], M. Kachelrieß[1,2]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Heidelberg
[2]Friedrich-Alexander-Universität (FAU) Erlangen-Nürnberg, Erlangen
[3]Varian Medical System Imaging Laboratory, Baden-Dättwil, Schweiz

Fragestellungen: In der bildgestützten Strahlentherapie (IGRT) liefert ein zusätzliches Flachdetektor-Kegelstrahl-CT (CBCT), das zusammen mit dem Linearbeschleuniger auf einer gemeinsamen Gantry montiert ist, wichtige Informationen für eine erfolgreiche Strahlenbehandlung. Dessen Bilder werden beispielsweise zur präzisen Patientenpositionierung [1], zur Verifikation der applizierten Strahlendosis [2] und zur Anpassung des Behandlungsplanes [3] verwendet. Für den Thorax verhindert die niedrige Bildqualität der CBCT-Bilder jedoch teilweise eine Anwendung dieser Verfahren. Denn aufgrund der im Vergleich zum klinischen CT niedrigen Rotationsgeschwindigkeit von 6°/s kommt es zu atmungsbedingten Bewegungsartefakten in den volumetrischen CBCT-Rekonstruktionen. Alternativ kann man ein retrospektives Gating (Einteilung in Atemphasen und unabhängige Rekonstruktion jeder einzelnen Atemphase) auf die CT-Daten anwenden [4]. Aber leider ist die Bildqualität von solchen konventionell atemkorrelierten 4D-Volumen durch Streifenartefakte extrem beeinträchtigt. Diese entstehen durch die gatingbedingte Unterabtastung der Projektionsdaten in Scanwinkelrichtung. Eine vielversprechende Möglichkeit zur Verbesserung der Bildqualität ohne Dosiserhöhung, ist die Verwendung sämtlicher Projektionsdaten bei gleichzeitiger Kompensation der Atembewegung während der Rekonstruktion [5]. Aufgrund starker interfraktioneller Variation in der Atem- und Tumorbewegung sollte die Bewegungsinformation aus dem CBCT Datensatz selbst geschätzt werden. Allerdings ist eine Schätzung mittels herkömmlicher nichtrigider Registrierung der konventionellen 4DCBCT-Bilder durch die extremen Unterabtastungsartefakte unmöglich. Unser Ziel ist es, die Atembewegung trotz dominierender Bildartefakte schätzen zu können und damit eine anschließende bewegungskompensierte Bildrekonstruktion zu erlauben, welche eine vollständige Dosisnutzung garantiert.

Material und Methoden: Um die Atembewegung des Patienten aus von Artefakten dominierten CT-Bildern schätzen zu können, haben wir ein patientenspezifisches Artefaktmodell entwickelt: Eine herkömmliche 3D-Rekonstruktion des 4D-Datensatzes wird in einem ersten Schritt in die drei Bereiche Luft, Weichteilgewebe und Knochen segmentiert. Dies geschieht durch einfaches aber robustes Setzen von Schwellwerten, welche für jeden Datensatz automatisch bestimmt werden [6]. Während die Bereiche Luft und Weichteilgewebe auf ihren jeweiligen Mittelwert gesetzt werden, behalten die Knochen ihre Werte bei, denn die CT-Werte für Knochen variieren zu stark, um sie mit nur einem einzigen Wert darstellen zu können. Das resultierende Volumen wird vorwärtsprojiziert und die so erhaltenen Rohdaten werden einer 4D-Rekonstruktion unterzogen, d.h. Einteilung in Atemphasen und unabhängige Rekonstruktion jeder einzelnen Atemphase. Durch das Nachbilden des Mess- und Rekonstruktionsprozesses anhand der segmentierten 3D-Rekonstruktion ergeben sich 4DCBCT-Bilder, die frei von jeglicher Patientenbewegung sind aber gleichzeitig die Artefakte durch eine Unterabtastung in Winkelrichtung enthalten. Die Artefakte ändern dabei ihre Position und Intensität von Atemphase zu Atemphase. Das Registrieren dieser Artefaktbilder liefert folglich eine Abschätzung der „Bewegung“, welche durch die Artefakte und deren Positionsänderungen zwischen den Atemphasen fälschlicherweise angenommen wird. Diese Information wird dazu genutzt die Bewegungsvektorfelder zu korrigieren, die auf den konventionellen 4DCBCT-Bildern geschätzt wurden. Die korrigierten Vektorfelder werden schließlich zur bewegungskompensierten Rekonstruktion (MoCo) verwendet. Zum Registrieren von CT-Bildern verwenden wir einen zyklisch konsistenten Ansatz, der erstmals in Referenz [7] beschrieben wurde. Hierbei wird das Vorwissen einer quasi-periodischen Atembewegung berücksichtigt und damit bereits der Einfluss der Streifenartefakte auf die geschätzten Vektorfelder reduziert. Zur Verifikation der Artefaktmodell-basierten Bewegungsschätzmethode haben wir einen simulierten Projektionsdatensatz, der durch die Deformation eines klinischen Patientendatensatzes mit Hilfe realistischer Vektorfelder entstanden ist, sowie verschiedene Patientendaten untersucht. Die Patientendaten wurden mit dem TrueBeam 4DCBCT-System oder dem On-board Imager (Varian Medical Systems) aufgezeichnet. In allen Fällen wurden ungefähr 650 Projektionen in einer Keistrajektorie mit einen Winkelbereich von 360° aufgenommen. Die Aufnahmezeit betrug jeweils 60 Sekunden. Das Messfeld wurde durch eine seitliche Verschiebung des Detektors auf 46,5 cm Durchmesser vergrößert. Für die 4D-Rekonstruktionen wurden

Phasenfenster von 10% Breite mit 5% Schrittweite verwendet, d.h. 20 sich überlappende Phasenfenster. Um den Einfluss der Bewegungs- und Abtastungsartefakte auf die Bildqualität quantifizieren zu können, haben wir die Entropie der Rekonstruktionen ausgewertet. Im Falle der Simulation haben wir zusätzlich die Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung (RMSE) ermittelt.

Ergebnisse: Die bewegungskompensierten Rekonstruktionen, erstellt mit Hilfe der Ergebnisse aus der Artefaktmodell-basierten Bewegungsschätzung, enthalten keine Streifenartefakte, zeigen keine bewegungsbedingte Verschmierung von Kanten und das Bildrauschen ist zudem so gering wie bei einer Standard-3D-Rekonstruktion (Abb. 1). Die hohe Zeitauflösung der konventionellen 4D-Rekonstruktion bleibt damit erhalten während gleichzeitig die Artefakte nahezu vollständig eliminiert werden. Damit werden kleinere Blutgefäße in der Lunge deutlich sichtbar. Die teils unbrauchbaren Resultate bei der Verwendung einer konventionellen 3D-3D-Registrierung zur Bewegungsschätzung mit anschließender MoCo zeigen deutlich den Einfluss der Bildartefakte. Berücksichtigt man die Artefakte, wie dies bei der vorgeschlagenen Artefaktmodell-basierten Registrierungsmethode der Fall ist, kann die Bewegung korrekt geschätzt und anschließend kompensiert werden. Die qualitativ guten Ergebnisse für die Bewegungskompensation gelten dabei nicht nur für ein ausgesuchtes Phasenfenster sondern für alle Phasenfenster gleichermaßen (Abb. 2). Die qualitativen Bildeindrücke konnten auch durch quantitative Messungen belegt werden. So konnte in der Simulation der RMSE-Wert für die konventionelle 4DCBCT-Rekonstruktion von 473 HU mittels MoCo auf 122 HU gesenkt werden. Auch die Entropie der MoCo ist mit 1.21 geringer als die Entropie der konventionellen 4DCBCT (1.35) oder des gewöhnlichen 3DCBCT (1.25). Die Entropie der Ground-Truth selbst beträgt 1.20.

Zusammenfassung: Wir haben eine robuste Bewegungsschätzmethode unter Verwendung eines Artefaktmodells für Flachdetektor-Kegelstrahl-CT-Aufnahmen vorgestellt. Diese trennt zwischen Atmungsbewegung des Patienten und fälschlicherweise angenommener Bewegung aufgrund von Positionsänderungen der Bildartefakte. Diese Trennung ermöglicht es die Atembewegung des Patienten separat zu extrahieren um diese anschließend zu kompensieren. Die bewegungskompensierten Rekonstruktionen unterdrücken die Artefakte konventioneller 4D-Rekonstruktionen und erhalten dabei die hohe zeitliche Auflösung. Auf diese Weise werden sogar kleinere Blutgefäße in der Lunge wieder deutlich sichtbar. Dagegen ergibt eine Bewegungskompensation mit Hilfe der Schätzungsergebnisse einer konventionellen 3D-3D-Registrierung völlig unbrauchbare Resultate, da weder eine konstant hohe Orts- noch eine konstant hohe Zeitauflösung vorhanden sind. Durch den Einsatz des zyklisch konsistenten Registrierungsalgorithmus genügt eine einzige Bewegungsschätzung, um alle Phasenfenster rekonstruieren zu können. Erwähnenswert ist zudem, dass mit der neuen Bewegungsschätzmethode keinerlei spezielle Anforderungen an das Akquisitionsprotokoll gestellt werden.

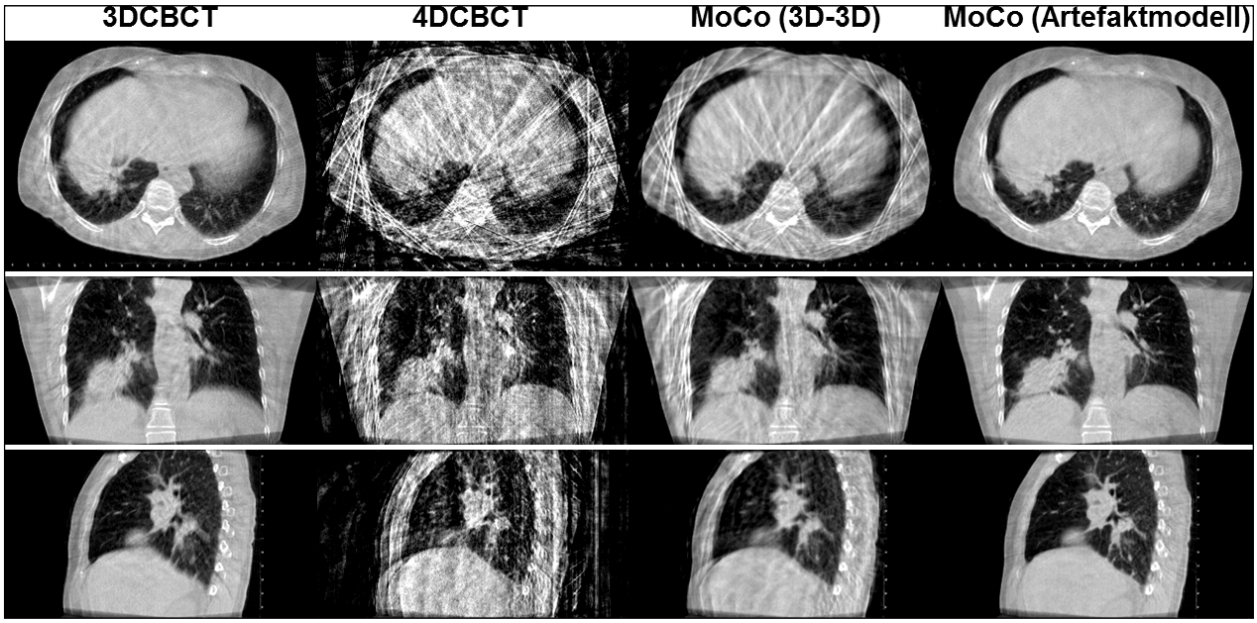


Abb.1: Ergebnisse unterschiedlicher Rekonstruktionsalgorithmen für einen Patientendatensatz: Zu sehen sind die Standard-3D- (erste Spalte von links), die konventionelle 4D- (zweite Spalte von links) sowie bewegungs-kompensierte 4D- Rekonstruktionen (MoCo) unter Verwendung von Bewegungsvektorfelder, die mit Hilfe von 3D-3D Registrierungen (zweite Spalte von rechts) bzw. des vorgeschlagenen Artefaktmodells (erste Spalte von rechts) geschätzt wurden.

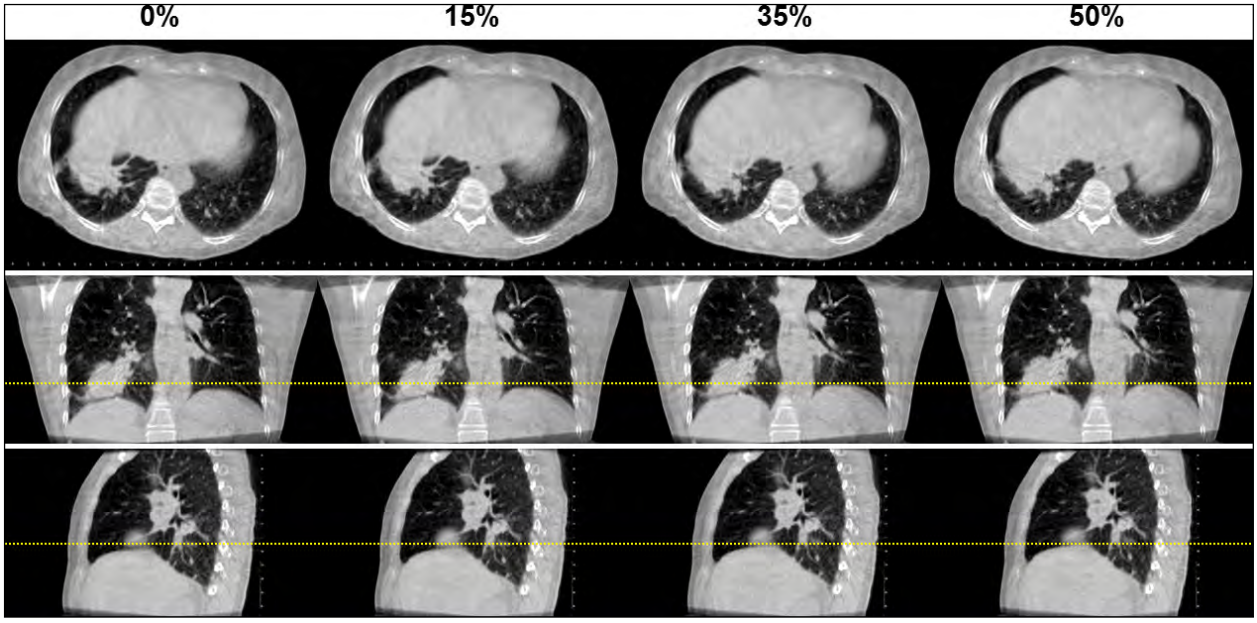


Abb.2: Bewegungskompensierte Rekonstruktionen verschiedener Phasenfenster für einen Patientendatensatz von vollständig eingeatmet (r=0%) bis vollständig ausgeatmet (r=50%): Die gestrichelte Linie markiert die Position des Diaphragmas im ausgeatmeten Zustand, um die Atembewegung besser sichtbar zu machen.

Danksagung: Dieses Projekt wurde gefördert durch Varian Medical Systems (Palo Alto, USA). Teile der Rekonstruktionssoftware werden von RayConstruct® GmbH (Nürnberg, Deutschland) zur Verfügung gestellt. Ein besonderer Dank gilt auch Dr. Gig Mageras vom Memorial Sloan–Kettering Cancer Center (New York, USA) für das Bereitstellen von *in vivo* CBCT Datensätzen.

Literatur

[1] E. A. White, J. Cho, K. A. Vallis, M. B. Sharpe, G. Lee, H. Blackburn, T. Nageeti,C. McGibney, D. A. Jaffray: Cone beam computed tomography guidance for setup of patients receiving accelerated partial breast irradiation, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 68, 547–554 (2007)
[2] Y. Yang, E. Schreibmann, T. Li, C. Wang, and L. Xing, “Evaluation of on–board kV cone beam CT (CBCT)–based dose calculation,” Phys. Med. Biol. 52, 685–705 (2007)
[3] Q. J. Wu, D. Thongphiew, Z. Wang, B. Mathayomchan, V. Chankong, S. Yoo, W. R. Lee, F.-F. Yin: On–line re–optimization of prostate IMRT plans for adaptive radiation therapy, Phys. Med. Biol. 53, 673–691 (2008)
[4] J.-J. Sonke, L. Zijp, P. Remeijer, M. van Herk: Respiratory correlated cone beam CT, Med. Phys. 32, 1176–1186 (2005)
[5] T. Li, E. Schreibmann, Y. Yang, L. Xing: Motion correction for improved target localization with on–board cone–beam computed tomography, Phys. Med. Biol. 51, 253–267 (2006)
[6] P.-S. Liao, T.-S. Chen, P.-C. Chung: A fast algorithm for multilevel thresholding, J. Inf. Sci. Eng. 17, 713–727 (2001)
[7] M. Brehm, P. Paysan, M. Oehlhafen, P. Kunz, M. Kachelrieß: Self–adapting cyclic registration for motion–compensated cone–beam CT in image–guided radiation therapy, Med. Phys. 39, 7603–7618 (2012)

109 Korrektur typischer Artefakte in der Computertomographie unter der Nutzung von anatomischem Vorwissen

T. Heußer[1], M. Brehm[1,2], L. Ritschl[3], S. Sawall[1,2], M. Kachelrieß[1,2]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland
[2]Friedrich-Alexander-Universität (FAU), Institut für Medizinische Physik, Erlangen
[3]Ziehm Imaging GmbH, Nürnberg

Fragestellungen: In dieser Arbeit wird eine verallgemeinerte Methode zur Korrektur von Artefakten in der Computertomographie (CT) vorgestellt. Die zu korrigierenden Artefakte resultieren aus unvollständig oder fehlerhaft aufgenommenen CT-Daten. Zur Vervollständigung der Daten und damit zur Korrektur der Artefakte greift die hier vorgeschlagene Methode auf vorhandenes anatomisches Vorwissen zurück.

Material und Methoden: Die Bildqualität in der Computertomographie (CT) wird häufig durch Artefakte beeinträchtigt, die durch unvollständige oder fehlerhafte Daten hervorgerufen werden und die den diagnostischen Wert des Bildes reduzieren. In der klinischen CT werden Artefakte beispielsweise durch Metalle verursacht, die sich im Messfeld befinden, wie z. B. Hüftimplantate oder Zahnfüllungen. In der Flachdetektor-CT treten zusätzliche Artefakte auf, die aus einem Überstehen des Patienten aus dem Messfeld resultieren. Eine weitere Art von Artefakten entsteht durch eine ungenügende Winkelabdeckung, wie sie häufig in der interventionellen Flachdetektor-CT und der Dental-CT auftritt.
In der Literatur lassen sich zahlreiche Veröffentlichungen finden, die sich mit der Korrektur der oben beschriebenen Artefakte befassen. Typisch sind dabei Extra- oder Interpolationstechniken zur Schätzung der fehlenden Daten. Die geläufigste Idee zur Korrektur von Metall-Artefakten basiert auf dem Ersetzen der Projektionsdaten in der Metallspur. Eine typische Methode ist die lineare Interpolation im Sinogramm zwischen den Rändern des Metalls [1], wobei meist aber keine zufriedenstellenden Ergebnisse erzielt werden. Ein geeignetes Normierungsverfahren [2] des unkorrigierten Bildes und eine Frequenzmischung des unkorrigierten Bildes mit dem normiert-korrigierten Bild [3] ermöglicht erstmals klinisch relevante Bildqualität wenn Metalle im Strahlengang sind [4], [5]. Artefakte, die durch ein Überstehen des Patienten aus dem Messfeld verursacht werden, werden typischerweise durch Extrapolation der gemessenen Projektionsdaten reduziert [6], [7]. Für die Korrektur von Artefakten, die aus einer ungenügenden Winkelabdeckung resultieren, gibt es ebenfalls Methoden zur Extrapolation der gemessenen Projektionsdaten [8] sowie iterative Ansätze [9].
All die veröffentlichten Korrekturmethoden haben gemeinsam, dass sie speziell auf eine Artefaktart zugeschnitten sind. Außerdem ist in vielen klinisch relevanten Fällen anatomisches Vorwissen des Patienten vorhanden, das zur Korrektur der Artefakte genutzt werden kann.
Wir schlagen hier eine verallgemeinerte Korrekturmethode vor, die sich auf alle Artefaktarten anwenden lässt, die aus unvollständigen CT-Daten resultieren. Dabei wird anatomisches Vorwissen genutzt, um die Daten zu vervollständigen. Das anatomische Vorwissen stammt idealerweise aus einem anderen Scan des gleichen Patienten, wie zum Beispiel einem zuvor aufgenommenen Planungs-CT. Denkbar ist auch die Verwendung von CT-Daten eines fremden Patienten, beispielsweise aus einer Patientendatenbank.

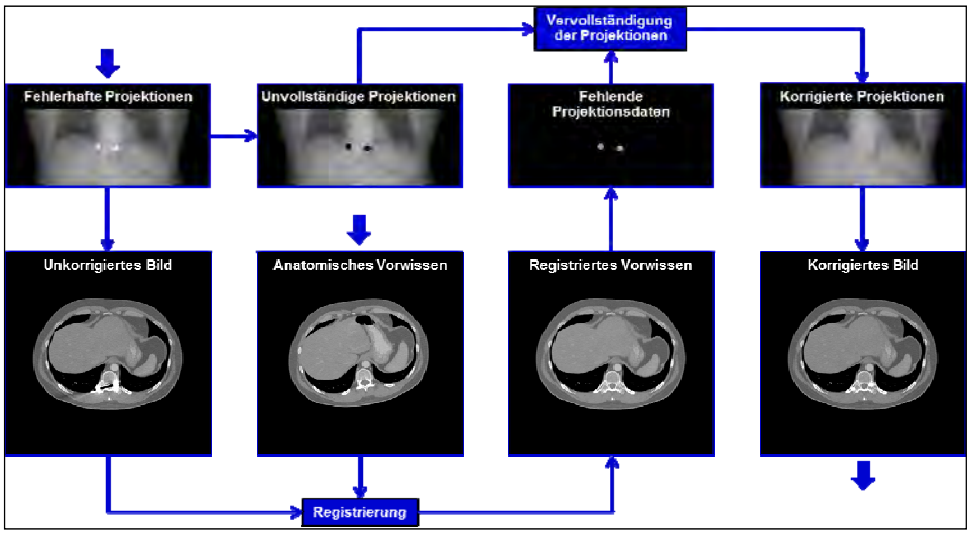


Abb.1: Schematische Darstellung des vorgeschlagenen Korrekturalgorithmus für Artefakte in der CT basierend auf anatomischem Vorwissen am Beispiel von Metall-Artefakten. Die dicken Pfeile markieren Eingangs- bzw. Ausgangsdaten.

Abbildung 1 zeigt schematisch am Beispiel von Metall-Artefakten, wie die vorgeschlagene Korrekturmethode funktioniert. Durch Rekonstruktion [10] der fehlerhaften oder unvollständigen Projektionen erhält man das Bild, das die Artefakte enthält, die es zu korrigieren gilt. Dazu wird anatomisches Vorwissen in Form eines zusätzlichen Scans des gleichen oder eines anderen Patienten verwendet. Dieses wird auf den Patienten registriert. Der verwendete Registrierungsalgorithmus besteht dabei aus zwei Schritten. Zunächst wird eine affine Registrierung durchgeführt, die prinzipielle Unterschiede zwischen Vorwissen und Patienten, zum Beispiel aufgrund einer abweichenden Positionierung während der Datenakquisition, kompensiert. Als zweiter Schritt sorgt eine deformierbare Registrierung, basierend auf Referenz [11], dafür, dass anatomische Unterschiede aufgrund innerer Bewegung des Patienten oder zwischen zwei verschiedenen Patienten ausgeglichen werden. Die Registrierungsergebnisse sind exemplarisch für einen Thorax-Scan in Abbildung 2 dargestellt. Das erhaltene registrierte Vorwissen wird nun vorwärtsprojiziert [12] und die resultierenden Projektionsdaten können dazu genutzt werden, die gemessenen Projektionen des Patienten zu vervollständigen. Dabei wird darauf geachtet, dass es einen glatten Übergang zwischen gemessenen und eingefügten Projektionsdaten gibt. Aus diesen korrigierten Projektionsdaten wird anschließend das korrigierte, artefaktfreie Bild rekonstruiert.

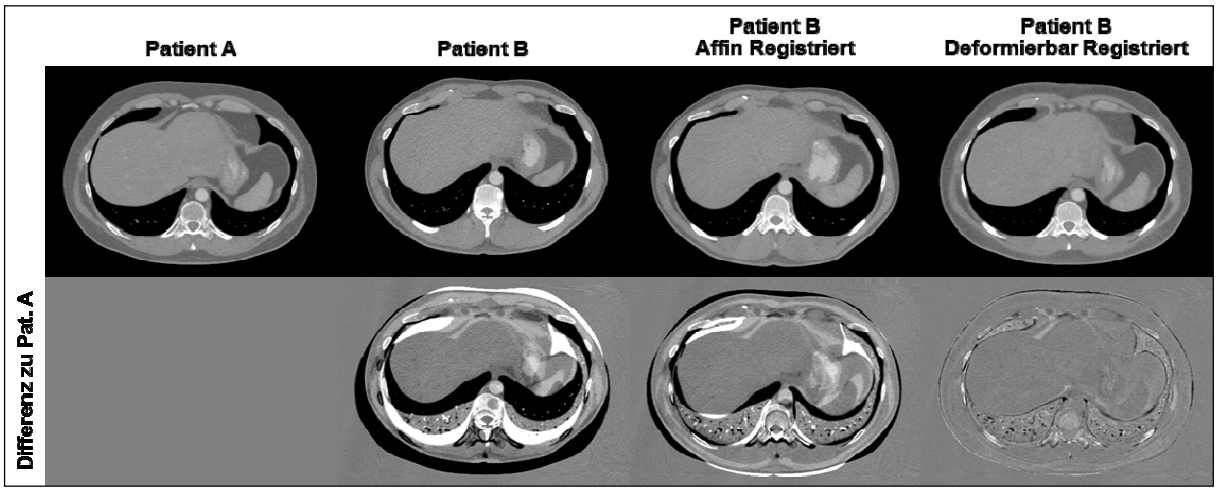


Abb.2: Registrierungsergebnis für zwei Thorax-Patienten. Patient B wird auf Patient A registriert, zunächst mit einem affinen Registrierungsalgorithmus. Der erhaltene affin registrierte Patient B wird anschließend mit Hilfe eines deformierbaren Registrierungsalgorithmus wiederum auf Patient A registriert. C = 0 HU, W = 1000 HU (für die Rekonstruktionen und für die Differenzbilder).

Ergebnisse: Es werden Ergebnisse der vorgeschlagenen Artefakt-Korrekturmethode für drei verschiedene Patientendatensätze präsentiert, die alle am Deutschen Krebsforschungszentrum (DKFZ) in Heidelberg aufgenommen wurden. Die darin enthaltenen Artefakte, die korrigiert werden sollen, werden jeweils simuliert. Für jeden Fall liegt damit auch eine Rekonstruktion des Patienten ohne Artefakte vor, mit der die mit der hier präsentierten Korrekturmethode erhaltenen Ergebnisse verglichen werden können.

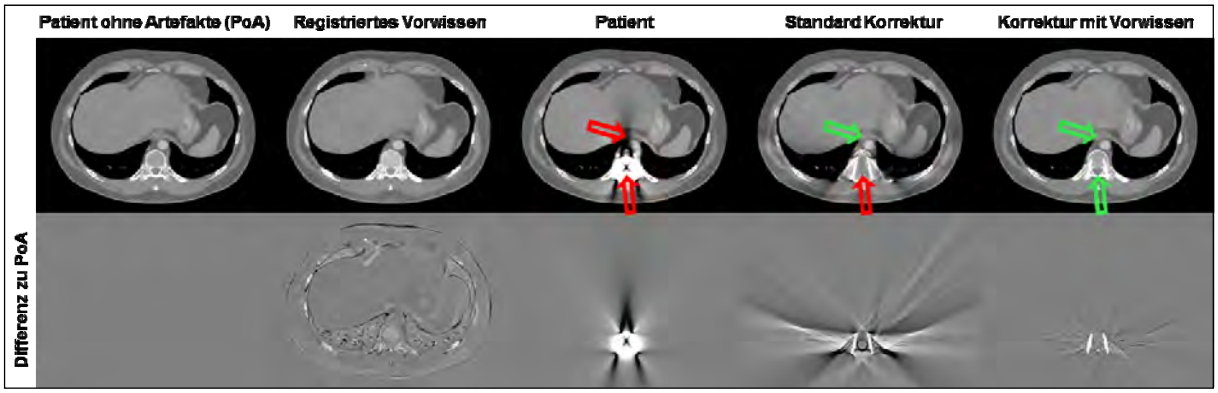


Abb.3: Ergebnisse für Metall-Artefakte. Von links nach rechts: Patient ohne Artefakte, fremder Patient nach der Registrierung, Patient mit simulierten Metall-Artefakten, Ergebnis der Standard-Korrektur und Ergebnis der Korrektur mit Vorwissen. C = 0 HU, W = 1000 HU (für die Rekonstruktionen und für die Differenzbilder).

Die Metall-Artefakte werden erzeugt indem auf die gemessenen Projektionsdaten zusätzliche Daten aufaddiert werden, die der polychromatischen Schwächung der simulierten Metallobjekten entsprechen. Der in Abbildung 3 präsentierte Thorax-Patient, aufgenommen mit einem klinischen CT-Gerät (Somatom Definition Flash, Siemens Healthcare, Forchheim), enthält zwei Metallschrauben nahe des Wirbelkörpers, wie sie häufig nach einer Wirbelsäulenfusion zur Fixierung angebracht werden. Die beiden rechten Spalten in Abbildung 3 zeigen die Korrekturergebnisse des Standardverfahrens und der hier vorgeschlagenen Methode mittels Nutzung von anatomischem Vorwissen. Die lineare Interpolation als Standardverfahren erreicht eine Korrektur der dunklen Streifenartefakte. Jedoch kommt es zu einem erheblich Verlust an anatomischer Information in der Umgebung der beiden Metallschrauben. Dies ist nicht der Fall für das mit Vorwissen aus einem fremden Patienten korrigierte Bild. Auch hier werden die Streifenartefakte effektiv korrigiert. Zusätzlich bleibt die spezifische Anatomie des Patienten auch in der Umgebung der eingesetzten Metalle erhalten, sodass eine medizinische Diagnose in diesem Bereich möglich ist.

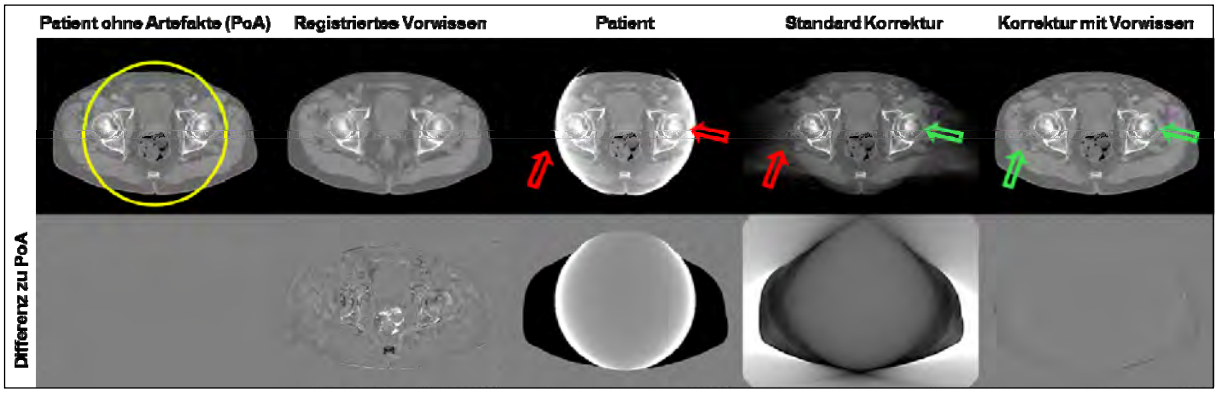


Abb.4: Ergebnisse für Artefakte aufgrund eines Überstehens des Patienten aus dem Messfeld. Von links nach rechts: Patient ohne Artefakte, fremder Patient nach der Registrierung, Patient mit simulierten Artefakten, Ergebnis der Standard-Korrektur und Ergebnis der Korrektur mit Vorwissen. C = 0 HU, W = 1000 HU (für die Rekonstruktionen und für die Differenzbilder).

Abbildung 4 zeigt einen Hüft-Patienten, gemessen am gleichen klinischen CT-Gerät wie der Thorax-Patient oben, mit simulierten Artefakten, die von einem Messfeld hervorgerufen werden, das nicht ausreichend groß ist, um den gesamten Patienten abzudecken. Das Standardverfahren, das eine Extrapolation der gemessenen Projektionsdaten mit Hilfe einer quadratischen Funktion in axialer Richtung durchführt, erreicht eine Korrektur der hellen, bandförmigen Artefakte entlang des Messfeldes.

Die außerhalb des Messfeldes liegende Anatomie des Patienten kann jedoch nicht präzise geschätzt werden. Dies wird jedoch durch die Korrektur mittels Vorwissen erreicht. Neben einer Korrektur der innerhalb des Messfeldes liegenden Artefakte erhält man hier auch eine genaue Schätzung der Anatomie des Patienten außerhalb des Messfelds, was beispielsweise für die Bestrahlungsplanung in der Strahlentherapie relevant ist.

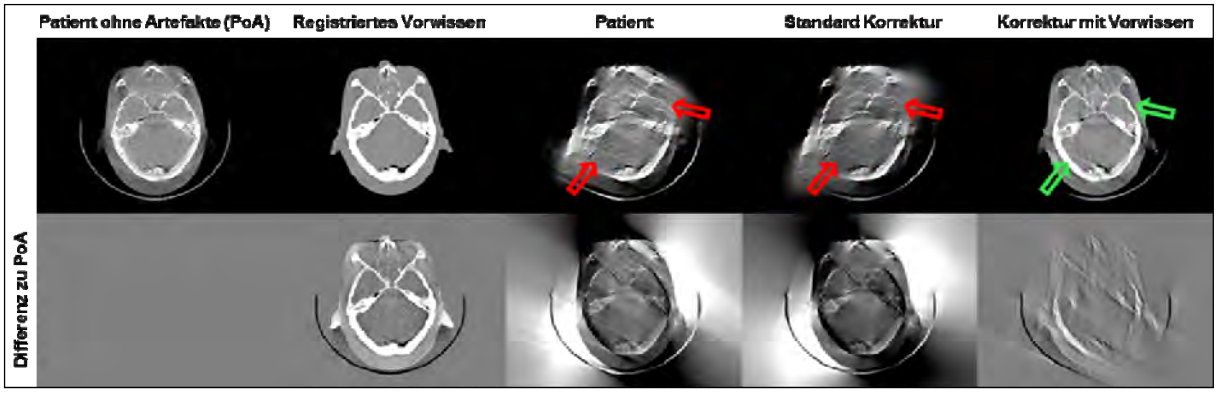


Abb.5: Ergebnisse für Artefakte resultierend aus einer ungenügenden Winkelabdeckung von 120°. Von links nach rechts: Patient ohne Artefakte, fremder Patient nach der Registrierung, Patient mit simulierten Artefakten, Ergebnis der Standard-Korrektur und Ergebnis der Korrektur mit Vorwissen. C = 0 HU, W = 1000 HU (für die Rekonstruktionen und für die Differenzbilder).

In Abbildung 5 werden Ergebnisse für ein Kopf-Phantom gezeigt, die mit einem Prototyp CT-Scanner, bestehend aus einer klinischen Gantry und einem Flachdetektor [13], gemessen wurden. Zur Simulation der Artefakte wurden statt der benötigten 180°+Fächerwinkel (hier insgesamt 210°) nur Projektionen aus einem gesamten Winkelbereich von 120° für die Rekonstruktion verwendet. Das hier angewandte Standardverfahren zur Korrektur dieser Artefakte führt ein kontinuierliches Abklingen der gemessenen Projektionsdaten in Winkelrichtung durch. Dadurch können die Streifenartefakte reduziert werden, die Inkonsistenzen in den CT-Daten und das lokale Auflösen der Anatomie des Patienten kann jedoch nicht korrigiert werden. Die vorgeschlagene Korrekturmethode nutzt hier als Vorwissen einen Scan des gleichen Phantoms, aufgenommen mit einer anderen Modalität, nämlich wieder dem oben genannten klinischen CT-Gerät. Daher wird vor dem Einfügen des Vorwissens in die gemessenen Patientendaten noch ein Histogramm-Angleich durchgeführt. Das erhaltene Korrekturergebnis, gezeigt in der letzten Spalte in Abbildung 5, stellt eine deutliche Verbesserung gegenüber dem unkorrigierten Bild wie auch der Standard-Korrektur dar. Neben den Streifenartefakten ist hier auch die Auflösung der Anatomie, insbesondere des Schädelknochens, korrigiert und das Differenzbild zum Patienten ohne Artefakte zeigt nur noch leichte Unterschiede in den CT-Werten.

Zusammenfassung: Die hier vorgestellten Ergebnisse zeigen, dass typische Artefakte in der CT, die durch unvollständige oder fehlerhafte Daten hervorgerufen werden, mit der vorgeschlagenen Korrekturmethode unter der Nutzung von anatomischem Vorwissen in großem Umfang reduziert werden können. Für die untersuchten Artefakte resultierend aus Metallen im Messfeld, aus einem Überstehen des Patienten aus dem Messfeld und aus einer ungenügenden Winkelabdeckung übertreffen die Bildqualität und damit der diagnostische Wert des mit Vorwissen korrigierten Bildes die Ergebnisse, die mit den hier verwendeten Standardkorrekturmethoden erzielt wurden.

Literatur

[1] W.A. Kalender, R. Hebel und J. Ebersberger: Reduction of CT artifacts caused by metallic implants, Radiology, 164 (2), S. 576-577, 1987.

[2] E. Meyer, R. Raupach, M.M. Lell, B. Schmidt und M. Kachelrieß: Normalized metal artifact reduction (NMAR) in computed tomography, Medical Physics, 37(10), S. 5482-5493, 2010.

[3] E. Meyer, R. Raupach, M.M. Lell, B. Schmidt und M. Kachelrieß: Frequency split metal artifact reduction (FSMAR) in computed tomography, Medical Physics, 39(4), S. 1904-1926, 2012.

[4] M.M. Lell, E. Meyer, M.A. Kuefner, M.S. May, R. Raupach, M. Uder, and M. Kachelrieß: Normalized metal artifact reduction in head and neck computed tomography, Investigative Radiology, 47(7), S. 415-421, 2012.

[5] M.M. Lell, E. Meyer, M. Schmid, R. Raupach, M.S. May, M. Uder, and M. Kachelrieß: Frequency split metal artefact reduction in pelvic computed tomography", in European Radiology, 2013.

[6] B. Ohnesorge, T. Flohr, K. Schwarz, J.P. Heiken und K.T. Bae: Efficient correction for CT image artifacts caused by objects extending outside the scan field of view", Medical Physics 27(1), S. 39-46, 2000.

[7] K. Sourbelle, M. Kachelrieß und W.A. Kalender: Reconstruction from truncated projections in CT using adaptive detruncation, European Radiology, 15(5), S. 1008-1014, 2005.
[8] S.F. Yau und S.H. Wong: A linear sinogram extrapolator for limited angle tomography, 3rd International Conference on Signal Processing, S 386-389, 1996.
[9] L. Ritschl, F. Bergner, und M. Kachelrieß: A new approach to limited angle tomography using the compressed sensing framework, Proceedings SPIE, 7622, S. 76222H, 2010.
[10] L.A. Feldkamp, L.C. Davis und J.W. Kress: Practical cone–beam algorithm, Journal of the Optical Society of America A, 1(6), S. 612-619, 1984.
[11] M. Brehm, P. Paysan, M. Oehlhafen, P. Kunz, and M. Kachelrieß: Self-dapting cyclic registration for motion-compensated cone-beam CT in image-guided radiation therapy, Medical Physics, 39(12), S. 7603-7618, 2012.
[12] P.M. Joseph: An improved algorithm for reprojecting rays through pixel images, IEEE Transactions on Medical Imaging, 1(3), S. 192-196, 1982.
[13] R. Gupta, M. Grasruck, C. Suess, S.H. Bartling, B. Schmidt, K. Stierstorfer, S. Popescu, T. Brady, and T. Flohr: Ultra-high resolution flat-panel volume CT: fundamental principles, design architecture, and system characterization, European radiology, vol. 16(6), pp. 1191-1205, 2006.

110 Zweispektren-CT – Lassen sich Metallartefakte durch Berechnung pseudo-monochromatischer Bilder entfernen?

S. Kuchenbecker[1,2], S. Faby[2], S. Schüller[1,2], M. Baer[1,2], M. Lell[3], M. Kachelrieß[1,2]
[1]Friedrich-Alexander-Universität Erlangen, Institut für Medizinische Physik, Erlangen
[2]Deutsches Krebsforschungszentrum, Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg
[3]Universitätsklinikum Erlangen, Radiologisches Institut, Erlangen

Fragestellungen: Aus Zweispektren-CT-Daten rekonstruierte polychromatische Bilder lassen in so genannte monochromatische Bilder umwandeln. Dies geschieht durch eine einfache Linearkombination der Ausgangsbilder. Bei einer Energie $E \approx 130$ keV lässt sich, abhängig vom Patient und der Beschaffenheit des Implantats, eine erhebliche Reduktion der Metallartefakte beobachten. Diese Energie entspricht dem Gewichtungsfaktor der Linearkombination von $\alpha \approx 1{,}5$. Das Verfahren wird in dieser Arbeit auf seine Eignung und Grenzen hin untersucht.

Material und Methoden: Die Zweispektren-CT erlaubt (unter Vernachlässigung von Streustrahlung) die exakte Berechnung virtueller monochromatischer Bilder. Die dafür notwendigen Berechnungen sind nichtlinear und müssen bereits im Rohdatenraum vor der Bildrekonstruktion erfolgen. In der klinischen CT kommt jedoch meist nur ein stark vereinfachtes Verfahren zur Berechnung virtueller monochromatischer Bilder zum Einsatz. Dabei werden die polychromatischen Bilder des niedrigen und des hohen Energiespektrums linear überblendet und einer bestimmten Energie zugeordnet. Wir sprechen daher von pseudo monochromatischen Bildern, da diese lediglich eine grobe Näherung der virtuellen monochromatischen Bilder darstellen. Es zeigt sich, dass nicht nur Bildrauschen und -kontraste von der eingestellten pseudo-monochromatischen Energie abhängen, sondern auch die Stärke von Strahlaufhärtungs- und Metallartefakten. Daher wird diese Technik von Radiologen unter anderem verwendet, um Metallartefakte zu unterdrücken.
In dieser Arbeit wurde die zugrunde liegende Physik untersucht und die Bestimmungsgleichungen zur polychromatischen Schwächung mittels Reihenentwicklung approximiert. Die nichtlinearen Terme der approximierten Reihen sind für die Artefakte in den CT-Bildern verantwortlich. Allerdings zeigen diese Terme keine lineare Abhängigkeit zwischen dem niedrigen und hohen Energiespektrum, weshalb eine Linearkombination der Bilder die Artefakte zwar verringern, jedoch nicht vollständig entfernen kann. Bei zusätzlicher Betrachtung von Streustrahlung werden weitere nichtlineare Anteile den Projektionsdaten und daraus rekonstruierten Bildern hinzugefügt.
Zur Bewertung des Korrekturverfahrens wurden das Forbild Abdomenphantom mit eingesetzten Metallimplantaten simuliert und ein semi-anthropomorphes Abdomenphantom mit Einsätzen aus jodhaltigen Kontrastmittel in einem klinischen Dual-Source-CT-System (Somatom Definition Flash, Siemens Healthcare, Forchheim) bei 100 kV und 140 kV Sn gemessen. Es wurden sowohl pseudo-monochromatische Bilder (bildbasierte Linearkombination) als auch virtuell monochromatische Bilder (rohdatenbasierte nichtlineare Kombination) berechnet. In allen Fällen wurde der Gewichtungsfaktor sowohl manuell festgelegt als auch durch Minimierung der Standardabweichung σ in Weichteilregionen automatisiert bestimmt.

Ergebnisse: Die ersten Ergebnisse der polychromatischen Simulation zeigen eine Standardabweichung von $\sigma = 150$ HU (100 kV) und $\sigma = 59$ HU (140 kV Sn). Durch die manuelle Festlegung des Gewichtungsfaktors $\alpha \approx 1{,}67$ werden die Metallartefakte verringert auf $\sigma = 20{,}0$ HU, während aus der Minimierung $\alpha \approx 1{,}64$ und $\sigma = 19{,}9$ HU resultieren. Eine vollständige Entfernung der Artefakte wird durch das rohdatenbasierte Verfahren erreicht, die verbleibende Standardabweichung von $\sigma = 3{,}71$ HU ist hier rein durch das Bildrauschen und nicht mehr durch die Artefakte bedingt.

Zusammenfassung: Durch Linearkombination können pseudo-monochromatischen Bilder erzeugt werden, die weniger Artefakte aufweisen als die ursprünglichen Bilder (bei gleichzeitig schlechteren Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis). Die Artefakte können mittels pseudo-monochromatischer Bildgebung aber nicht vollständig entfernt werden. Das Verfahren ist hilfreich, es sollten jedoch andere Methoden, wie beispielsweise die Berechnung echter virtueller monochromatischer Bilder oder die Verwendung einer Metallartefaktkorrektur, vorgezogen werden, sofern diese zur Verfügung stehe

Anhang 1

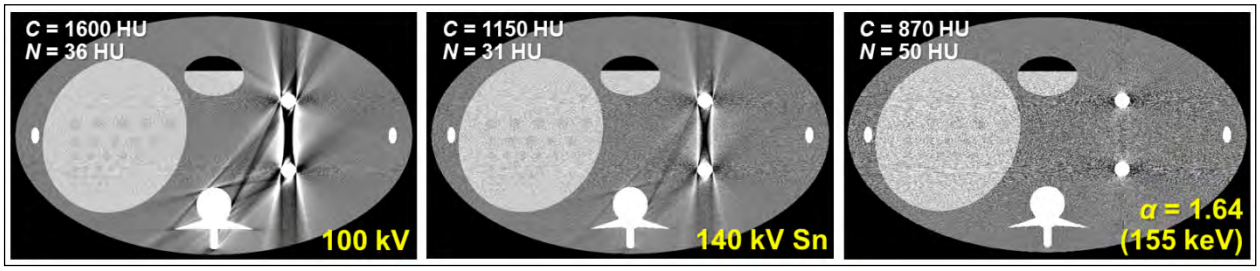


Abb. 1: C = Kontrast, N = Rauschen. Das 100 kV Bild und das 140 kV Sn Bild weisen starke Artefakte auf. Durch die Linearkombination werden die Strahlaufhärtungsartefakte aber leider auch das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis reduziert. Fensterung: Zentrum = 0 HU, Breite = 200 HU.

Anhang 2

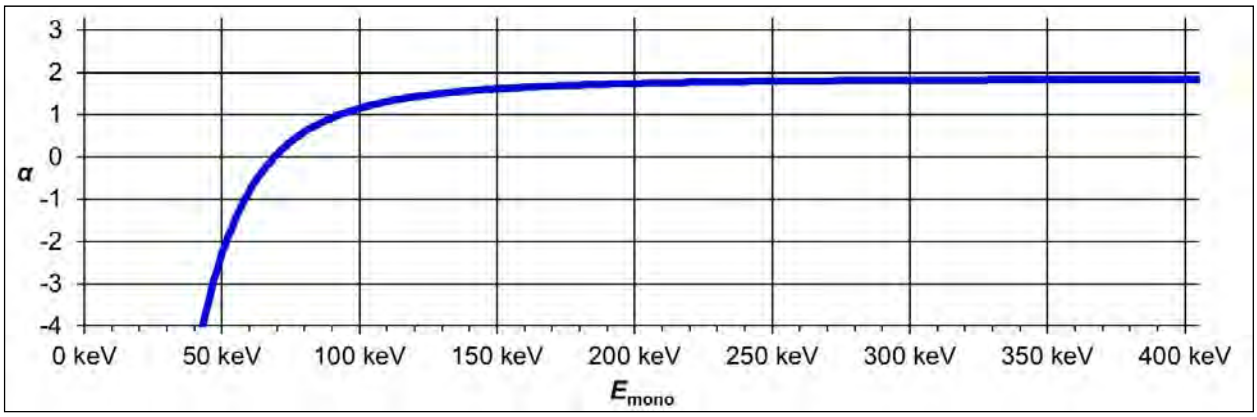


Abb. 2: Zusammenhang zwischen der Energie E_{mono} des monochromatischen Bildes und dem Gewichtungsfaktor α der Linearkombination Bild(E_{mono}) = (1-α) Bild(100 kV) + α Bild(140 kV Sn).

111 Durchführung der Formfilterbestimmung nach der COBRA-Methode unter Verwendung einer 30 cm Ionisationskammer

E. Bohrer[1], J. M. Voigt[1], G. A. Krombach[2], M. Fiebich[1]
[1]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen
[2]Universitätsklinikum Gießen und Marburg, Abteilung für Radiologie, Gießen

Fragestellungen: Formfilter (auch Bowtie-Filter oder Wedges genannt) sind in jedem Computertomographen implementiert. Sie bewirken ein nach lateral abfallendes Dosisprofil. Dadurch wird die Bildqualität verbessert und die Patientendosis minimiert. In Dosisbestimmungen mittels Monte Carlo Simulationen muss diesem Aspekt Rechnung getragen werden. Da die Formfiltergeometrie und deren Materialien in der Regel von den Geräteherstellern unter Verschluss gehalten werden, ist eine Messmethode erforderlich, mit der eine äquivalente Formfiltergeometrie bestimmt werden kann. Die Aufnahme und Auswertung des durch den Formfilter hervorgerufenen Dosisprofils mittels Speicherfolie während einer CT-Übersichtsaufnahme ist limitiert, da nicht alle im Gerät implementierten Formfilter in der CT-Übersichtsaufnahme genutzt werden. Mit der COBRA-Methode (characterization of bow tie relative attenuation) nach Boone et al. [1], kann das Dosisprofil auch bei rotierender Röntgenröhre aufgenommen werden. Dazu wird ein zeitauflösendes Dosimeter benötigt. Eine Validierung dieser Methode wurde bislang nur mit einem Dosimeterprotoypen mit sehr kleiner Messkammer (aktives Volumen: 7 mm Höhe, 5 mm Durchmesser) und einer Abtastfrequenz unter 1 kHz durchgeführt [2]. Es sollte daher untersucht werden, ob diese Methode auch mit einem auf dem Markt existierenden zeitauflösenden Dosimeter und großer Messkammer angewendet werden kann.

Material und Methoden: Gemessen wurde an einem 64-Zeilen MDCT-Scanner (Somatom Definition CT, Siemens, Erlangen). Zuerst wurde mit einer Speicherfolie das Dosisprofil während einer Übersichtsaufnahme aufgenommen und ausgewertet. Dann wurde ein zeitauflösendes Dosimeter mit 10 kHz Abtastrate und 30 cm Ionisationskammer (MagicMax universal mit DCT30 Messkammer, RaySafe, Billdal,Schweden) auf dem CT-Tisch so befestigt, dass die Messkammer möglichst weit vom Isozentrum entfernt war. Ein Spiralscan wurde bei 120 kV und 1 s Rotationszeit durchgeführt. Es erfolgte eine weitere Messung mit der Ionisationskammer im Isozentrum. Für eine spätere Validierung wurden an einem 16 cm und einem 32 cm PMMA-Phantom die CTDI-Werte in der zentralen und in den peripheren Bohrungen bestimmt. Das aufgenommene Signal wurde mit einem Savitzky-Golay-Filter 6.Ordnung geglättet, da dieser die Amplituden am wenigsten verfälscht. Die Umrechnung in ein laterales Dosisprofil auf der Ebene des Isozentrums erfolgte nach:

$$D(x) = \frac{D_\varphi \cdot \cos\alpha \sqrt{d^2 + FID^2 - (2 \cdot d \cdot FID \cdot \cos\varphi)}}{FID}$$

$$\text{mit} \quad \alpha = \sin^{-1}\left(d \cdot \frac{\sin\varphi}{FDD}\right) \quad \text{und} \quad x = FID \cdot \tan\alpha$$

D(x): Funktion der Dosis vom Abstand x der Geraden durch das Isozentrum senkrecht zum Zentralstrahl
D_φ: im Rotationswinkel φ gemessene Dosis
φ: Rotationswinkel
α: Winkel auf dem Fächerstrahl
FID: Fokus-Isozentrum-Distanz
d: Abstand des Detektors zum Isozentrum
FDD: Fokus-Detektor-Distanz

Da hier eine lange Messkammer verwendet wurde, musste hierbei darauf geachtet werden, dass für eine Abstandskorrektur nicht das Abstands-Quadrat-Gesetz anzuwenden ist, sondern nur die Abstands-Verhältnisse. Für die Berechnung der Filtergeometrie wurde Teflon als filteräquivalentes Material gewählt. Die Berechnung erfolgte mit Schwächungswerten bei einer mittleren Energie von 51,03 keV bei 120 kV Röhrenspannung und für die Filterdicke im Zentralstrahl wurden 0 cm angesetzt, so dass für die Winkelabhängige Filterdicke entlang des Strahls galt:

$$x_{Te}(\alpha) = \frac{\ln\left(D_0 \cdot \frac{G}{D_{\alpha,x}}\right) - (\mu_{Al} \cdot d_{Al}) - \left(\mu_L \cdot (l - d_{Al})\right)}{\mu_{Te} - \mu_L}$$

D_0: Dosis des ungefilterten Röntgenstrahls auf Fokusebene
G: Geometriefaktor, bei Speicherfolie gilt das Abstands-Quadrat-Gesetz, bei Verwendung einer langen Messkammer werden nur die Abstände ins Verhältnis gesetzt
$\mu_{Al,L,Te}$: linearer Schwächungskoeffizient der Vorfilterung, von Luft und dem Formfilter
d_{Al}: Dicke der Vorfilterung
l: Abstand des winkelabhängigen Punktes auf dem Dosisprofil zum Fokus

Beide berechneten Filter wurden in die Simulationssoftware GMctdospp [3], einer grafischen Benutzeroberfläche für den EGSnrc User Code [4], implementiert. Damit wurden Dosisprofile frei Luft bei einer CT-Übersichtsaufnahme simuliert und zur Validierung erfolgte die Simulation eines CT Scans über eine Rotation an einem 16 cm und einem 32 cm PMMA Phantom.

Ergebnisse: Das Messsignal wies auf Grund der geringen Dosisrate Diskretisierungsstufen auf. *Abb.1* links zeigt das verrauschte Messsignal der 30 cm Ionisationskammer und rechts ist das gefilterte Signal dargestellt. Das berechnete laterale relative Dosisprofil weicht von dem der Speicherfolie ab (*Abb.2*). Dies ist auf die unterschiedliche Abstandskorrektur und der unterschiedlich eingestellten Röhrenspannung zurückzuführen. Die berechneten geometrischen Abmessungen des Formfilters unterscheiden sich bei beiden Messmethoden daher kaum (*Abb.3*). Das mit dem implementierten Filter simulierte Dosisprofil zeigte auch eine gute Übereinstimmung mit dem aus den Messwerten der Speicherfolie gewonnenen Dosisprofil *(Abb.4)*. Auch die Werte aus der Validierung mittels PMMA Phantom zeigten näherungsweise identische Ergebnisse *(Tab.1)*.

Zusammenfassung: Es hat sich gezeigt, dass das bei dieser Methode verwendete Dosimeter für die Bestimmung der Formfiltergeometrie geeignet ist. Dabei sind eine möglichst hohe Rotationszeit und eine hohe Dosisrate bei der Messung sowie eine geeignete Filterung des Messsignals von großer Bedeutung, da es sonst zu großen Abweichungen kommen kann. Das COBRA-Verfahren ist jedoch etwas aufwendiger als das Verfahren mittels Speicherfolie. Ein großer Vorteil bei der Verwendung einer Speicherfolie ist auch die gute Verfügbarkeit. Für im CT-Gerät vorhandene Formfilter, die nicht bei einer CT-Übersichtsaufnahme verwendet werden können, bietet das COBRA-Verfahren jedoch eine gute Alternative.

Anhang 1

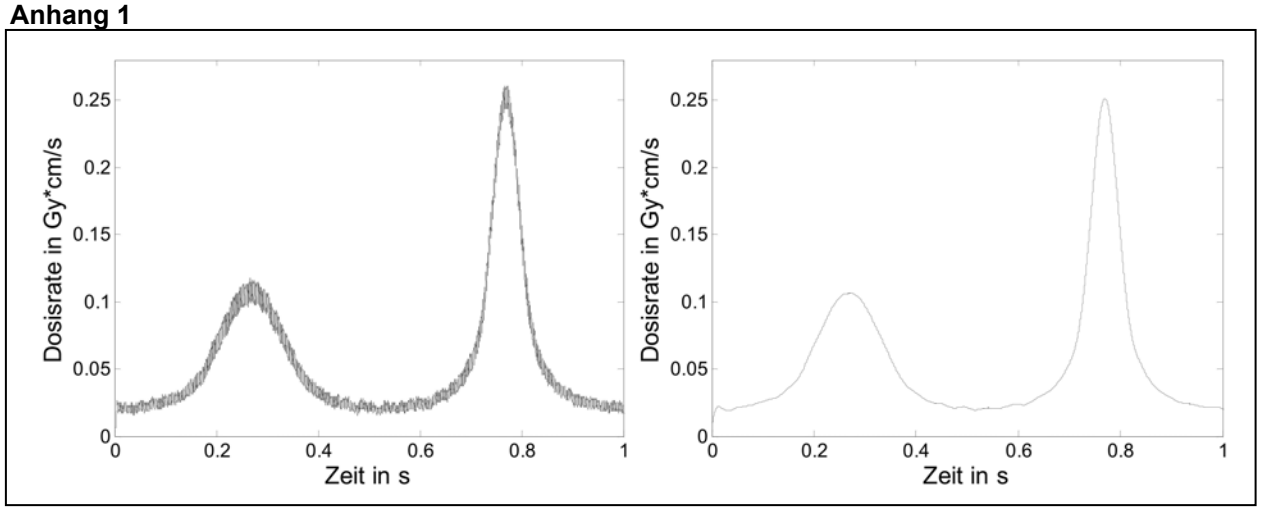


Abb.1: Zeitaufgelöstes Messsignal einer 30 cm Ionisationskammer bei 80 kV Röhrenspannung (links) und das geglättete Messsignal (rechts)

Anhang 2

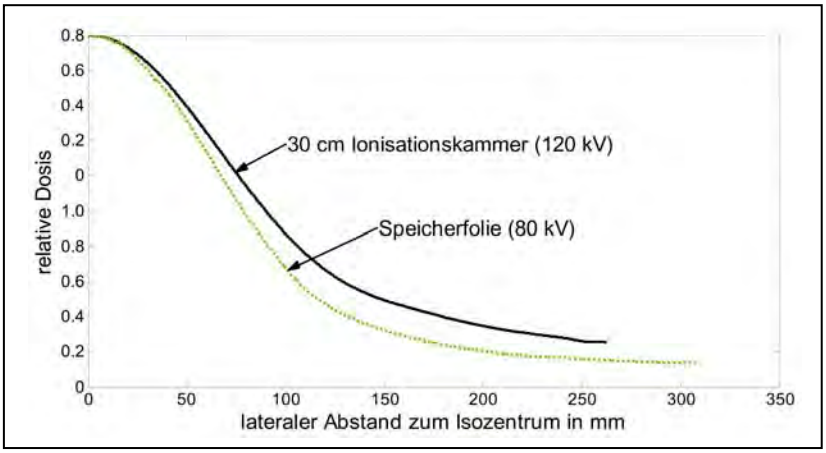


Abb.2: Laterales relatives Dosisprofil der Speicherfolie bei 80 kV und der 30 cm Ionisationskammer bei 120 kV. Die Abweichungen sind hauptsächlich auf die unterschiedliche Abstandskorrektur der beiden Messungen zurückzuführen.

Anhang 3

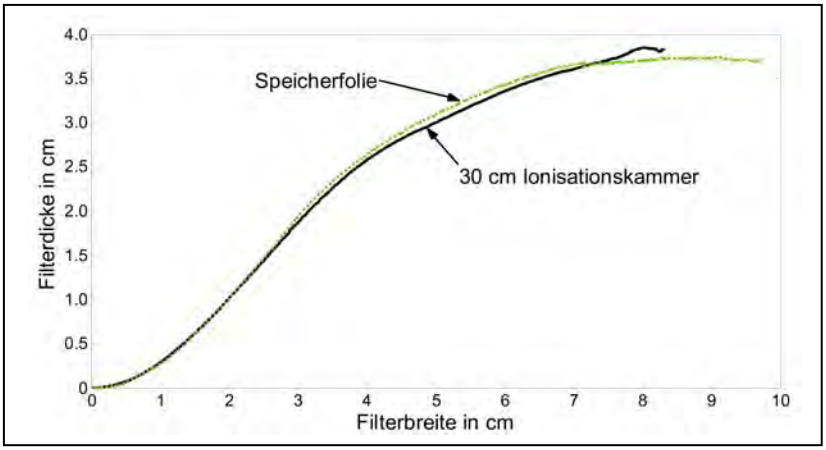


Abb.3: Geometrische Abmessung des Formfilters ermittelt aus der Messung mittels Speicherfolie und aus der Messung mittels 30 cm Ionisationskammer.

Anhang 4

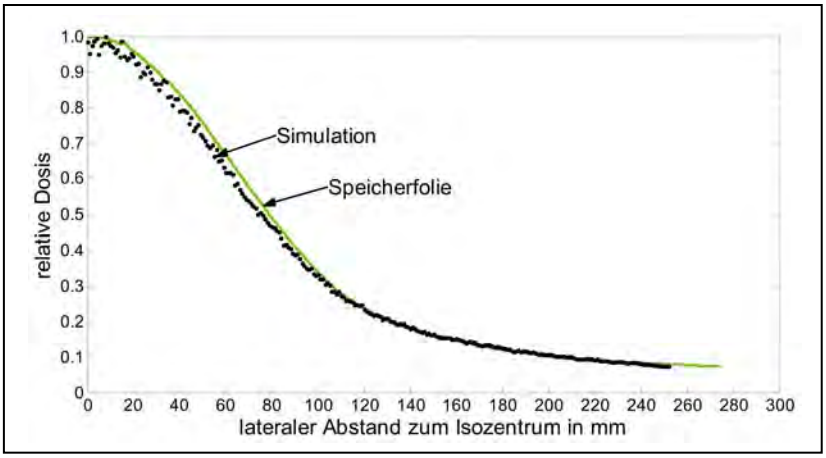


Abb.4: Gegenüberstellung des bei 80 kV simulierten Dosisprofils aus den Daten der 30 cm Ionisationskammer mit dem bei 80 kV gemessenen Dosisprofil der Speicherfolie.

Literatur

[1] Boone J. M., Method for evaluating bow tie filter angle-dependent attenuation in CT: Theory and simulation results, Med. Phys. 37, 40-48 (2010)
[2] McKenney S. E., Nosratieh A., Experimantal validation of a method characterizing bow tie filters in CT scanners using a real-time dose probe, Med. Phys. 38, 1406-1415 (2011)
[3] Schmidt R., Wulff J., Kästner B., et al., Monte Carlo based calculation of patient exposure in X-ray CT-examinations, 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, 2009; Vol. 22: 2487-249
[4] Kawrakow I., Mainegra-Hing E., Rogers D.W.O., Tessier F., Walters B.R.B., The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, NRCC Report *PIRS-701*, Ottawa, 2011

112 Auswirkung einer Protokolloptimierung auf die effektive Dosis

J. M. Voigt[1], R. Schmidt[1], M. Fiebich[1]
[1]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

Fragestellungen: In der Röntgendiagnostik gilt das Gebot der Optimierung. Dies bedeutet, dass nach dem ALARA-Prinzip die Strahlenexposition bei Röntgenuntersuchungen so weit gesenkt werden muss, wie es für eine sichere Diagnostik vertretbar ist. Speziell in der Computertomographie, die ca. 60 % der kollektiven effektiven Dosis in der Röntgendiagnostik [1] zu vertreten hat, erhält die Dosisoptimierung einen sehr hohen Stellenwert. Dosisoptimierung ist ein iterativer und die Bewertung der Bildqualität teils subjektiver Prozess. Die Reduktion der Dosis ist am Scanner zwar durch eine technische Messgröße beschreibbar, spiegelt aber die tatsächliche Reduktion der effektiven Dosis nicht wider, z. B. Änderungen der Röhrenspannung oder der Aufnahmegeometrie. Für diese Arbeit wurden Patientenprotokolle vor und nach Optimierung mit neuesten Methoden der Monte Carlo basierten Patientendosisberechnung verglichen.

Material und Methoden: Untersuchungsprotokolle im Bereich des Schädels wurden in Zusammenarbeit von Medizinphysikexperten, Radiologen, Neuroradiologen und HNO-Ärztenan je einem Multi-Slice-CT (MSCT) und einen Cone-Beam-CT-Scanner (CBCT) optimiert. Die Expositionsparameter vor und nach der Optimierung wurden dokumentiert und die Patientendosis für alle Protokolle mittels Monte Carlo-Simulation errechnet. Hierzu wurden die $ICRP_{male}$ und $ICRP_{female}$-Voxelphantome verwendet. Die Ergebnisse wurden sowohl als Organdosis für Gehirn und Augenlinse als auch als effektive Dosis gegenüber gestellt. Für diese Arbeit wurde am MSCT ein Gesichtsschädelprotokoll verwendet. Das betrachtete Protokoll am CBCT dient rein der Sinusitis-Fragestellung.

Ergebnisse: Bei der MSCT betrug die effektive Dosis vor Optimierung 0,37 mSv für das $ICRP_{female}$- und 0,32 mSv für das $ICRP_{male}$-Phantom. Nach Optimierung konnten diese Werte auf 0,15 mSv beim $ICRP_{female}$- und auf 0,13 mSv beim $ICRP_{male}$-Phantom gesenkt werden. In beiden Fällen ergibt dies eine Dosisreduktion von mehr als 50 %. Beim CBCT konnte die effektive Dosis für das $ICRP_{female}$-Phantom von 0,063 mSv auf 0,022 mSv und für das $ICRP_{male}$-Phantom von 0,048 auf 0,016 mSv gesenkt werden. Die Organdosiswerte für Gehirn und Augenlinse für MSCT und CBCT sowie die prozentuale Dosisreduktion finden sich in Tabelle 1 und 2.

Zusammenfassung: Die untersuchungsspezifische Patientendosisberechnung mittels Monte Carlo-Simulation bestätigt eindrucksvoll, was technische Dosisgrößen (DLP und $CTDI_{vol}$) bereits andeuten: Protokolloptimierungen senken die Strahlenexposition des Patienten teils beträchtlich. Neben der Dosisreduktion für den Patienten liefert die Monte Carlo-Simulation objektive Dosiswerte für jede Art der Untersuchung und ermöglicht so einen Vergleich unterschiedlicher Methoden wie z. B. CT und DVT. Es wird ausdrücklich darauf hingewiesen, dass diese Arbeit nicht als Vergleich von MSCT und CBCT-Systemen gedacht ist. Die Unterschiede in der Dosis ergeben sich aus Protokollen, die für unterschiedliche Fragestellungen eingesetzt werden. Sollte ein Vergleich dieser beiden Modalitäten angestrebt werden, so müssen auch Protokolle für gleiche Fragestellungen verglichen werden.

Anhang 1

	ICRPfemale standard	ICRPfemale optimiert	Reduktion	ICRPmalestandard	ICRPmale optimiert	Reduktion
$E_{ICRP\ 103}$ (mSv)	0,37	0,15	59%	0,32	0,13	59%
H_{Gehirn} (mGy)	2,76	1,37	50%	2,41	1,18	51%
$H_{Augenlinse}$ (mGy)	8,34	3,01	64%	7,20	3,16	56%

Tab. 1: Effektive Dosis und Organdosiswerte bei MSCT

Anhang 2

	ICRPfemale standard	ICRPfemale optimiert	Reduktion	ICRPmalestandard	ICRPmale optimiert	Reduktion
$E_{ICRP\ 103}$ (mSv)	0,063	0,022	66%	0,048	0,016	66%
H_{Gehirn} (mGy)	0,46	0,17	64%	0,33	0,11	67%
$H_{Augenlinse}$ (mGy)	3,73	0,48	87%	3,61	1,27	65%

Tab. 2: Effektive Dosis und Organdosiswerte bei CBCT

Literatur

[1] Parlamentsbericht Umweltradioaktivität 2010
[2] Röntgenverordnung Stand 10/11
[3] Martin Fiebich, Dosisoptimierung in der Computertomographie, mt-Medizintechnik 133 (3)

113 CT der neuesten Generation! – Brauche ich noch einen Strahlenschutz für die Augen?

B. Plessow[1], S. Langner[1], J. Engelhardt[2], N. Hosten[1]
[1]Universität Greifswald, Radiologie, Greifswald
[2]LBS Berlin, Personendosemitrie, Berlin

Fragestellung: Dem Schutz der Linse als strahlensensibles Organ kommt bei CT-Untersuchungen des Kopfes eine entscheidende Bedeutung zu. Insbesondere bei Intensiv- oder unkooperativen Patienten ist eine Lagerung nicht immer so möglich, dass die Linse sicher außerhalb des Strahlenganges liegt. Für solche Situationen steht ein kommerziell erhältlicher Augenschutz zur Verfügung. CT-Geräte der neuesten Generation erlauben durch verbesserte Detektoren sowie optimierte Dosismodulation ebenfalls eine deutliche Dosisreduktion ([1]-[7]).
Ziel der vorliegenden Arbeit war es, zu evaluieren, inwieweit die Strahlenbelastung der Linse bei einem CT der neuesten Generation gegenüber einer älteren CT-Geration durch die Verwendung eines Augenschutzes reduziert werden kann und ob ein solcher Augenschutz die diagnostische Aussagekraft einschränkt.

Material und Methoden: Es wurden jeweils 25 Patienten mit der klinischen Indikation zur Durchführung eines CCT an einem 16-Zeilen CT (Somatom Definition 16, Siemens) und an einem CT der neuesten Generation (Somatom Definition Flash, Siemens) unter Vewendung eines kommerziell verfügbaren Augenschutzes (CT-Eye ProteX, Somatex, Deutschland) untersucht. Mittels TLD-Densitometer (LPS Berlin) wurde die Dosis vor und hinter dem Augenschutz gemessen. Die Beurteilung der Bildqualität erfolgte unabhängig durch drei Radiologen sowohl im Knochen- als auch Weichteilfenster anhand einer Drei-Punkt-Skala.

Ergebnisse: Am 16-Zeilen CT betrug die mittlere Strahlenbelastung des Auges beim direkten Strahlendurchgang vor dem Augenprotektor 37,86±5,46 mSv und hinter dem Protektor 16,27±7,23 mSv (p=0,01). Lag die Linse außerhalb des direkten Strahlenganges betrug die Dosis für die Linse bedingt durch die Streustrahlung 6,8±3,76 mSv, wobei diese Dosis signifikant geringer ist im Vergleich zur Dosis hinter dem Protektor, wenn die Linse im direkten Strahlengang ist (p=0,026). Trotz optimierter Detektortechnologie und Dosismodulation war bei insgesamt reduziertem DLP bei direktem Strahlendurchgang an dem CT der neuesten Generation die mittlere Strahlenbelastung ebenfalls deutlich gering. Lag die Linse nicht im direkten Strahlengang wurde hinter dem Protektor eine signifikant geringere Dosis durch die Streustrahlung gemessen als im Vergleich mit dem direkten Strahlengang. Für die Bildqualität bestand zwischen Aufnahmen mit und ohne Augenschutz bei beiden Geräten kein signifikanter Unterschied.

Zusammenfassung: Trotz verbesserter Detektortechnologie und optimierter Dosismodulation kann es auch bei CT-Geräten der neuesten Generation bei insgesamt reduziertem DLP dennoch zu einer deutlichen Strahlenbelastung der Linse kommen. Ist die Linse lagerungsbedingt nicht aus dem Strahlengang zu halten, sollte ein Linsenschutz verwendet werden. Hieraus resultiert keine Reduktion der Bildqualität.

Literatur

[1] Duan X, Wang J, Christner JA, Leng S, Grant KL, McCollough CH. Dose reduction to anterior surfaces with organ-based tube-current modulation: evaluation of performance in a phantom study. AJR American journal of roentgenology. 2011 Sep;197(3):689-95. PubMed PMID: 21862813. Epub 2011/08/25. eng.
[2]Michel M, Jacob S, Roger G, Pelosse B, Laurier D, Le Pointe HD, et al. Eye lens radiation exposure and repeated head CT scans: A problem to keep in mind. European journal of radiology. 2012 Aug;81(8):1896-900. PubMed PMID: 21489735. Epub 2011/04/15. eng.
[3] Raissaki M, Perisinakis K, Damilakis J, Gourtsoyiannis N. Eye-lens bismuth shielding in paediatric head CT: artefact evaluation and reduction. Pediatric radiology. 2010 Nov;40(11):1748-54. PubMed PMID: 20552187. Epub 2010/06/17. eng.
[4] Reimann AJ, Davison C, Bjarnason T, Thakur Y, Kryzmyk K, Mayo J, et al. Organ-based computed tomographic (CT) radiation dose reduction to the lenses: impact on image quality for CT of the head. Journal of computer assisted tomography. 2012 May-Jun;36(3):334-8. PubMed PMID: 22592620. Epub 2012/05/18. eng.
[5] Wang J, Duan X, Christner JA, Leng S, Grant KL, McCollough CH. Bismuth shielding, organ-based tube current modulation, and global reduction of tube current for dose reduction to the eye at head CT. Radiology. 2012 Jan;262(1):191-8. PubMed PMID: 22190658. Epub 2011/12/23. eng.
[6] Keil B, Wulff J, Schmitt R, Auvanis D, Danova D, Heverhagen JT, et al. [Protection of eye lens in computed tomography--dose evaluation on an anthropomorphic phantom using thermo-luminescent dosimeters and Monte-Carlo simulations]. RoFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Rontgenstrahlen und der Nuklearmedizin. 2008

Dec;180(12):1047-53. PubMed PMID: 19235699. Epub 2009/02/25. Schutz der Augenlinse in der Computertomografie--Dosisevaluation an einem antropomorphen Phantom mittels Thermolumineszenzdosimetrie und Monte-Carlo-Simulationen. ger.
[7] Wulff J, Jany D, Zink K. [Quantitative determination of cutoff perturbation factor pdelta in the DIN 6800-2 (2008) by means of Monte Carlo simulations]. Zeitschrift fur medizinische Physik. 2008;18(3):203-10. PubMed PMID: 18826164. Epub 2008/10/02. Quantitative Ermittlung des Abschneideenergie-Storungsfaktors pdelta in DIN 6800-2 (2008) mittels Monte-Carlo-Simulationen.

Anhang 1



Abb. 1: CCT im Knochenfenster mit aufliegendem Protektor

Anhang 2



Abb. 2: Lagerung eines Intensiv-Patienten mit aufliegendem Protektor

114 Bewegungskorrektur in der tomographischen (3D+Zeit) Niedrigstdosis-Fluoroskopie mittels Running Prior

B. Flach[1,2], J. Kuntz[1,2], M. Brehm[1,2], R. Kueres[1], S. Bartling[1,3], M. Kachelrieß[1,2]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Heidelberg
[2]Friedrich-Alexander-Universität, Institut für Medizinische Physik, Erlangen
[3]Universität Mannheim, Universitätsklinikum Mannheim, Mannheim

Fragestellungen: In den vergangenen Jahren haben minimal invasive Interventionen wie Sondierungen, das Setzen von Stents und Aneurysma-Coiling mehr und mehr an Bedeutung gewonnen [1,2]. Das Interventionsmaterial wird hierbei durch bildgestützte Verfahren verfolgt, wie die heute übliche projektive Fluoroskopie, die zweidimensionale Röntgenbilder als Funktion der Zeit (2D+T) liefert. Der Nachteil dieser projektiven Fluoroskopie ist, dass die Bilder nur eine Überlagerung der Patientenanatomie zeigen und somit bei der Visualisierung komplexe Strukturen und deren räumliche Zusammenhänge nicht eindeutig sind. Das gezielte Navigieren im Gefäßsystem ist zum Teil nicht möglich. Abgänge in Blutgefäßen müssen daher mehrfach sondiert werden, was die Interventionsdauer verlängert und die applizierte Dosis für den Patient und den Radiologen erhöht. Eine kontinuierliche Darstellung von 3D-Volumen anstelle der üblichen 2D Projektionsbilder würde das räumliche Vorstellungsvermögen deutlich verbessern [3] und neue Anwendungen ermöglichen. Für eine breite Anerkennung solch einer tomographischen Fluoroskopie muss jedoch die Strahlendosis vergleichbar zur projektiven Fluoroskopie gehalten werden. Das bedeutet, dass die Volumen aus einer extrem niedrigen Anzahl an Projektionen, die zudem mit einer sehr niedrigen Dosis aufgenommen wurden, rekonstruiert werden müssen. Unsere bisherige Arbeit hat gezeigt, dass 10 bis 20 Projektionen ausreichen, um zeitlich aufgelöste 3D-Volumen von hoher Bildqualität zu rekonstruieren [4, 5]. Um diese Ergebnisse zu erhalten, wurde der PrIDICT-Algorithmus entwickelt [5]. Dieser Algorithmus baut sehr stark auf einem Priorvolumen des Patienten auf, das aus sehr vielen Projektionen rekonstruiert wurde, die unmittelbar vor der Intervention mittels eines interventionellen Flachdetektor-CTs aufgenommen wurden. Ein Beispiel für eine Intervention, die mittels tomographischer Fluoroskopie geführt wurde, ist in Abb. 1 dargestellt. Hier wurde ein Führungsdraht in die Halsschlagader eines lebenden Schweins eingeführt. Die Volumerenderings zeigen die Anatomie des Schweins in grau, die Gefäße (rekonstruiert aus einem kontrastiertem Scan) in rot und das Interventionsmaterial (den Führungsdraht) in gelb. Die Volumerenderings gehören zu verschiedenen Zeitpunkten der Intervention und zeigen den Führungsdraht somit in unterschiedlichen Positionen. Das Vorwissen über die Anatomie des Patienten kann jedoch während der Intervention schnell veraltet sein, z.B. wenn sich der Patient bewegt oder wenn er bewegt wird. Um zusätzliche Dosis, die für die Aufnahme eines neuen Priors nötig wäre, zu vermeiden, wollen wir den Prior mittels der hier vorgeschlagenen Running Prior Technik ständig an die aktuelle Position anpassen – und dies ohne Aufnahme zusätzlicher Projektionen, da diese zusätzliche Dosis bedeuten würden.

Material und Methoden: Der PrIDICT-Algorithmus setzt voraus, dass sich der Patient während der Intervention nicht bewegt [4, 5]. Aber falls sich die Position des Patienten nach der Aufnahme des Priors ändert, muss bislang ein neuer Prior aufgenommen werden. Um dies zu verhindern, wird der Prior durch eine Kombination aus Deformierung per Registrierung (linke Seite von Abb. 2) und Ersetzen von veralteten Projektionen durch neu gemessene Projektionen (rechte Seite von Abb. 2) stetig an die aktuelle Situation angepasst. Für die Registrierung wird ein Zielbild aus den letzten 60 Projektionen rekonstruiert (oben links in Abb. 2). Das Zielbild repräsentiert die aktuelle Position des Patienten. Zunächst wird eine affine Registrierung angewendet, die anschließend durch den Demons-Algorithmus [6], eine nicht-rigide Registrierung, verfeinert wird. Das resultierende Bewegungsvektorfeld wird nun auf das Running Prior des vorherigen Zeitschrittes angewendet, um die Bewegung dazwischen zu korrigieren. In diesem Zwischenergebnis werden anschließend veraltete Informationen (aus weit zurück liegenden Projektionen) durch gerade eben gemessene Projektionen ersetzt. Dies wird durch Vorwärtsprojektion des deformierten Priors, der Subtraktion dieser Vorwärtsprojektionen von den eben gemessenen Projektionen und Addieren der Rekonstruktion aus diesen Differenzprojektionen auf das deformierte Bild realisiert. Mit dem Ersetzen von Projektionen wird Änderungen von Niedrigkontrasten (z.B. während der Intervention auftretenden Blutungen) Rechnung getragen. Durch diese Methode wird für jeden Zeitschritt der Intervention ein angepasstes Running Prior berechnet.
Die Running-Prior-Methode wurde anhand realer Messungen mit einem Prototyp Volume CT validiert. Dieses System besteht aus einem Flachdetektor und einer Röntgenquelle, die auf einer kontinuierlich rotierenden Gantry angebracht sind. Es wurde ein Prior aus 600 Projektionen innerhalb von 20 Sekunden aufgenommen. Der Interventionsscan wurde mit einem Standardprotokoll (120 Projektionen/Rotation und 4 Sekunden Rotationszeit) aufgenommen. Von den aufgenommenen Projektionen wurde jedoch nur jede vierte Projektion (also 15 Projektionen/Halbumlauf) für die Rekonstruktion verwendet. Beide Scans

wurden mit 80 kV Röhrenspannung und 50 mA Röhrenstrom aufgenommen, wobei der Interventionsscan gepulst aufgenommen wurde, was zu einem mittleren Röhrenstrom von 18 mA führt. Während des Interventionsscans wurde die Halsschlagader eines lebenden Schweins mit einem Führungsdraht sondiert. Der Versuchsaufbau ist in Abb. 3 gezeigt. Um Bewegung innerhalb des Datensatzes zu erhalten, wurde das Schwein zwischen dem Prior- und dem Interventionsscan manuell bewegt wie in Abb. 4 demonstriert.

Ergebnisse: Anhand von in-vivo Experimenten kann die Notwendigkeit des Running Priors gezeigt werden. Durch das Anpassen des Priors wird eine hohe Korrelation zwischen der aktuellen Position des Schweins und dem Running Prior erreicht (Abb. 4). Wird der PrIDICT-Algorithmus ohne diese Technik mit dem statischen Prior, welches vor der Intervention aufgenommen wurde, angewendet, ist die Bildqualität durch Bewegungsartefakte stark beeinträchtigt (Pfeile im oberen Teil von Abb. 5). Hinzu kommt, dass das Interventionsmaterial an einer falschen Position dargestellt wird: Im unteren Teil von Abb. 5 wird der Führungsdraht im Knochen dargestellt, was aber anatomisch unmöglich ist. Im Gegensatz dazu ist die Bildqualität mit dem Running Prior sehr gut und der Führungsdraht wird auch an der korrekten Position angezeigt, so dass eine sinnvolle Interventionsführung möglich ist.

Zusammenfassung: Die Running Prior Technik ist eine Methode zur stetigen Anpassung von Vorwissen während einer bildgeführten Intervention. Die Anpassung besteht aus einer Registrierung und dem Ersetzen von veralteten Projektionen. Eine Tierstudie an einem lebenden Schwein hat gezeigt, dass unser Ansatz die Aktualität der Prior-Information deutlich verbessert. Ohne den Running Prior ist es nicht möglich, das Interventionsmaterial an der richtigen Position anzuzeigen. Außerdem ist das Volumen, das mit PrIDICT basierend auf einem statischen Prior rekonstruiert wird, durch Artefakte gestört. Mit dem Running Prior wird die tomographische Fluoroskopie robuster bei weiterhin vergleichbarer Dosis zur projektiven Fluoroskopie, da das Running Prior ohne zusätzliche Projektionen und somit ohne zusätzliche Dosis errechnet werden kann.

Anhang 1

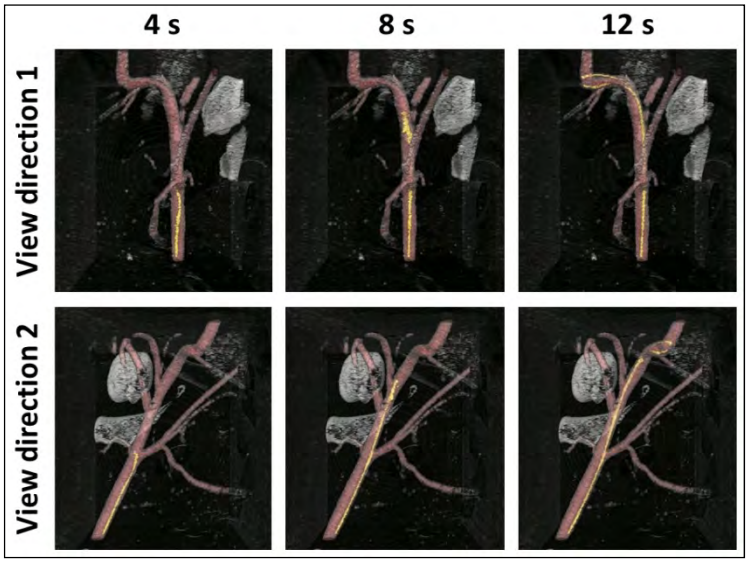


Abb.1: Einige Einzelbilder eines 4D Volumerenderings einer Sondierung der Halsschlagader eines Schweins. Gezeigt sind zwei Ansichten zu je drei Zeitpunkten.

Anhang 2

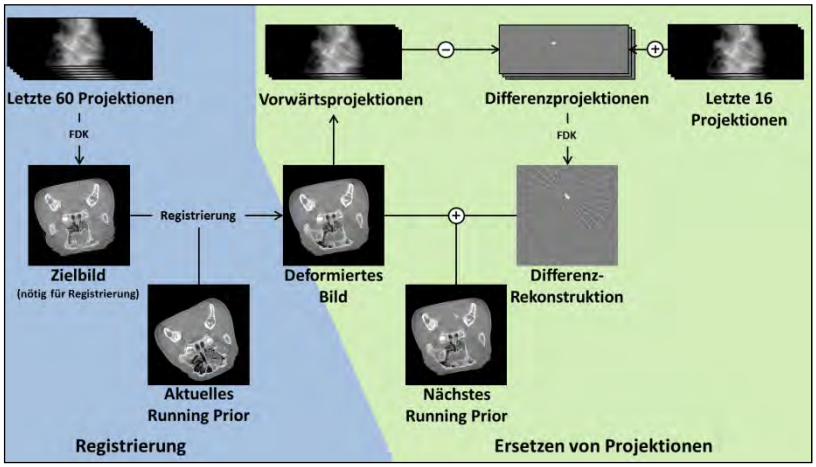


Abb.2: Ablaufdiagramm des Running Prior Algorithmus

Anhang 3

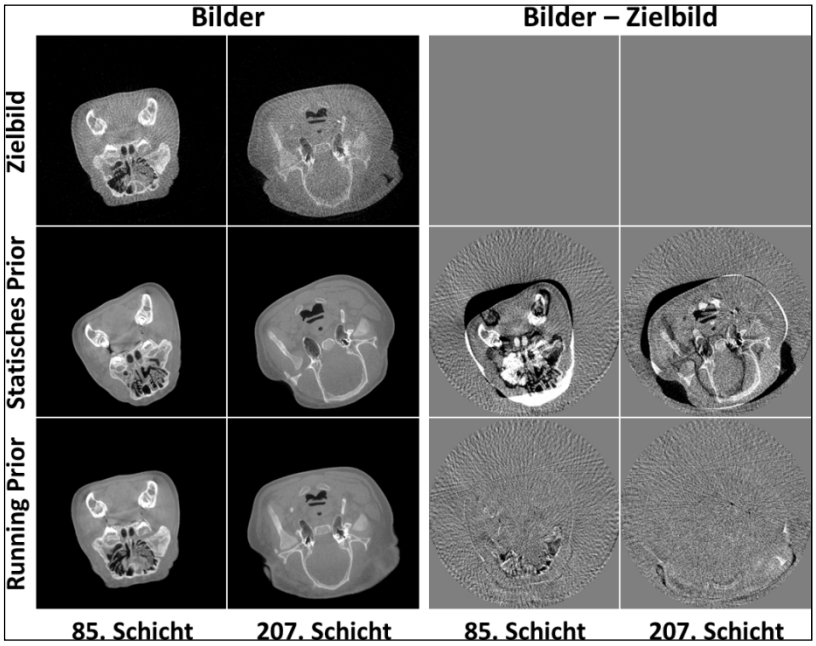


Abb.3: Demonstration der Bewegung zwischen Prior- und Interventionsscan. Die Bilder sind mit einer Fensterung von C = 0 HU, W = 1500 HU dargestellt. Die Differenzbilder sind mit einer Fensterung von C = 0 HU, W = 1000 HU dargestellt.

Anhang 4



Abb.4: Experimenteller Aufbau

Anhang 5

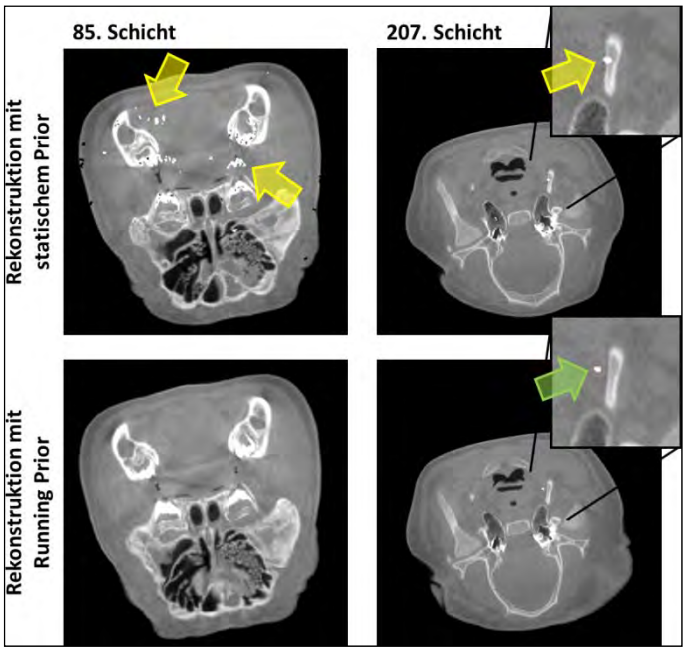


Abb.3: Vergleich der Rekonstruktionsergebnisse mit statischem und Running Prior. Die Bilder sind mit einer Fensterung von C = 0 HU, W = 1500 HU dargestellt.

Literatur

[1] K. Cleary, T.M. Peters: Image–guided interventions: technology review and clinical applications, Annual Review of Biomedical Engineering, 12(1): S. 119–142, August 2010
[2] UNSCEAR (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation): Sources and effects of ionizing radiation, UNSCEAR 2008 Report: Volume I: Sources – Report to the general assembly scientific annexes A and B, United Nations University Press, 2010.
[3] A.L. Wagner: CT fluoroscopy–guided epidural injections: Technique and results, American Journal of Neuroradiology, 26(1): S. 1821–1823, November 2004
[4] J. Kuntz, R. Gupta, S. Schönberg, W. Semmler, M. Kachelrieß, S. Bartling: Real–time X–ray–based 4D image guidance of minimally invasive interventions, European Radiology, January 2013
[5] J. Kuntz, B. Flach, R. Kueres, W. Semmler, M. Kachelrieß, S. Bartling: Constrained reconstructions for 4D intervention guidance, Accepted for publication at Phys. Med. Biol.
[6] J.P. Thirion: Image matching as a diffusion process: an analogy with Maxwell's demons, Medical Image Analysis, 2(3): S. 243–260, September 1998

115 Alternatives und verbessertes Aufzeichnungsverfahrens für die Strahlenexposition bei CT-Übersichtsaufnahmen nach §28 RöV

E. Bohrer[1], J. M. Voigt[1], G. A. Krombach[2], M. Fiebich[1]
[1]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen
[2]Universitätsklinikum Gießen und Marburg, Abteilung für Radiologie, Gießen

Einleitung/Fragestellung: Nach § 28 RöV [1] wird eine Aufzeichnung der Strahlenexposition des Patienten bei radiologischen Untersuchungen verlangt. Trotz dieser Forderung fehlt meist eine derartige Aufzeichnung für CT-Übersichtsaufnahmen (auch Topogramm, Scout View, Localizer, etc. genannt) bzw. es sind keine klaren Angaben vorhanden. So sind allenfalls kV- und mA- oder CTDI Werte hinterlegt mit denen eine Dosisabschätzung nur sehr grob erfolgen kann. Dies erscheint ungünstig, da die Dosis bei einer CT-Übersichtsaufnahme ein Vielfaches einer Thoraxradiographie betragen kann [2]. Durch die fehlende Aufzeichnung der Strahlenexposition des Patienten während einer Übersichtsaufnahme, können daher auch keine Daten zum Beitrag der Gesamtdosis erhoben werden. Ein Vergleich mit den diagnostischen Referenzwerten [3], deren Ziel es ist die Patientendosis auf ein Mindestmaß zu reduzieren (ALARA-Prinzip), ist daher auch konzeptionell nicht möglich.
Die Fragestellung war daher, ein einfaches Verfahren zu untersuchen, das analog zum Dosisflächenprodukt (DFP) in der Radiographie und zum Dosislängenprodukt (DLP) in der Computertomographie, eine entsprechende Dosisabschätzung ermöglicht.

Material und Methoden: Die Messungen wurden an einem 64-Zeilen MDCT-Scanner (Somatom Definition CT, Siemens, Erlangen) durchgeführt. Dabei wurde die Luftkerma im Zentralstrahl bei verschiedenen Röhrenspannungen und –positionen während einer CT-Übersichtsaufnahme gemessen. Weiterhin wurde das laterale Dosisprofil, hervorgerufen durch den Formfilter (Bowtie-Filter), mit einer Speicherfolie aufgenommen und daraus die Formfiltergeometrie bestimmt. Mit den gewonnenen Daten wurden Monte Carlo-Simulationen, basierend auf den EGSnrc-Usercode [4] durchgeführt. Dazu diente die Software GMctdospp [5] als graphische Bedieneroberfläche. Die Simulationen von CT-Übersichtsaufnahmen wurden am ICRP-Voxelphantom adult male (AM) [6], mit einer PMMA-Platte als stilisierten Scan-Tisch, durchgeführt. Mit den Simulationen sollte folgende Dosisabschätzungsmethode untersucht werden:

$$E = DFP_{eff} \cdot k \qquad \text{mit} \qquad DFP_{eff} = K_a \cdot l \cdot b \cdot f_b$$

E: effektive Dosis in mSv
k: Konversionsfaktor in mSv/mGy/cm²
DFP_{eff}: effektives Dosisflächenprodukt mGy·cm²
K_a: Luftkerma gemessen im Isozentrum in mGy
l: Scanlänge in cm
b: Breite des Patienten in cm
f_b: neuer Gerätefaktor, zur Berücksichtigung der Formfiltergeometrie

Zur Standardisierung sollte die Breite des Patienten den Körpermaßen mit denen einer CT-Dosisabschätzung möglichst entsprechen, so dass für Kopfuntersuchungen 16 cm und für Untersuchungen am Körperstamm 32 cm einzusetzen sind.

Ergebnisse: *Tab. 1* zeigt die effektive Dosis der CT-Übersichtsaufnahmen bei verschiedenen Scanparameter-Einstellungen. Der ermittelte Gerätefaktor zur Berücksichtigung der Formfiltergeometrie betrug in der CT-Übersichtsaufnahme für eine Becken-, eine Abdomen- und eine Thoraxuntersuchung zwischen 0,60 bei 80kV und 0,63 bei 120kV in ap-Röhrenposition. Bei einer Kopfuntersuchung betrug er zwischen 0,84 bei 80kV und 0,89 bei 120kV in ap-Röhrenposition. Daraus ergaben sich die in *Tab. 2* gezeigten DFP_{eff}-Werte. Die ermittelten Konversionsfaktoren betrugen bei den standardmäßig eingesetzten 120kV Röhrenspannung und ap-Röhrenposition für eine Beckenübersichtsaufnahme $2{,}7 \cdot 10^{-4}$ mSv/mGy/cm², für eine Abdomenübersichtsaufnahme $4{,}5 \cdot 10^{-4}$ mSv/mGy/cm², für eine Thorax-übersichtsaufnahme $5{,}4 \cdot 10^{-4}$mSv/mGy/cm² und für eine Kopfübersichtsaufnahme $1{,}6 \cdot 10^{-4}$mSv/mGy/cm².

Diskussion/Zusammenfassung: Es konnte gezeigt werden, dass die hier untersuchte Methode geeignet ist, um die Dosis des Patienten abzuschätzen. Dazu sollte das effektive Dosisflächenprodukt der CT-Übersichtsaufnahme künftig an den CT-Geräten angezeigt werden. Dieses Verfahren ist ebenso wenig wie die Verfahren in der Computertomographie und Radiographie geeignet, die Strahlenexposition der Übersichtsaufnahme patientenindividuell zu berechnen, sondern stellt eine Dosisabschätzung am

Standardpatienten dar. Sie dient auch nicht zur Berechnung von Organdosen. Um allgemeingültige Konversionsfaktoren bestimmen zu können, sind jedoch weitere Untersuchungen nötig. Auch wurde dieses Verfahren nur an einem CT-Gerät untersucht. Diese Arbeit sollte in einem Forschungsprojekt weitergeführt werden, die zu einem verbindlichen Aufzeichnungsverfahren in Deutschland führen soll.

Anhang 1

Untersuchung	E in mSv		
	80 kV	100 kV	120 kV
Kopf ap 12,8 cm Scanlänge	0,004	0,008	0,013
Kopf ap 25,6 cm Scanlänge	0,009	0,020	0,032
Thorax ap 25,6 cm Scanlänge	0,040	0,086	0,140
Thorax ap 51,2 cm Scanlänge	0,064	0,139	0,226
Abdomen ap 25,6 cm Scanlänge	0,029	0,065	0,105
Abdomen ap 51,2 cm Scanlänge	0,058	0,128	0,209
Becken ap 25,6 cm Scanlänge	0,023	0,051	0,083
Becken ap 51,2 cm Scanlänge	0,073	0,162	0,264

Tab. 1: Effektive Dosis in mSv einer CT-Übersichtsaufnahme bei verschiedenen Untersuchungen und Scanparameter-Einstellungen (Röhrenstrom nach Siemens Somatom Definition, Standardprotokoll bei 120 kV)

Anhang 2

Untersuchung	DFP_{eff} in mGy·cm²		
	80 kV	100 kV	120 kV
Kopf ap 12,8 cm Scanlänge	31	60	87
Kopf ap 25,6 cm Scanlänge	63	120	175
Thorax ap 25,6 cm Scanlänge	84	161	233
Thorax 51,2 cm Scanlänge	169	323	467
Abdomen 25,6 cm Scanlänge	84	161	233
Abdomen 51,2 cm Scanlänge	169	323	467
Becken 25,6 cm Scanlänge	146	280	405
Becken 51,2 cm Scanlänge	293	560	810

Tab. 2: Effektives Dosisflächenprodukt in mGy·cm² einer CT-Übersichtsaufnahme bei verschiedenen Untersuchungen und Scanparameter-Einstellungen (Röhrenstrom nach Siemens Somatom Definition, Standardprotokoll bei 120 kV)

Literatur

[1] Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlung (Röntgenverordnung – RöV), http://www.buzer.de/gesetz/4307/index.htm, (29.04.2013)
[2] O´Daniel J. C., Stevens D. M., Cody D. D., Reducing Radiation Exposure from Survey CT Scans, AJR 2005; 185:509-515
[3] Bundesamt für Strahlenschutz: Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenuntersuchungen, Salzgitter 2010
[4] Kawrakow I., Mainegra-Hing E., Rogers D.W.O., Tessier F., Walters B.R.B., The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, NRCC Report *PIRS-701*, Ottawa, 2011
[5] Schmidt R., Wulff J., Kästner B., et al., Monte Carlo based calculation of patient exposure in X-ray CT-examinations, 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, 2009; Vol. 22: 2487-249
[6] ICRP 110, Adult Reference Computational Phantoms, ICRP Publication 110, Ann. ICRP 39 (2), 2009

24. Plenarvortrag

116 Umgang mit menschlichen Fehlern – Risikomanagement in der zivilen Luftfahrt

R. Schröder[1]
[1]Deutsche Lufthansa AG, Köln

Die Verkehrsluftfahrt ist in den fast 100 Jahren ihres Bestehens zu einem der sichersten Transportmittel geworden, obwohl Fliegen von erheblichen immanenten Risiken geprägt ist:

- Kein Flugzeug wird jemals eine „sichere Fahrgastzelle“ haben. Das hiermit verbundene Gewicht würde das Fliegen unwirtschaftlich machen.
- Es werden zum Betrieb große Mengen brennbarer Flüssigkeit benötigt.
- Flugzeuge bewegen sich mit hoher Geschwindigkeit.
- Die menschlichen Sinnesorgane sind nicht für die Bewegung in der dritten Dimension ausgelegt.
- Ein Flugzeug kann in der Luft nicht anhalten.
- Es bewegt sich in großer Höhe und damit in einer lebensfeindlichen Umgebung.
- Es gibt weltweit eine große Anzahl extremer Wetterphänomene, denen Verkehrsflugzeuge ausgesetzt sein können.
- Auch heute noch werden an Piloten hohe Anforderungen an Hand/Auge Koordination gestellt, um Flugzeuge sicher zu steuern.

Dennoch ist das Flugzeug ein wesentlich sichereres Transportmittel, als z.B. das Auto. 2012 starben auf deutschen Straßen 3600 Menschen (stat. Bundesamt), dagegen kamen weltweit nur 414 Menschen bei Flugzeugunglücken mit Passagierflugzeugen ums Leben (IATA).
In den fast 100 Jahren des Bestehens der kommerziellen Luftfahrt hat ein evolutiver Prozess stattgefunden, der von der Notwendigkeit bestimmt wurde, den zahlenden Passagieren das Flugzeug als sicheres Transportmittel plausibel zu machen. Diese Notwendigkeit besteht in der Luftfahrt in größerem Maße, als in anderen gefahrgeneigten Bereichen, denn:

„If you think about flying, a bad outcome comes to mind easily” (D. Kahnemann – Thinking, fast and slow, Macmillan 2011)

Grund hierfür ist die irrationale Beurteilung von Risiken (Verfügbarkeitsheuristik). So gab es zum Beispiel in den USA in den 12 Monaten nach den Anschlägen des 11. September 2001 1500 mehr Verkehrstote als im üblichen Jahresdurchschnitt, weil viele Menschen aus Angst vor weiteren Anschlägen auf das Fliegen verzichteten und stattdessen mit dem Auto fuhren. (Gaissmaier/Gigerenzer in „Psychological Science“, 2012).
16% aller Deutschen leiden unter Flugangst, weitere 22% fühlen sich an Bord „nicht sonderlich wohl“ (Allensbacher Archiv, IfD-Umfragen 5097 und 7043, Allensbach 2003).
Aufgrund der großen Aufmerksamkeit, die Flugzeugunglücke in der Öffentlichkeit erregen, (und des damit verbundenen Risikos für den kommerziellen Erfolg) stand die Airline-Industrie von Anfang an in der Bringschuld, mit größtmöglicher Transparenz und in nachvollziehbarer Weise, Unfallursachen zu ermitteln und Maßnahmen zur Prävention zu ergreifen.
Daraus hat sich das heute bestehende System der Aufrechterhaltung von Flugsicherheit entwickelt, das im Wesentlichen von zwei Erkenntnissen bestimmt wird:

- Die Fehlerhaftigkeit des Menschen muss als unvermeidbare Tatsache akzeptiert werden.
- Der Mensch wird auf absehbare Zeit nicht durch Automation ersetzt werden können.

„Aviation is predicated on the assumption that people screw up.” (Prof. James Reason addressing the Royal College of Physicians, May 2003)
Aus der Analyse einer großen Zahl an Unfällen und Vorfällen und der Umsetzung daraus gewonnener Erkenntnisse ist über Jahrzehnte hinweg eine Sicherheitskultur entstanden, in der die folgenden Verhaltensweisen nicht in Frage gestellt werden:

- In bestimmten Situationen muss auf eine individuelle Risikoanalyse verzichtet werden. Stattdessen
  muss sich das Verhalten an Regeln orientieren, die auf Erkenntnissen basieren, die den handelnden Personen im konkreten Fall nicht direkt zugänglich sind. (Beispiel: Geschwindigkeitsbeschränkung an einem Unfallschwerpunkt)
- Die eigene, wie auch die Fehlerhaftigkeit anderer wird als gegeben akzeptiert und nicht gewertet (Keine Scham oder Verurteilung).
- Diese Erkenntnis führt zur strikten Befolgung von Verfahren, die die Begrenzung der Fehlerhaftigkeit zum Ziel haben, auch wenn diese im Kontext „normalen“ alltäglichen Verhaltens seltsam oder übertrieben erscheinen (z.B. kein auswendiges „Herbeten“ von täglich gebrauchten Checklisten, sondern bewusstes Ablesen).
- Gegenseitige Überwachung, sowohl der Einhaltung primärer fliegerischer Parameter, als auch der
  Validität mentaler Modelle. Direkte Ansprache von Abweichungen und Diskrepanzen, über Hierarchiegrenzen hinweg.
- Ansprechen unklarer Bedenken über Hierarchiegrenzen hinweg.
- „Understudying“ (aktives Mitdenken, Hineinversetzen in die Position des Anderen, ohne diese in Frage zu stellen)
- Komplexe Entscheidungen strukturiert fällen.
- Einhalten eines Hierarchiegradienten durch Vorgesetzte, der es Untergebenen ermöglicht, die oben genannten Verhaltensweisen anzuwenden.

Eine unabdingbare Voraussetzung für die Ausprägung einer Sicherheitskultur ist die Kenntnis von Fehlleistungen und den daraus resultierenden Vorfällen. Pro Unfall kommt es zu 1000 Arbeitsfehlern (Quelle: Boeing), d.h. die Elemente, aus denen sich eine Unfallkette zusammensetzt, sind bei Beinahe - Unfällen oder Vorfällen bereits vielfach vorhanden gewesen und hätten identifiziert werden können. Hierzu muss ein vertrauliches Meldewesen eingerichtet werden, in dem jeder die Möglichkeit hat, über eigene Fehler oder die Fehler anderer ohne Angst vor Bestrafung zu berichten, damit diese der Analyse zugänglich gemacht werden können. Erst die Analyse von Fehlern, sowohl auf der individuellen Ebene, als auch statistisch, validiert die Maßnahmen, die zur Entstehung und Aufrechterhaltung einer Sicherheitskultur notwendig sind.
Eine Studie, die von einer großen Airline durchgeführt wurde, hat gezeigt, dass zur Begrenzung von Fehlern im Cockpit auch das Arbeitsklima, dem bis dahin eher die Rolle eines „Soft Factors“ zugeschrieben worden war, eine wichtige Rolle spielt (Flight International, 13. - 19. 02. 2001). Es wurden die kausalen Faktoren sicherheitsrelevanter Vorfälle untersucht. Dabei zeigte sich, dass eine reduzierte Qualität der sozialen Interaktion im Cockpit bei einer um den Faktor 5 höheren Anzahl von Incidents präsent war, als die anderen Faktoren und deren Kombinationen (Technische Defekte, Operationelle Probleme, Menschliche Fehler).
Das Zusammenwirken der vorher dargestellten Mechanismen unter der Berücksichtigung des gerade erwähnten Einflusses eines guten Arbeitsklimas kann menschliche Fehler nicht verhindern. Es kann aber verhindern, dass aus menschlichen Fehlern menschliches Versagen wird.

25. Qualitätssicherung

117 Einführungsvortrag – ein praktisches Konzept der Qualitätssicherung in der Strahlentherapie

W. W. Baus[1]
[1]Uniklinik Köln, Strahlentherapie, Köln

Die verschiedenen neueren Techniken und Konzepte in der Strahlentherapie können nur sicher am Patienten angewendet werden, wenn gleichzeitig angemessene Maßnahmen der Qualitätssicherung (QS) durchgeführt werden. Schon durch den Einsatz eines Multilamellenkollimators (MLC) der ersten Generation verzwanzigfacht sich etwa die Anzahl der Sekundärblenden. Bei dynamischen Techniken wie beispielsweise der fluenzmodulierten Rotationstherapie (VMAT) kommt zur Position der "Blenden" noch ihre Geschwindigkeit als dosisbestimmender Parameter. Atemgetriggerte (Gating) und atemgesteuerte (Tracking) Bestrahlung erhöhen die Komplexität. Verschiedene Arten der bildgesteuerten Bestrahlung (IGRT) haben zusätzliche Überprüfungen zur Folge, um eine technisch einwandfreie Bestrahlung zu garantieren. Die traditionelle Vorgehensweise, die sich auch in vielen DIN-Normen (6847-5 ist ein typischer Vertreter) ausdrückt, besteht in der Aufteilung dieser Qualitätssicherungsprobleme in viele kleine Probleme (sprich Kennmerkmale), die jeweils durch ein in regelmäßigen Abständen zu wiederholendes Prüfverfahren auf ihre Konstanz geprüft werden. Daneben haben sich aber auch andere Ansätze etabliert, wie beispielsweise die (dosimetrische) Überprüfung jedes einzelnen Patientenplans (DIN 6875-3) und der sog. Systemtest, der sozusagen aus vielen einzelnen Problemen wieder ein einziges macht (z.B. der Gesamtgenauigkeitstest in der Stereotaxie, vgl. DIN 6875-1). Sog. In-vivo-Dosimetrie, die im Augenblick in der Routine noch keine große Rolle spielt, wird in Zukunft möglicherweise ebenfalls an Bedeutung gewinnen.

Was allerdings ist das Ziel der Maßnahmen, in Zahlen ausgedrückt? Das DIN (d.h. der Normenausschuss Radiologie (NAR) des DIN) ist eher zurückhaltend mit Referenzwerten – und das mit gutem Grund. Im Auftrag der Europäischen Union verfasste ein Expertenarbeitsgruppe ein Papier (Radiation Protection N° 162) , in dessen ursprünglicher Fassung sehr restriktive Schwellenwerte für die Geräte der Strahlentherapie aufgeführt waren. Im Laufe des Diskussionprozesses wurde dies aber wieder etwas aufgeweicht und in der Schlussfassung der Einleitung des Strahlentherapie-Kapitels findet sich der Satz: "it may still be justified to use the equipment clinically for less demanding treatments." Das ist die grundsätzliche Crux der Medizinphysik: Letztlich entscheidet der Arzt, was angemessen für den Patienten ist. Und das ist gut so, denn dafür ist er da. (Natürlich wird auch andersherum ein Schuh draus: bei IMRT kann auch der Chefarzt nicht einfach mal eine Lamelle schieben.) An dieser Stelle könnte man die bekannten Aufsätze zitieren (oder auch neueres, z.B.), nach dem Motto, drei Fachärzte, vier Zielvolumina. Sicher ein Gedanke, den man bei der Bestrahlungsplanung immer im Hinterkopf haben sollte. Für Dosimetrie und sonstige QS wäre dieser Gedanke aber fatal, da man natürlich immer versuchen muss, technisch optimal zu sein. Trotzdem muss man auch hier Augenmaß walten lassen. Es ist z.B. fraglich, ob es sinnvoll ist, die Monitorverstärkung schon bei kurzfristigen Abweichungen der Dosismonitor-Kalibrierfaktoren von 1 % oder kleiner nachzustellen. Vorher müsste man sich fragen, ob das gesamte Messverfahren diese Tagesgenauigkeit überhaupt hergibt und ob man nicht durch zu häufiges Nachregulieren auch Trends übersehen kann. Wenn man ein 10 mal 10 cm Feld dosimetrisch exakt applizieren kann, ist das eine gute Grundvoraussetzung, aber keine hinreichende Bedingung für die Anwendung komplexer Techniken. Die vielen Spezialfälle (z.B. asymmetrische und kleine Felder) können aber nur mit hohem Aufwand durch gerätespezifische QS umfassend überprüft werden. Das könnte schon eher durch patientenspezifische Planüberprüfung (die müsste dann aber dosimetrisch sein) geleistet werden. Aber auch ein solches Verfahren, wenn für jeden Plan durchgeführt, ist sehr aufwändig und deshalb durchaus umstritten (z.B. sowohl im NAR als auch bei den amerikanischen Kollegen).

Man wird sicher auf einen Grundstock von gerätespezifischen Prüfverfahren nicht verzichten können. Die Auswahl und Häufigkeit sollte sich danach richten, wie sich Abweichungen der Prüfmerkmale auf die am Patienten applizierte Dosis, z.B. im Laufe einer Bestrahlungsserie auswirken könnten bzw. wie solche Abweichungen möglicherweise schon in der Bestrahlungsroutine auffallen (z.B. bei Feldkontrollen, cone-beam-CT). Dadurch könnte man die Prüflast der aktuellen Standards (z.B. DIN 6847-5) verringern. Die vielen Spezialfälle im Hinblick auf neuere Techniken (IMRT, VMAT, IGRT, etc.) würde man mit dosimetrischer Überprüfung von Patientenplänen (patientenbezogene QS) erfassen. Diese könnten dann – nach der Einführungsphase einer neuen Technik – im Sinne einer Stichprobenprüfung (jeder dritte,

zehnte Plan, einmal pro Woche) durchgeführt werden. Es ist diskutabel, ob noch eine zusätzliche Notwendigkeit für einen Systemtest besteht.

Literatur

[1] http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radiation_protection/doc/publication/162.pdf
[2] Wilma D. Heemsbergen, Abrahim Al-Mamgani, Marnix G. Witte, Marcel van Herk, Joos V. Lebesque, Radiotherapy with rectangular fields is associated with fewer clinical failures than conformal fields in the high-risk prostate cancer subgroup: Results from a randomized trial, Radiotherapy and Oncology 107 (2013) 134–139
[3] J. Charles Smith and Sonja Dieterich, It is STILL necessary to validate each individual IMRT treatment plan with dosimetric measurements before delivery Medical Physics 38 (2011) 553-555

118 Einführungsvortrag – Qualitätssicherung in der Strahlentherapie – Wie individuell müssen Toleranzen sein?

A. Block[1]
[1]Institut für Medizinische Strahlenphysik und Strahlenschutz, Klinikum Dortmund

"Quality is assured through meticulous attention to myriads of small details."
(Michael Goitein) [1]

Die in dem Zitat erwähnten kleinen Details sind in einer Strahlentherapieeinrichtung aufgrund der großen Komplexität tatsächlich sehr zahlreich, nicht zuletzt auch aufgrund der komplexen Wechselwirkungen zwischen den einzelnen Komponenten. Fehler können von einer Vielzahl von Ursachen und Szenarien herrühren, von denen viele dem Anwender wahrscheinlich unbekannt sind. Da es in der Praxis unmöglich ist, alle Kombinationen und Permutationen der Systemeingaben zu testen, sollte eine Strategie entwickelt werden, die es ermöglicht, die wichtigsten Funktionen und Fehlermuster zu kontrollieren. Dieser Prozess, wird als Qualitätskontrolle bezeichnet, wenn er die Verarbeitung von Eingangssignalen verifiziert, wird hingegen die Verifikation der Funktionsweise des Gesamtsystems Gegenstand der Überprüfung, wird von Qualitätssicherung gesprochen.

Um den klinisch arbeitenden Physiker Kriterien an die Hand zu geben, wann eine technische Überprüfung der Strahlentherapieeinheit notwendig ist, oder sogar deren vorübergehende Stilllegung angeordnet werden muss, es geht schließlich um nichts Geringeres, als die Ge-sundheit und das Leben von Menschen, werden Reaktionsschwellen und Toleranzgrenzen definiert. Es handelt sich bei Reaktionsschwellen um Werte für Qualitätssicherungsmaß-nahmen, bei deren Überschreitung eine Ursachenforschung vorgenommen werden soll, bei Überschreitung von Toleranzgrenzen hingegen ist bis zur Klärung und Abhilfe des Problems ein Patientenbetrieb auf dem Gerät nicht oder nur mit Einschränkungen möglich [2].

Der Arbeitskreis K7 der DGMP hat eine Übersicht von publizierten physikalisch-technischen Toleranzen in der Strahlentherapie in Form von Tabellen zusammengestellt [3]. Als ein wei-terer Schritt soll in dieser Arbeit der Anwendbarkeitsbereich dieser Toleranzen unter dem Gesichtspunkt des Zusammenspiels der technischen Komponenten und der Umsetzung für den praktischen Bestrahlungsfall näher betrachtet werden und der Frage nachgegangen werden, ob diese Toleranzen die Komplexität der Technik in der Strahlentherapie wirklich abbilden.

Der Workflow der Strahlentherapie wird hier auf 3 Kernschritte beschränkt:

(i) Bildgebung als Planungsgrundlage (CT)
(ii) Therapieplanung (physikalisch-technischer Bereich der Bestrahlungsplanung)
(iii) Therapieanwendung (Durchführung der Bestrahlung)

Für jeden dieser Schritte soll anhand eines Beispiels ein technischer Toleranzwert einge-hender analysiert werden. Für ein Planungs-CT gibt das Institute of Physics and Engineers in Medicine (IPEM) die CT-Zahlgenauigkeit mit ±20 HU (Hounsfield-Einheit) für Wasser, bzw. ±30 HU für andere Materialien an [4]. Der Bilddarstellung durch in Grauwerte umgewandelte HU's (Bei medizinischen CT's stehen 4096 (=212) unterschiedliche Werte zur Verfügung, üblicherweise wird der Bereich von -1024 HU bis +3071 HU vorgegeben. Da visuell aber nur maximal 60 bis 80 Graustu-fen unterschieden werden können, wird dem für eine gegebene Fragestellung interessierenden CT-Wertebereich, dem so genannten Fenster, die gesamte Grauwerteskala zugeordnet, so dass Werte oberhalb des gewählten Fensters weiß und Werte unterhalb des Fensters schwarz dargestellt werden.) geht die Umwandlung des analogen Wertes der gemessenen Intensität in einen digita-len Wert für den Schwächungskoeffizienten voraus. Diese Analog-Digital-Wandlung ist aber mit einer Unsicherheit behaftet. Ebenfalls weist natürlich auch schon der Messwert aus der Messung der Schwächung in der CT eine Unsicherheit auf.
Der CT-Wert (HU) wird berechnet, indem die relative Abweichung des effektiven linearen Schwächungskoeffizienten des Wassers mit dem Faktor 1000 multipliziert wird. Diese Re-chenoperation mit digitalen Werten ist ohne ein Vertrauensintervall, das Ergebnis kann nur vollständig richtig oder falsch sein. Die HU-Werte werden heute zumeist auf eine Matrix von 512 x 512 Bildpunkte verteilt. Die Pixelgröße W_{Pixel} ergibt sich aus der Größe des Field of View DFOV und der Pixelanzahl N_{Pixel} auf einer senkrechten oder horizontalen Linie des Mess-feldes durch

$$W_{Pixel} = \frac{D_{FOV}}{N_{Pixel}}$$

Bei einem angenommenen exakten Wert von D_{FOM} = 51,2 cm (FOM: field of measurement) würden sich, als einfaches Beispiel, Pixelgrößen von 1,0, 0,5 und 0,2 mm ergeben, bei Zoomfaktoren von 1, 2 bzw. 5.
Nun soll der Frage nachgegangen werden, wo bei einem CT die Ursachen für Schwankun-gen der HU liegen. Da moderne CT's einem idealen System sehr nahe kommen, rührt der Fehler nur noch aus Schwankungen in der Zahl der der Röntgenquanten (Quantenrauschen) her und andere gerätebedingte Einflüsse können vernachlässigt werden. Das physikalisch bedingte Quantenrauschen in der Messung der Intensität geht in die berechneten Schwä-chungswerte ein und pflanzt sich über die Bildrekonstruktion bis ins Bild fort. Dieses Pixel-rauschen, im Folgenden mit σ bezeichnet, ist die Standardabweichung von N Pixeln P_i eines Auswertebereichs (ROI: region of interest) in einem homogenen Bildabschnitt bezüglich ihres Mittelwertes $\overline{P}$

$$\sigma^2 = \frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N}(P_i - \overline{P})^2$$

Der Pixelrauschwert σ steigt an, wenn weniger Röntgenquanten im Detektor registriert wer-den, d.h. bei hoher Schwächung I_0/I (I_0: einfallende Intensität, I: geschwächte Intensität) durch stark absorbierende Objekte, niedrigen Röhrenstrom-Scanzeitprodukten Q (mAs) und kleiner Schichtdicke S (mm). Dabei vermindert sich das Rauschen über die Quadratwurzel dieser Parameter [5]

$$\sigma = f_A \sqrt{\frac{I_0 / I}{\varepsilon \cdot Q \cdot S}}$$

Hierbei ist ε ein Maß für die Effizienz des Gesamtsystems, während der Faktor f_A den Einfluss des Rekonstruktionsalgorithmus berücksichtigt. Der letztgenannte Faktor kann bei der Bildrekonstruktion (S = 1mm, I = $2 \cdot 10^5$ Quanten) bei der Bildrekonstruktion eines zylindrischen Wasserphantoms mit 32 cm Durchmesser zu Werten des Pixelrauschens von ±21,2 HU bei einem glättenden, kontrastbetonenden Algorithmus zu ±112,2 HU bei einem hochauflösenden Algorithmus variieren [5].
Die Bildqualitätsparameter Rauschen, Dosis und Auflösung des Gesamtsystems hängen durch folgende Beziehung zusammen

$$\sigma^2 \propto \frac{1}{d^4 \cdot D}$$

D ist die CT-Dosis (z.B. CTDI) und d die Kantenlänge eines isotropen Voxels. Bei anisotropen Voxeln muss d^2 durch d·S ersetzt werden. Ist z.B. beim Planungs-CT einer Lunge eine Erhöhung der Ortsauflösung von 5 Lp/mm auf 10 Lp/mm notwendig, d.h. die Detailgrößen verkleinern sich von 1 mm auf 0,5 mm, ist ein Zoomfaktor (ZF) von 2 erforderlich.

Der Bildausschnitt verringert sich dann entsprechend der einfachen Beziehung

$$D_{FOV} = \frac{D_{FOM}}{ZF}$$

Eine Halbierung der Pixelgröße bedeutet aber eine Rauschzunahme um den Faktor 16, mit einer entsprechenden Erhöhung der HU-Schwankungen.

Durch diese Überlegungen erhält man einen ersten Hinweis, dass neben vom Anwender nicht beeinflussbaren Fehlern (z.B. Analog-Digital-Wandlung) auch die vom Anwender definierte Zielsetzung (z.B. bei der Bildqualität) einen erheblichen Einfluss auf den Wertebereich von Toleranzen hat.

Für den zweiten Schritt der Therapieplanung wird nun betrachtet, wie sich die aus den gewählten Bildgebungsparametern hervorgerufenen Schwankungen auf die Genauigkeit der Dosisberechnungen auswirken. Kilby et al. [6] haben in einer CT- und Therapieplanungssystemstudie Elektronendichte-Toleranzen von ±0.03 (Wasser), ±0.05 (Luft) und ±0.08 g/cm^3 (Knochen) erhalten, was in Hounsfield-Einheiten von ±30 (Wasser), ±50 (Luft) und ±80 HU übersetzt werden kann. Für 6 MV Photonenstrahlung

ergaben sich daraus Abweichungen in der berechneten Dosis von 1.1, 0.9 und 2.0%. Die Wahl des Rekonstruktionsalgorithmus im ersten Schritt kann folglich das Dosisergebnis um bis zu 2% beeinflussen.

Diese beiden Beispiele demonstrieren, dass sehr allgemein formulierte technische Toleranzen dem Ziel die Unsicherheiten in der Dosisapplikation für den Patienten abzuschätzen, nicht immer gerecht werden können.

Ein Beispiel aus dem letzten Schritt illustriert eine differenziertere Vorgehensweise. Bei der IMRT (mit der sliding window Methode) werden während der Bestrahlung Leafpositionen motorisch verändert. Dazu muss der Leafantrieb einen Fahrbefehl erhalten, der die Lamelle mit einer bestimmten Geschwindigkeit an eine definierte Position innerhalb einer festgelegten Zeitspanne, die durch die Dosisverteilung des IMRT-Planes vorgegeben ist, fährt. Für jeden dieser Teilaspekte (Leafgeschwindigkeit, Positioniergenauigkeit, Dosisangaben) sind in der Literatur Toleranzwerte zu finden [7].

Die Angabe von technischen Toleranzen sollte im Hinblick auf die Zielsetzung differenziert werden. In den Bereichen, die zwar Glieder in der Kette der Strahlentherapie sind, aber ihre eigentliche Heimat in den benachbarten Strahlendisziplinen haben (z.B. Bildgebung), sind in dieser Hinsicht noch Defizite vorhanden. Eine interdisziplinäre Herangehensweise, die die Toleranzen mit Blick auf die Auswirkungen in der Strahlentherapie festlegen, könnte hier Abhilfe schaffen.

Wie individuell müssen technische Toleranzen in der Strahlentherapie sein? Nicht so individuell wie der Patient, aber so individuell wie die angewendete Technik.

Literatur

[1] Goitein M: Radiation Oncology: A Physicist's-Eye View. Springer (2008)
[2] Empfehlungen der Strahlenschutzkommission: Qualitätskontrolle von nuklearmedizini-schen Geräten - Festlegung von Reaktionsschwellen und Toleranzgrenzen (2010)
[3] Zwischenbericht des K7 der DGMP: Physikalisch-technische Toleranzen in der Strahlen-therapie. (2012)
[4] Institute of Physicists and Engineers in Medicine: Recommendet Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-Ray Imaging Systems. Report 91, York (2005)
[5] Kalender W: Computertomographie. Publicis Corporate Publishing, Erlangen (2006)
[6] Kilby W, Sage J, Rabett V: Tolerance levels for quality assurance of electron density val-ues generated from CT in radiotherapy treatment planning: Phys. Med. Biol. 47, 1485-1492 (2002)
[7] American Association of Physics in Medicine: Report Task Group 142 (2009)

119 Patientenspezifische Qualitätssicherung mittels EBT 3 und 3-Kanal-Dosimetrie mit Re-Kalibrierung für die robotergestützte Radiochirurgie

O. Blanck[1,2], M.-C. Damme[2,3], H.-W. Breyer[4], J. Dunst[1], G. Hildebrandt[5]
[1]Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Klinik für Strahlentherapie, Lübeck
[2]CyberKnife Zentrum Norddeutschland, Güstrow
[3]Technische Universität Ilmenau, Ilmenau
[4]GermanPhysics GmbH, Ihlow
[5]Universitätsklinikum Rostock, Klinik für Strahlentherapie, Rostock

Fragestellungen: Das CyberKnife appliziert generell nicht-isozentrische nicht-coplanare Bestrahlungen. Eine Qualitätssicherung der Bestrahlungspläne ist damit ebenso wichtig wir für IMRT/VMAT. Messungen mit einzelnen Dioden oder Ionisations-Kammern sind jedoch nicht ausreichend, um die häufig komplexen Dosisverteilungen verifizieren zu können. Filmbasierte Methoden bieten in Gegensatz dazu eine geometrische Auskunft über die Dosisverteilungen. Jedoch ist eine präzise Auswertung der absoluten Dosis auf gafchromatischem Film nicht trivial. Wir untersuchten daher die Möglichkeit, die neue 3-Kanal-Dosimetrie [1] mit Re-Kalibrierung [2] für EBT 3 Film zu verwenden und überprüften, ob die derzeitigen Standards für die filmbasierte patientenspezifische Qualitätssicherung (DQA) [3] noch gerechtfertigt sind.

Material und Methoden: Unsere Methode verwendet speziell für die CyberKnife Phantome zugeschnittene EBT 3 Filme sowie FilmQA Pro Version 3.0 (beides Ashland Inc, USA). Die Filmkalibrierung wird mit 3–6 Dosiswerten am Referenzpunkt des CyberKnife durchgeführt, wobei auf die runden inhomogenen Dosisprofile geachtet werden muss. Wir scannten die Kalibrierung jeweils direkt nach der Bestrahlung sowie 24 Stunden später auf Grund des Nachdunklungseffekts der EBT Filme. Für einen DQA Test wird zunächst im Planungssystem der Patientenplan auf eines der CyberKnife Phantome gelegt und die Positionen der Filmhalte-Marker auf dem Phantom bestimmt. Nach Bestrahlung des DQA Plans wird erneut eine Filmkalibrierung mit maximaler und median DQA Plandosis durchgeführt. Direkt nach der Bestrahlung wird der Film mit den Re-Kalibrierungs-Streifen mit zero, medianer und maximaler Dosis gescannt. Nach 3-Kanal-Dosiskalibrierung mit Re-Kalibrierung in FimQA Pro (Abb. 1) werden die Film-Löcher zu den Filmhalte-Markern registriert. Eine erste Gammaanalyse mit Akzeptanz >98% mit 2% lokaler Dosis und 2mm Distance-To-Agreement für Dosen grösser 50% (>98%/2%/2mm/>50%) gibt einen ersten Aufschluss über den DQA Test. Zusätzlich wird eine geometrische und dosimetrische Maximum-Gammasuche mit Akzeptanz >90%/1%/1mm/>50% mit maximaler Verschiebung <1mm und dosimetrischer Korrektur <3% durchgeführt (Abb. 2). Die Auswertung wird nach 24 Stunden erneut durchgeführt. Wir testeten unsere Methode auf Sensitivität mittels DQA Tests vor und nach 1.3mm DeltaMan Korrektur (CyberKnife Roboter Kalibrierung) und mit absichtlichen Dosisfehlkalibrierungen von +2.77% und -3.27%. Weiter führten wir bislang 15 DQA Tests mit der geometrischen Suche und 3 DQA Tests mit der gesamten Methode durch. Die einzelnen Tests wurden alle unter einer Stunde durchgeführt.

Ergebnisse: Für 3 der 5 DQA Tests vor DeltaMan Korrektur wurde das Gammakriterium >98%/2%/2mm/>50% erreicht (Mean 97,1%, Min 92.4%, Max 99.7%) und damit die Fehlkalibrierung des CyberKnife in mehr als 50% nicht erkannt. Jedoch scheiterten alle Test am Gammakriterium >90%/1%/1mm/>50% jeweils mit geometischen Korrekturen > 1mm (Mean Gamma: 93.5%, Korrektur Mean 1.16mm, Min 1.0mm, Max 1.6mm). Nach DeltaMan Korrektur bestanden alle 5 DQA Tests beide Gammakriterien. Alle 15 in der Routine durchgeführten DQA Tests bestanden beiden Gammakriterien mit durchschnittlich 99,1% und 94,7% mit medianer geometrischen Korrekturen von 0.7mm. Der Dosis-Kalibrierungs-Test zeigte jeweils direkt nach dem Test für 0%, +2.77% und -3.27% einen Gamma >98%/2%/2mm/>50% mit (und ohne) Re-Kalibrierung von 98.6% (98.9%), 81.1% (98.3%) und 76.5% (98.2%) und einen Gamma >90%/1%/1mm/>50% mit Re-Kalibrierung von 92.4%, 90.8% und 92.7% mit dosimetrischen Korrekturen von jeweils +0.2%, +6.6% und -7.9%. Nach 24 Stunden lagen die dosimetrischen Korrekturen bei +1%, +3.7% und -5.4%. Die Unterschiedlichen Ergebnisse direkt und 24 nach Bestrahlung demonstriert die Unterschiede im Nachdunkeln der Filme, da die Kalibrierfilme am CyberKnife nur kurz bestrahlt werden, während der DQA Test bis zu 30 Minuten mit gepulster Bestrahlung dauern kann. In 3 Routine DQA Test wurden alle Akzeptanzkriterien erreicht mit medianen Gamma 94.6% bei 1%/1mm/>50% mit medianen geometischen und dosimetrischen Korrekturen von 0.7mm und 1.3%.

Zusammenfassung: Wir konnten zeigen, dass die neue Prozedur mittels 3-Kanal-Dosimetrie mit Re-Kalibrierung sowie Maximum-Gammasuche mit engen Akzeptanzkriterien auch kleine geometrische und dosimetrische Abweichungen in der Systemkalibrierung sogar direkt nach Testdurchführung, und nicht

erst 24 Stunden später, erkennen lässt. Aus dem Protokoll der AAPM Task Group 135 [1] geht hervor, dass die Akzeptanz einer DQA Messung mit Gamma >90%/2%/2mm/>50% und für bewegte Ziele sogar mit einem Gamma >90%/3%/3mm/>50% erreicht ist, womit die Fehler in unseren Testszenarien definitiv nicht erkannt worden wären. Wir halten diese Kriterien anhand unserer Ergebnisse daher nicht mehr für zeitgemäß und schlagen die Erarbeitung eines Best-Practice-Handbuchs für die filmbasierte DQA Methode kleiner Felder im gemeinschaftlichen Verbund vor. Offen bleibt auch die Qualitätssicherung der Filmkalibrierung und der Methode selbst.

Die Autoren bedanken sich bei Xiang Yu und Andre Micke von Ashland und Johann Kindlein von Medinex für die Bereitstellung der Filme und FilmQA Pro, sowie bei Daniela Poppinga und Björn Poppe für die hilfreichen Diskussionen.

Anhang 1

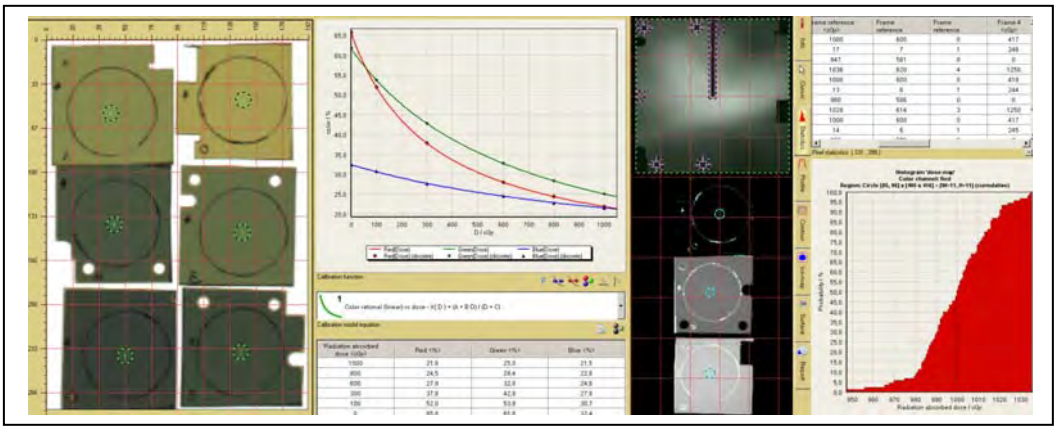


Abb.1: 3-Kanal-Dosiskalibrierung von EBT 3 Film mit Rekalibrierung nach DQA Test (FilmQA Pro)

Anhang 2

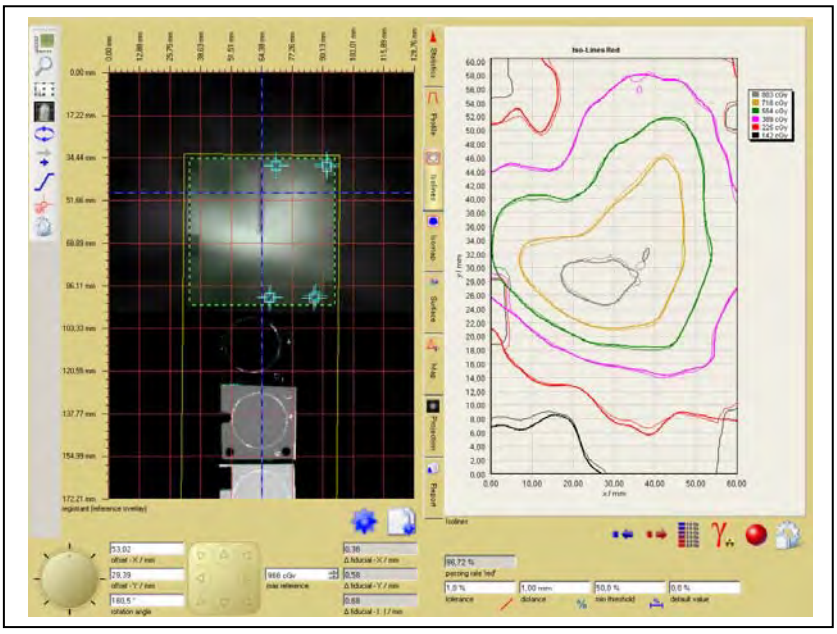


Abb.2: DQA Testergebnis mit Maximum Gamma Suche: 96.72% bei 1%/1mm/>50% und 0.68mm Offset und 2.1% Dosis-Rekalibrierung

Literatur

[1] Micke A et al.: Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction, Med. Phys. 38 (5), May 2011
[2] Lewis D et al.: An efficient protocol for radiochromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan, Med. Phys. 39 (10), October 2012
[3] Dieterich S et al.: Report of AAPM TG 135: quality assurance for robotic radiosurgery. Med Phys. 2011 Jun;38(6):2914-36.

120 Implementation of an end-to-end test for image-guided stereotactic Radiotherapy using the ArcCHECK Phantom

C. Groh[1], O. Sauer[1]
[1]Universitätsklinikum Würzburg, Würzburg

Purpose: The aim is to develop a reliable and fast end-to-end test for image-guided stereotactic radiotherapy using the ArcCHECK phantom from SunNuclear. The test aims to quantify the absolute discrepancy between laser and kV-cone-beam isocenter, and the discrepancy between kV-cone-beam and MV-treatment isocenter. Furthermore, the delivered dose is validated using an ionization chamber at the isocenter and the diodes in the ArcCheck cylinder.

Material und Methods: A stereotactic treatment plan with eight fields (*c.f. Fig.1*), incorporating four table rotations and four gantry positions, is created on the basis of a planning CT with isocenter at the position marked on the ArcCHECK's surface. Placing the phantom at the laser isocenter on the treatment couch and registering the cone-beam with the planning CT yields the discrepancy between the laser and kV frame. Subsequently, the phantom is moved to the determined kV-cone-beam isocenter, where the plan is delivered and cylinder-surface and isocenter dose are measured. Two independent measurements were taken, which are subsequently referred to as *measurement1* and *measurement2*.

Results: The image registration using Elekta's XVI system was reliable and suggested positional corrections that were in a sub-millimeter range. The dose in the isocenter was found to be within a 2%-margin of the planned dose. Finally, comparing the measured and planned dose distribution in the cylinder using the SNC-Patient software with a gamma-criterion (1.5mm/10%; hence an emphasis on positional error) validates the agreement between kV and MV isocenter (*c.f. Fig.2 for the case of no translation of measurement series 2*). The increase of the number of points that fail the gamma criterion for increasingly larger lateral translations is shown in Fig.3. The sensitivity with respect to positional error was furthermore evaluated by analyzing the cumulative distance-to-agreement (dta) as well as the cumulative relative dose error. These quantities are defined as follows: For each diode measurement on the ArcCheck surface, the distance-to-agreement dta_i (for the ith diode) is calculated and the cumulative distance-to-agreement DTA is then calculated as

$$DTA = \sum_i dta_i,$$

where only those diodes with a measured dose above 10% of the global maximum value are included in the sum. Similarly, the cumulative relative dose difference is calculated as

$$\Delta D = \sum_i \frac{\left| d_i^{(m)} - d_i^{(c)} \right|}{d_i^{(c)}},$$

where $d_i^{(m)}$ and $d_i^{(c)}$ are the measured and calculated dose for the ith diode, respectively. Again, measurements below the 10% threshold are not included in the sum. Figure 4 shows that both quantities (DTA and ΔD) are well correlated with the lateral translation away from the isocenter.

Summary: The implemented test is capable of quantifying the agreement between lasers and kV isocenter, with discrepancies in the sub-millimeter range. The agreement between kV and MV isocenters could be validated using the SNC-Patient software. The pass rate of the gamma-criterion and the above defined quantities DTA and ΔD were well correlated to set-up errors. A bespoke analysis of the ArcCheck dose distribution, in order to quantify the caustic of the isocenter is currently being implemented.

Literatur

[1] Radiation Therapy Committee Task Group 42. Stereotactic radiosurgery. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) report 54 (American Institute Physics, New York), 1995.
[2] Norm DIN 6875-1: Spezielle Bestrahlungseinrichtungen – Teil 1: Perkutane stereotaktische Bestrahlungen, Kennmerkmale und besondere Prüfmethoden, Jan. 2004, Berlin: Beuth Verlag.

Anhang 1

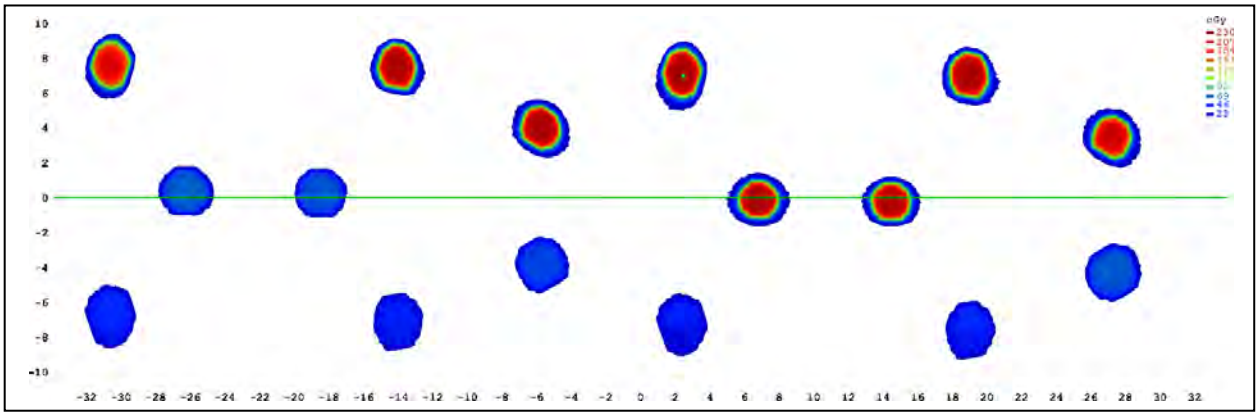


Fig.1: Typical dose distribution of a stereotactic treatment plan on the unwound surface of the ArcCheck phantom.

Anhang 2

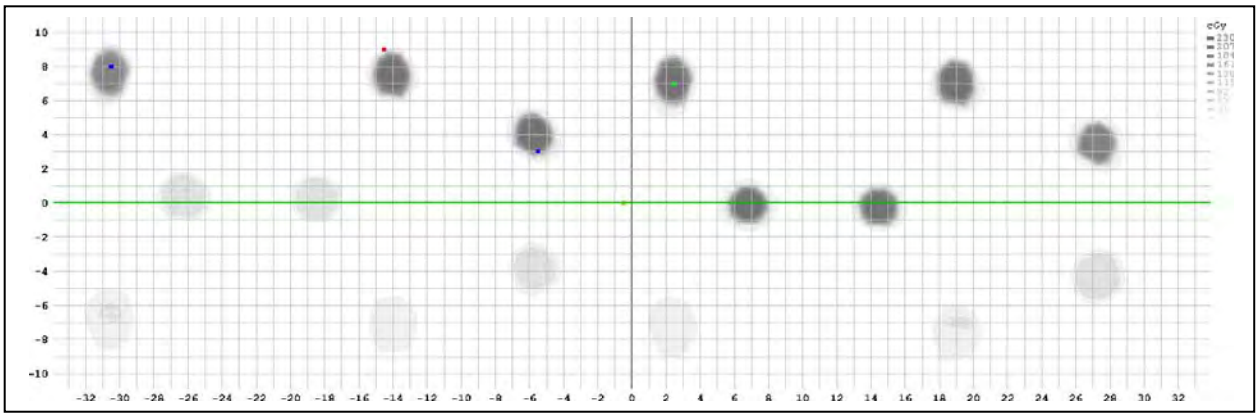


Fig.2: Failed points of the gamma-criterion: two blue and one red dot depict the 0.4% of failed points on the cylinder surface.

Anhang 3

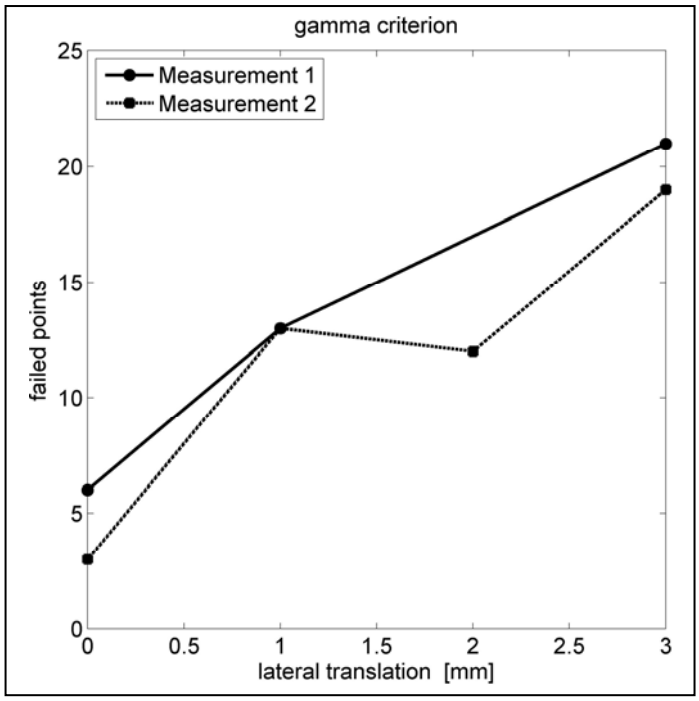


Fig.3: Increase of the gamma-criterion fail rate as the lateral translation is increased.

Anhang 4

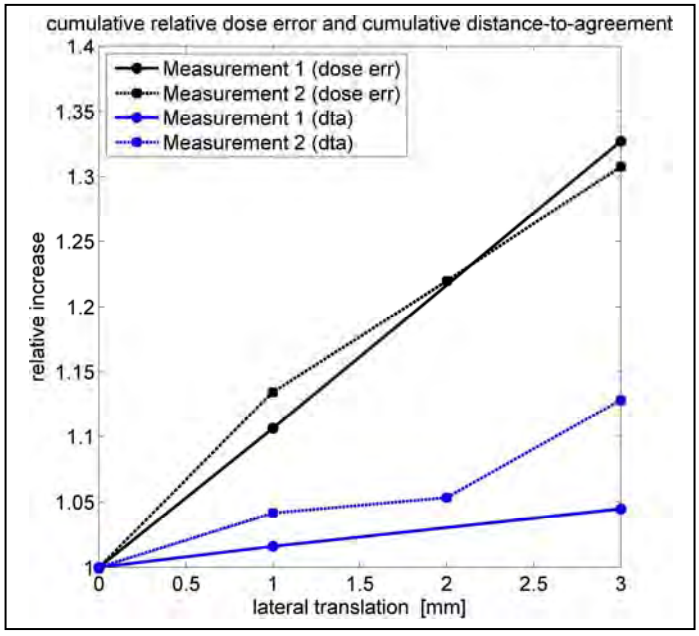


Fig.4: Increase of cumulative distance-to-agreement (blue) and cumulative relative dose difference (black) with increasingly larger lateral translations. Values for each series are relative to the measurement without lateral translation.

121 Strahlentherapie atmungsbewegter Tumoren – Einsatz einer 4D-Bewegungsplattform zur Qualitätssicherung von 4D-CT-Bildgebung, bildgeführter Patientenpositionierung und atemgetriggerter Bestrahlung

C. Grohmann[1], R. Werner[2], T. Frenzel[3], F. Cremers[1]
[1]Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, Klinik für Strahlentherapie, Hamburg
[2]Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, Institut für Computational Neuroscience, Hamburg
[3]Ambulanzzentrum des UKE GmbH, Fachbereich Strahlentherapie, Hamburg

Fragestellungen: Techniken wie 4D-CT-Bildgebung, bildgeführte Patientenpositionierung (IGRT) und atemgetriggerte Bestrahlung gewinnen im Kontext der strahlentherapeutischen Behandlung atmungsbewegter Tumoren zunehmend an Bedeutung. Dabei stellt sich für die Medizinphysik insbesondere die Frage nach der notwendigen Qualitätssicherung dieser Verfahren. Wie können für die Verfahren einzuhaltende Toleranzen und Sicherheitsbereiche definiert und überwacht werden? Stellt das 4D-Planungs-CT tatsächlich den realen Tumorbewegungskorridor dar, auf dessen Basis das ITV definiert wird? Mit einer 4D-Bewegungsplattform und verschiedenen Phantomaufbauten adressieren wir diese und verwandte Fragestellungen und präsentieren mögliche Messaufbauten und stellen zur Qualitätssicherung zu betrachtende Parameter zur Diskussion.

Material und Methoden: Eine 4D-Bewegungsplattform aus RW3 und Carbon (Euromechanics Medical, Schwarzenbruck) kann in drei Raumrichtungen bewegt werden und Atemtrajektorien oder Körperbewegungen von Patienten simulieren. Der anterioposteriore Bewegungsspielraum beträgt 4 cm, der craniocaudale und der laterale Spielraum jeweils 5 cm. Die maximale Geschwindigkeit beträgt 10 m/s, die maximale Beschleunigung 10 m/s², so dass auch Hustenstöße simuliert werden können. Messungen mit einem unabhängigen Triangulationssensor (LAP Polaris) ergaben Genauigkeiten der Bewegungssimulation von unter 0,5 mm. Auf der Plattform kann das Würfelphantom Easy Cube (Euromechanics) befestigt werden; das Bewegungsphantom wird mit seiner Grundplatte am Indexsystem des Beschleuniger- oder CT-Tisches rutschfest gesichert.
Für die Qualitätssicherung des 4D-CT SIEMENS Somatom Definition AS Open 20 wurde der Easy Cube mit Einschüben für verschiedene HU-Werte, Koordinatengitter und kugelförmigen Hohlräumen mit definierten Durchmessern von 2-18 mm bestückt (Abb. 1). Mit diesen Aufbauten wurden gewöhnliche Atembewegungen und Husten simuliert und resultierende 4D-CT Daten rekonstruiert. Als Gatingsysteme standen uns das Anzai- und das RPM-System zur Verfügung. Aus den Messdaten wurden als mögliche Qualitätssicherungsparameter die HU-Konstanz, der Tumorbewegungskorridor und die Bildqualität (Artefakte) bestimmt.
Für die Qualitätssicherung der Gating-Funktion des Linearbeschleunigers (Varian TrueBeam, TrueBeam STX) wurde auf die 4D-Plattform neben den Easy Cube der Reflektor des RPM-Systems gestellt (Abb. 3). Mit diesem Aufbau wurden bekannte Bewegungsmuster und Husten simuliert und mit den gemessenen Bewegungstrajektorien des RPM-Systems verglichen. Das Gatingfenster (Amplituden- und Phasengating) wurde durch Vergleich mit den voreingestellten Parametern überprüft. Darüber hinaus könnte mit einem GafChromic EBT3-Film im Easy Cube der Einfluss verschiedener Gating-Fenster auf die Dosisgradienten und –verteilung gemessen werden.
Bei der IGRT werden oft insbesondere bei Lebertumorpatienten implantierte Marker (z.B. um eine Metastase herum) und deren Atemverschieblichkeit detektiert. Derartige Marker können zu Qualitätssicherungszwecken in Moulagenmaterial implantiert und mit der Plattform definiert bewegt werden. Sichtbarkeitsanalysen zum Signal-Rausch-Verhältnis und die detektierte Bewegung durch das Bildsystem können so untersucht werden.

Ergebnisse: Im Rahmen unserer Messungen zeigte sich unabhängig von der simulierten Atemkurve eine Konstanz der HU-Werte im 4D-CT. Bewegungsartefakte ließen sich bei der retrospektiven Rekonstruktion mit RPM- und Anzai-System weitgehend unterdrücken. Insbesondere an den Umkehrpunkten der Atembewegung traten erwartungsgemäß kaum Artefakte auf. Ghosting und Blurringeffekte konnten besonders bei kleinen Strukturen (Koordinatengitter und Hohlkugeln) im Average-CT beobachtet werden (Abb. 2). Eine simulierte 5 mm AP-Bewegung des Phantoms wurde aus den rekonstruierten CT-Daten zu (5,5±0,4) mm (Anzai) bzw. (5,4±0,4) mm (RPM) bestimmt, die gekoppelte 20 mm SI-Amplitude bei beiden Systemen zu (18±0,4) mm. Bei der Simulation von realen Patientenatemmustern mit irregulären Elementen (z.B. Husten) wurden teilweise Strukturspränge in räumlich adjazenten Schichten in der Rekonstruktion gefunden.
Das RPM-System am Linearbeschleuniger konnte die AP-Komponente der simulierten Atembewegung mit der Genauigkeit des RPM-Systems in ersten Untersuchungen auf mind. +/-1 mm genau wiedergeben. Beim Überschreiten der vorgegebenen Triggerwerte bezüglich des Amplitudengatings schaltete sich der

Strahl aus. Weitere Studien zum Phasengating und insbesondere zu irregulären Atemmustern (Husten) und der IGRT-Qualitätssicherung laufen derzeit und werden vorbehaltlich der Annahme dieses Abstracts auf dem Kongress präsentiert (Abb. 4).

Zusammenfassung: Typische 4D-Workflows zur Strahlentherapie atmungsbewegter Tumoren beinhalten mit Verfahren wie der 4D-CT-Bildgebung, Ansätzen zur Bildführung bei der Patientenrepositionierung sowie der atemgetriggerten Bestrahlung technische Komponenten, die aus unserer Sicht einer regelmäßigen Qualitätssicherung unterzogen werden sollten. 4D-Bewegungsphantome können eine derartige Qualitätssicherung gewährleisten. Um der Komplexität realer physiologischer Patientenbewegungen gerecht zu werden, sollten hierbei jedoch Bewegungsphantome eingesetzt werden, welche alle drei Raumrichtungen instantan und unabhängig voneinander simulieren können. Insbesondere die Simulation irregulärer Atemmuster wie Husten und auch extreme Überschreitungen der Gatingfenster sollten zu einer umfangreichen Qualitätssicherung gehören.

Anhang 1

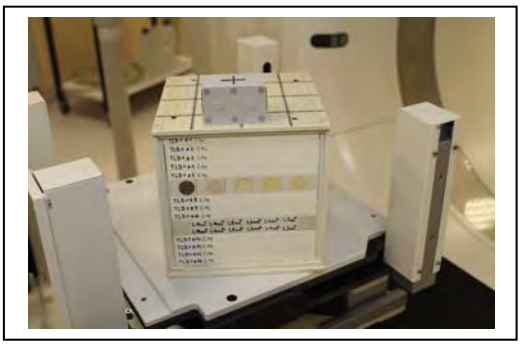


Abb.1: Versuchsaufbau zur Qualitätssicherung des 4D-CT. Der Easy Cube auf der Plattform wurde mit verschiedenen HU-Inserts, einem Koordinatengitter und Hohlkugeln gefüllt. Auf dem Messkubus ist der Reflektor des RPM-Systems mit seinen sechs IR-Messpunkten gezeigt.

Anhang 2

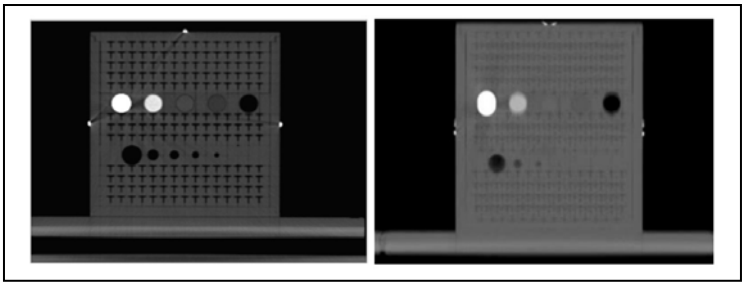


Abb.2: CT-Rekonstruktionen: Links im Bild der statische Scan und rechts das zur Dosisberechnung bei der Bestrahlungsplanung verwendete Average-CT.

Anhang 3

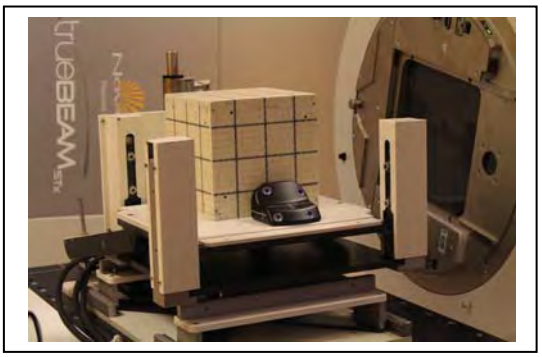


Abb.3: Versuchsaufbau zur Qualitätssicherung von Gatingverfahren. Der Easy Cube auf der Plattform dient als Messphantom. Im Vordergrund ist der Reflektor des RPM-Systems gezeigt.

Anhang 4

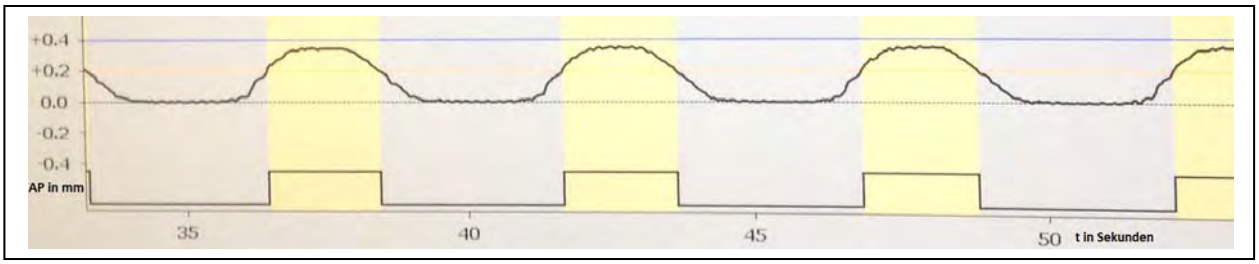


Abb.4: Messung der AP-Bewegungsamplitude an der Beschleunigerkonsole zum Vergleich mit den simulierten Ergebnissen. Im unteren Bildbereich ist Beam-On-Signal erkennbar, wenn sich das AP-Atemsignal im Gatingfenster befindet.

122 An anthropomorphic multimodality (CT/MRI) phantom for end-to-end tests in radiation therapy

R. Gallas[1], N. Niebuhr[1], C. Rank[1], A. Runz[1], O. Jäkel[1,2], N. Hünemohr[1], S. Greilich[1]
[1]DKFZ, Medical Physics in Radiation Oncology, Heidelberg
[2]University Hospital of Heidelberg, Radiation Oncology and Radiation Therapy, Heidelberg

Introduction: With the increasing complexity of external beam therapy, so-called “end-to-end-tests” are intended to cover all steps from therapy planning to follow-up to fulfill the high demands on quality assurance. As magnetic resonance imaging (MRI) gains growing importance in the treatment process, established phantoms (such as the Alderson head) cannot be used for those tests and novel multimodality phantoms have to be developed. Here, we present a feasibility study for a customizable multimodality head phantom

Materials and Methods: We used a set of patient CT images as the basis for the anthropomorphic head shape. The matrix – consisting of acrylonitrile butadiene styrene (ABS) – was produced using 3D printing. The matrix includes a nasal air cavity, two soft tissues volumes and a cortical bone cavity which are all accessible from the neck region. Additionally a spherical tumor volume was positioned in the center.

Results: The volumes were filled with gypsum-based cortical bone surrogate and two different agarose gels as grey/white matter contrast substances, respectively. The tumor volume was filled with normoxic dosimetric gel. The head was scanned in a 3T MRI scanner and a dual energy CT scanner to mimic patient workflow. CT and MRI images of the head were registered and evaluated with respect to a number of contrasts.

Conclusion: We present a first approach to produce a head shaped multimodality (CT/MRI) phantom for quality tests in radiation therapy. The patient specific head provides different soft tissue contrasts and a pseudo tumor with the potential of MR read out dosimetry gel for dosimetry QA.

123 Alanin-Dosimetrie für die Strahlentherapie – Stand und Perspektiven

M. Anton[1]
[1]Physikalisch-Technische Bundesanstalt, FB 6.2 Dosimetrie für Strahlentherapie und Diagnostik, Braunschweig

Fragestellungen: Die Physikalisch-Technische Bundesanstalt hat in den vergangenen Jahren ein Sekundärnormal-Messsystem für die Dosimetrie in der Strahlentherapie entwickelt. Das Messprinzip ist der Nachweis strahlungsinduzierter freier Radikale in Alanin durch Elektronen-Spin-Resonanz (ESR). Vorliegende Ergebnisse erlauben es nun, Einsatzmöglichkeiten für die Qualitätssicherung in der Strahlentherapie zu diskutieren.

Material und Methoden: Als Detektoren finden kommerzielle Alanin-Tabletten Verwendung. Deren Masse wird mit einer Mikrowaage bestimmt. Die ESR-Spektren werden mit einem Bruker EMX 1327 Spektrometer aufgenommen, wobei eine chemisch stabile Referenzsubstanz gleichzeitig mit den bestrahlten Alanin-Detektoren ausgewertet wird. Durch die Referenz können Schwankungen der Nachweisempfindlichkeit ausgeglichen werden. Die Auswertung erfolgt durch die Anpassung experimenteller Spektren, die von Detektoren erhalten werden, die mit bekannter Dosis (im Co-60 Referenzfeld) bestrahlt wurden.

Ergebnisse: Im Messbereich zwischen 2 Gy und 20 Gy wird – für Co-60 Strahlung – eine Standard-Messunsicherheit zwischen 1,2 % (2 Gy) und 0,4 % (20 Gy) erreicht, einschließlich der Unsicherheit des Primärnormals. Wesentliche Einflussgrößen konnten quantifiziert werden, wie zum Beispiel der Einfluss der Bestrahlungstemperatur und der Einfluss der Luftfeuchte auf die Langzeitstabilität des ESR-Signals. Der größte Anteil der aufgewandten Zeit wurde für die Bestimmung des relativen Ansprechvermögens für relevante Strahlungsqualitäten investiert. Für die Feldgröße 10 cm x 10 cm ist das Ansprechvermögen für MeV-Elektronen mit einer relativen Standard-Unsicherheit von 1% bekannt (und energieunabhängig) [1], für MVX-Photonen wird eine geringe Energieabhängigkeit beobachtet. Dabei variiert das relative Ansprechvermögen (bezogen auf Co-60) zwischen 0.996 für 4 MVX Röntgenstrahlung und 0.989 bei 25 MVX, mit einer relativen Standard-Unsicherheit ca. 0.4% [2]. Der Wert für 25 MVX entspricht auch dem Ansprechvermögen für hochenergetische Elektronen. Diese Abhängigkeit kann mit Monte-Carlo Rechnungen nachvollzogen werden; für die genannten Energiebereiche ist das Verhalten des Alanin-Dosimeters mithin bekannt bzw. berechenbar. Weiterhin wurden Werte für das Ansprechvermögen für Röntgenstrahlung mittlerer Energie (T-Serie) sowie für Ir-192 und Cs-137 erhalten.
In Kooperation mit dem Universitätsklinikum Göttingen konnte an einzelnen Beispielen (Phantomstudien und in-vivo-Messungen) die Einsetzbarkeit des Alanin-Dosimetriesystems demonstriert werden [3]. In Belgien wurden in nahezu allen Therapiezentren Messungen zur Qualitätssicherung mit Hilfe einer Kopie des PTB-Messsystems durchgeführt [4]. Damit wurde gezeigt, dass die an der PTB entwickelte Technik auch außerhalb eines Metrologieinstitutes einsetzbar ist; der Betrieb durch eine benannte Stelle ist damit durchaus vorstellbar.
Laufende Untersuchungen zielen darauf ab, den Einfluss der Feldgröße auf das Ansprechvermögen zu quantifizieren, um auch bei modernen Strahlentherapieformen (IMRT, Tomotherapie, Cyberknife etc.) mit geringstmöglicher Unsicherheit messen zu können.

Zusammenfassung: Mit dem an der PTB entwickelten Alanin-Dosimetriesystem steht ein Messsystem zur Verfügung, mit welchem Messaufgaben zur Qualitätssicherung in der Strahlentherapie mit geringer Unsicherheit bearbeitet werden können.

Literatur

[1] Vörös, S., Anton, M. und Boillat, B.: Relative response of alanine dosemeters for high-energy electrons determined using a Fricke primary standard. Phys. Med. Biol. 57 (2012), S. 1413-1432
[2] Anton, M., Kapsch, R.-P., Krauss, A., von Voigts-Rhetz, P., Zink, K. und McEwen, M.: Difference in the relative response of the alanine dosimeter to megavoltage x-ray and electron beams, Phys. Med. Biol. 58 (2013) S. 3259-3282
[3] Wagner, D., Anton, M., Vorwerk, H., Gsänger, T., Christiansen, H., Poppe, B., Hess, C. F. und Hermann, R. M.: In vivo alanine/electron spin resonance (ESR) dosimetry in radiotherapy of prostate cancer: A feasibility study. Radiother. Oncol. 88 (2008) S 140-147
[4] Schaeken, B., Cuypers, R., Lelie, S., Schroeyers, W., Schreurs, S., Janssens, H. und Verellen, D.: Implementation of alanine/EPR as transfer dosimetry system in a radiotherapy audit programme in Belgium. Radiother. Oncol. 99 (2011) S. 94-96

124 Qualitäts- und Risikomanagement für Medizinprodukte aus Eigenherstellung in der klinischen Forschung

J. Blank[1], M. Schuppert[1], L. M. Schreiber[1]
[1]Universitätsmedizin Mainz, Bereich Medizinische Physik, Klinik für Radiologie, Mainz

Fragestellungen: Der Einsatz von Medizinprodukten ist immer mit Restrisiken verbunden. Gerade im Forschungsbereich, wenn innovative Produkte zum Einsatz kommen, kann keine hundertprozentige Sicherheit gewährleistet werden. Um diese Risiken so gering wie möglich zu halten und den Patienten bzw. Probanden und Anwendern eine höchst mögliche Sicherheit bieten, ist die Anwendung von Qualitäts- und Risikomanagement entscheidend. Ziel dieser Arbeit ist es, für die klinische Forschung in Eigenherstellung gebaute Spulen für die Magnetresonanztomographie (MRT) durch Qualitäts- und Risikomanagement abzusichern, um für die Patienten bzw. Probanden und Anwender eine höchst mögliche Sicherheit zu gewährleisten.

Material und Methoden: Die Entwicklungsprozesse von MRT-Spulen wurden definiert und anschließend in Form von Standardarbeitsanweisungen dokumentiert. Standardarbeitsanweisungen, im Englischen als Standard Operating Procedure (SOP) bezeichnet, sind Dokumente, in denen Vorgehensweisen beschrieben werden, die befolgt werden müssen, um sich wiederholende Aufgaben zu erfüllen. Die Standardarbeitsanweisungen beinhalten Anforderungen, die sich aus dem MPG, der europäischen Richtlinie 93/42/EWG und weiteren angeschlossenen Richtlinien sowie aus den harmonisierten Normen DIN EN ISO 13485 und DIN EN ISO 14971 ergeben. Durch die Standardarbeitsanweisungen wird sichergestellt, dass die notwendige Dokumentation entwicklungsbegleitend erstellt wird. Dadurch soll gewährleistet werden, dass alle MRT-Spulen diese Anforderungen erfüllen und sie dadurch möglichst sicher sind. Die in den Standardarbeitsanweisungen definierten Prozesse stellen die Grundlage für ein Qualitätsmanagementsystem nach DIN EN ISO 13485:2003 dar [1-4].
Eingebettet in das Qualitätsmanagementsystem ist ein Risikomanagementprozess nach DIN EN ISO 14971:2007. Die wichtigsten Schritte stellen dabei die Risikoanalyse, Risikobewertung, Risikobeherrschung sowie die Bewertung des Gesamt-Restrisikos dar. Im Rahmen der Risikoanalyse werden alle mit dem Medizinprodukt in Verbindung stehenden Gefährdungen identifiziert. Anschließend werden in der Risikobewertung die Gefährdungen nach der Auftretenswahrscheinlichkeit eines möglichen Schadens und dessen Schweregrad bewertet. Anhand zuvor definierter Risikoakzeptanzkriterien werden die Risiken der einzelnen Gefährdungen hinsichtlich ihrer Akzeptanz beurteilt. Alle als nicht akzeptabel eingestuften Risiken müssen mittels Risikobeherrschungsmaßnahmen beseitigt oder auf ein akzeptables Level minimiert werden. Anschließend müssen die verbleibenden Restrisiken und das Gesamt-Restrisiko bewertet werden [4].

Ergebnisse: Als qualitätssichernde Maßnahme wurde der Entwicklungsprozess von MRT-Spulen in die Teilprozesse „Planung und Entwicklung“, „Herstellung“, „Verifikation“, „Dokumentation“ sowie „Schulung und Instandhaltung“ unterteilt (Abb. 1). Die einzelnen Teilprozesse wurden in Form von Standardarbeitsanweisungen dokumentiert. Zur Verminderung des Dokumentationsaufwandes wurden sogenannte „mitgeltende Unterlagen“, wie z.B. Checklisten, erstellt.
Zur Definition der Risikoakzeptanzkriterien wurde ein Risikograph erstellt (Abb. 2). Dieser wurde zum einen die Bereiche „Akzeptabel“ und „Nicht Akzeptabel“ unterteilt. Außerdem wurde der so genannte ALARP-Bereich („As Low As Reasonable Possible”) eingefügt. Die Definition dieser Bereiche wurde besonders kritisch vorgenommen, um den Probanden höchst mögliche Sicherheit zu gewährleisten. Außerdem wurden die Auftretenswahrscheinlichkeit und das Schadensausmaß in fünf Stufen unterteilt, mit welchen die Risikobewertung vorgenommen wird. Die Risikoanalyse wurde mit Hilfe eines Formblattes vorgenommen, in welches die Gefährdungen einschließlich der Risikobewertung, der Maßnahmen der Risikobeherrschung und der Bewertung der Restrisiken eingetragen wurden. Die Ergebnisse aus dem Risikomanagementprozess wurden in einem Risikomanagementbericht festgehalten. Die verbleibenden Restrisiken wurden in die Gebrauchsanweisung für die MRT-Spulen aufgenommen, um sie so den Anwendern bekannt zu geben. Anschließend konnte die MRT-Spule für den Einsatz in der klinischen Forschung an Probanden und Patienten freigegeben werden.

Zusammenfassung: Für den höchstmöglichen Schutz der Probanden, Patienten und Anwender wurde ein auf die Bedürfnisse der Eigenherstellung von MRT-Spulen für die klinische Forschung zugeschnittenes Qualitäts- und Risikomanagementsystem entwickelt und implementiert. Der implementierte Entwicklungsprozess, einschließlich der Standardarbeitsanweisungen, erhöht das Risikobewusstsein von Beginn des Projektes an. Es wird eine klare Struktur vorgegeben, durch die die

Risiken minimiert und die Sicherheit der Probanden und Anwender erhöht wird. Die Standardarbeitsanweisungen sowie die dazugehörigen Mitgeltenden Unterlagen erleichtern die Umsetzung für die Entwickler, da der Dokumentationsaufwand so gering wie möglich gehalten wurde. Außerdem beginnt die Umsetzung der Standardarbeitsanweisungen erst, wenn das Produkt bzw. die Produktidee soweit ausgereift ist, dass sie am Menschen getestet werden soll.

Anhang 1



Abb.1: Prozesslandschaft

Anhang 2

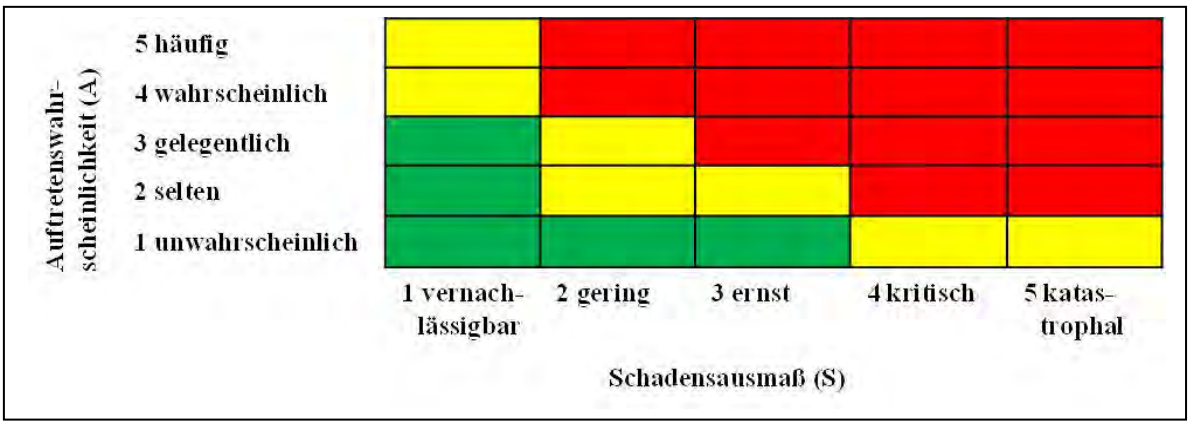


Abb. 2: Risikograph

Literatur

[1] Gesetz über Medizinprodukte, Bundesministerium der Justiz, 19.10.2012
[2] Norm DIN EN ISO 13485:2003: Medizinprodukte – Qualitätsmanagementsysteme – Anforderungen für regulatorische Zwecke, 2007, Berlin: Beuth Verlag
[3] Richtlinie 93/42/EWG des Europäischen Parlaments und des Rates vom 14. Juni 1993 über Medizinprodukte (ABl. L 169 vom 12.7.1993, S. 1), geändert durch Richtlinie 2007/47/EG des Europäischen Parlaments und des Rates vom 5. September 2007
[4] Norm DIN EN ISO 14971:2007: Medizinprodukte – Anwendung des Risikomanagements auf Medizinprodukte, 2007, Berlin: Beuth Verlag

26. Partikeltherapie II

125 Neue bildgebende Systeme für die Partikeltherapie – Ergebnisse des EU-Projektes ENVISION

F. Fiedler[1]
[1]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Strahlenphysik, Dresden

Einleitung: Die Partikeltherapie ist eine neue und hoch entwickelte Technik der Strahlentherapie bei Krebs. Strahlen geladener Teilchen, also Protonen und Ionen, werden verwendet, um Tumorzellen zu zerstören. Diese Ionenstrahlen deponieren ihre Energie primär am Ende ihres Weges im sogenannten Bragg-Peak. Dadurch gelingt es, eine hohe Koformalität zu erreichen und gesundes Gewebe sowie insbesondere strahlenempfindliche Organe optimal zu schonen. Um jedoch die Vorteile dieser Therapieform vollständig nutzen zu können, ist ein Verfahren erforderlich, welches den Ort der Dosisdeposition verifiziert. Hierfür wurde die Methode der Positronen-Emissions-Tomographie (PET) angewendet, die bei der Bestrahlung entstehende Sekundärteilchen detektiert und damit eine qualitative Bewertung der Dosisapplikation ermöglicht. An mehreren Zentren weltweit wird dieses Verfahren derzeit klinisch angewendet [1-3]. Eine andere, in der Entwicklung befindliche Möglichkeit ist die Einzelphotonentomographie (in-beam SPECT) [4-7], für welch neuartige Detektorkonfigurationen erforderlich sind
Materialien und Methoden: Um die Instrumente für die Qualitätssicherung in der Partikeltherapie zu verbessern, stellt die Europäische Kommission die Finanzierung für ein 4-Jahres-Projekt, ENVISION - European NoVel Imaging Systems for ION therapy (Grant Agreement Number 241 851), bereit. Das Ziel des Projektes ist die Entwicklung von

(i) Echtzeit-Überwachung der Dosisapplikation;
(ii) quantitativer Bildgebung und präziser Bestimmung der abgegebenen Dosis;
(iii) schnellem Feedback für die optimale Planung der Behandlung;
(iiii) der Anwendung des Verfahren auf bewegte Zielvolumina;
(iiiii) Simulationsstudien.

Das Projekt startete Februar 2010 und ist ein Zusammenschluss von 16 führenden europäischen Forschungszentren und Industriepartnern mit einem Budget von 6 Millionen Euro, die Koordination obliegt dem CERN.

Ergebnisse: In Rahmen dieses Projektes wurden Simulationsstudien zur optimalen Auslegung eines für das Dosismonitoring geeigneten Detektors durchgeführt. Sowohl für PET als auch für SPECT wurden mehrere konzeptionell verschiedene Prototypen an den Partnerinstituten aufgebaut und an Bestrahlungsanlagen getestet. Die PET Methode wurde für bewegte Zielvolumina adaptiert und in Phantomexperimenten erfolgreich angewendet. Um die klinische Nutzbarkeit zu verbessern, wurde ein Softwareprototyp zur semiautomatischen Auswertung entwickelt.

Zusammenfassung: ENVISION ermöglichte die Realisierung verschiedener Ansätze und Ideen, existierende Verfahren für das Dosismonitoring zu verbessern und neue Methoden in Prototypen zu überführen. Insbesondere für die neuartigen Verfahren sind weitere Tests und Entwicklungen nötig, um das klinische Potential vollständig abschätzen zu können. Ferner ist die Integration der neuen Verfahren in den klinischen Alltag ein wichtiges Ziel künftiger Arbeiten.

Literatur
[1] W. Enghardt et al.: Nucl. Instr. Meth. A 525 (2004) 284.
[2] T. Nishio et al.: Med. Phys. 33 (2006) 4190.
[3] K. Parodi et al.: Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 68 (2007) 920.
[4] C.H. Min et al.: Appl. Phys. Lett. 89 (2006), 183517.
[5] T. Kormoll et al.: Nucl. Instr. Meth. A 626-627 (2011) 114.
[6] J.C. Polf et al.: Phys. Med. Biol. 54 (2009) N519-27.
[7] J. Smeets et al.: *Phys. Med. Biol.* 57 (2012) 3371.

126 A treatment planning comparison of passive and active beam delivery techniques for carbon ion radiotherapy

C. Gillmann[1], M. Fukahori[2], N. Kanematsu[2], S. Ecker[1], N. Matsufuji[2], O. Jäkel[1]
[1]Universitätsklinikum Heidelberg, Heidelberg
[2]National Institute of Radiological Sciences, Chiba, Japan

Introduction: Our treatment planning study aims at investigating the differences in the dose distributions between passive and active beam shaping techniques in carbon ion radiotherapy. In close collaboration between the National Institute of Radiological Sciences (NIRS) which applies the passive technique and the Heidelberg Ion-Beam Therapy Center (HIT) where the active system is implemented, we assess the advantages and disadvantages of the two approaches in a qualitative and quantitative way.

Materials and Methods: In this comparative study we consider clinically applied treatment plans of 12 patients who were irradiated with carbon ions at HIT. Original treatment planning at HIT was performed using the software SyngoPT (Siemens). Recalculation at NIRS was conducted using XiO-N (Mitsubishi Electric), thereby applying the same treatment plan parameters as in the original plan.

Results: Clear advantages of the active system can be seen if only one beam port is used in the treatment plan. The differences diminish as more beam ports are applied. Summarizing all patients, quantitatively evaluated dose parameters differ by less than 10 % for non-complex tumor sites. While the target coverage is very similar for both beam delivery systems (99 % for passive respectively 100 % for active), the dose conformity index is 9 % higher for active (86 %) than for passive (77 %) beam application techniques.

Conclusion: For non-complex tumor sites, both beam delivery approaches yield comparable dose distributions. Differences are more pronounced the less beam ports are being used. Here the active system is slightly superior over the passive system.

127 Non-invasive monitoring of carbon ion radiotherapy using secondary ions

M. Martisikova[1], J. Jakubek[2], K. Gwosch[3], B. Hartmann[1,3], C. Granja[2], P. Soukup[2], S. Pospisil[2], O. Jaekel[1,3]
[1]Universitätsklinikum Heidelberg, Radioonkologie und Strahlentherapie, Heidelberg
[2]Czech Technical University in Prague, Institute for Experimental and Applied Physics, Prague, Tschechische Republik
[3]German Cancer Research Center, Medical Physics in Radiation Oncology, Heidelberg

Introduction: Radiation therapy with ion beams provides highly conformal dose distributions. Those are sensitive to possible changes of the beam settings and of the tissue in the beam path, which can deteriorate the dose distribution in the patient. A particular challenge are intrafracional changes of patient's geometry. Currently the only technically feasible method for accessing the quality of the delivered dose distribution is the determination of tissue activation with a PET-camera [1]. The limitations of this method are given by the low signal and its physiological washout. A suggested alternative method is to exploit the information carried by prompt secondary ions produced during irradiation within the patient [2]. Our initial experimental investigation of monitoring of the beam position, width and range in a homogeneous phantom has been published in [3]. In this contribution we address the performance of the method with patient-realistic tissue inhomogeneities.

Materials and Methods: The experiments were performed at the Heidelberg Ion-Beam Therapy Center using narrow (6 mm FWHM) carbon ion beams with energies between 213 and 250 MeV/u. The irradiation was applied to skull base and brain regions of an anthropomorphic head phantom containing real bones. Secondary charged particles emerging from the phantom during irradiation were registered by a pixelized semicoductor detector Timepix [4]. This detector was developed by the Medipix Collaboration at CERN. Its multi-layered version (3D voxel detector) [5] was used to determine the direction of single particles.

Results: The measured particle directions were projected to a vertical beam plane. An example of such an obtained projection is shown in figure 1. Changes of this distribution when changing the beam parameters were analysed. This completely new imaging modality [6] was found to be capable of detecting lateral beam shifts of 1mm. Clear differences between the four therapeutically used beam widths (4.8–10.4mm FWHM) were found (see figure 2). The application of beam energies with range differences of 3mm (in water) could be distinguished.

Conclusion: The presented experimental investigations demonstrate that the measurement of charged particle tracks around a head-phantom under irradiation by therapeutic carbon ion beams provides an attractive source of information on the actual beam delivery, despite the inherent tissue inhomogeneities.
This research was carried out in frame of the Medipix Collaboration.

Literature

[1] Parodi, K et al.: PET imaging for treatment verification of ion therapy: Implementation and experience at GSI Darmstadt and MGH Boston, Nuclear Instruments and Methods in Physics Researh A 591 (2008) p. 282
[2] Amaldi, U et al.: Advanced Quality Assurance for CNAO, Nuclear Instruments and Methods in Physics Researh A 617 (2010) p. 248
[3] Gwosch, K et al.: Non-invasive monitoring of therapeutic carbon ion beams in a homogeneous phantom by tracking of secondary ions, Physics in Medicine and Biology, accepted for publication
[4] Llopart, X et al.: Timepix, a 65k programmable pixel readout chip for arrival time, energy and/or photon counting measurements, Nuclear Instruments and Methods in Physics Researh A 581 (2007) p. 485
[5] Soukup, P et al.: 3D sensitive voxel detector of ionizing radiation based on Timepix device, Journal of Instrumentation 6 (2011) C01060
[6] Jakubek, J et al.: Imaging with secondary radiation in hadron therapy beams with the 3D sensitive voxel detector, Conference record of the IEEE NSS/MIC (2011) p. 2281

Anhang 1

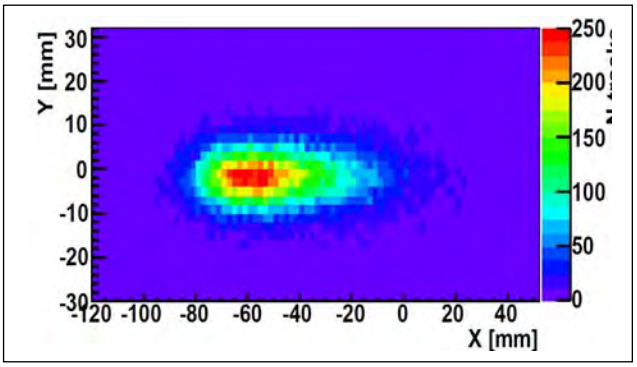


Abb.1: Image of a the 12C ion beam (E=213 MeV/u) a patient-like head phantom. The image was obtained by back-projection of the particle tracks measured around the model. Beam is coming from the left.

Anhang 2

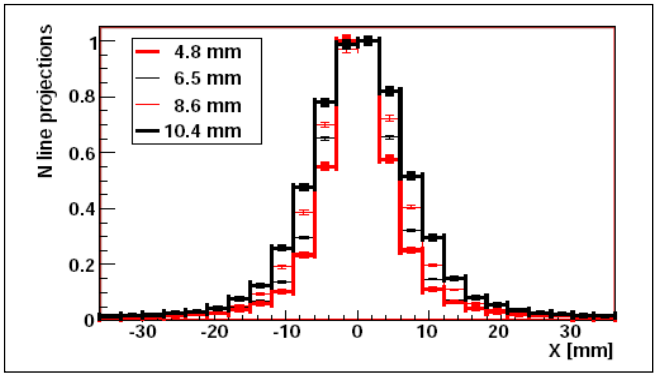


Abb.2: Distribution of the measured tracks along the Y-axis (figure 1) for four different nominal beam widths given at the entrance of the phantom. Errorbars indicate statistical uncertainties.

128 Compton Kameras für In-Vivo Dosimetrie bei der Protonentherapie

C. Golnik[1], F. Fiedler[2], K. Heidel[2], F. Hueso Gonzalez[1], T. Kormoll[1], G. Pausch[1], H. Rohling[1], S. Schoene[2], M. Sobiella[2], A. Wagner[2], W. Enghardt[1,2]
[1]Universitätskrankenhaus TU Dresden, Oncoray, Dresden
[2]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Insitut für Strahlenphysik, Dresden

Fragestellungen: Die Behandlung von Tumoren mittels Teilchenstrahlung, z.B. Protonen, bietet gegenüber der klassischen Behandlung mit Gammastrahlung entscheidende Vorteile im Tiefendosisprofil. Tumorartiges Gewebe kann deutlich präziser mit einer hohen Dosis bestrahlt werden, wobei umliegendes Gewebe weitgehend geschont wird [1]. Die potenziell hohe Präzision dieser Therapie kann aber erst dann voll ausgeschöpft werden, wenn die Rechweite des Teilchenstrahls genau kontrolliert und monitoriert werden kann. Während der jährlichen Zusammenkunft der amerikanischen Gesellschaft für Medizinphysik (AAPM) 2012 schätzten 33 Prozent der Teilnehmer eben diese Reichweitenkontrolle als wesentlich für eine weitreichende Verbreitung der Protonentherapie ein.

Material und Methoden: Während der Bestrahlung entsteht durch Wechselwirkung der Protonen mit dem Gewebe prompte Gammastrahlung. Diese Sekundärstrahlung ist stark korreliert mit der deponierten Dosis und durch ihre unmittelbare Emission ($\tau<10^{-12}$s) unempfindlich gegenüber metabolischen Prozessen, welche beispielsweise bei der Dosiskontrolle mittels in-beam PET [1] quantitative Messungen verhindert (Abb. 1). Deshalb soll diese prompte Gammastrahlung mit einer geeigneten Kamera bildlich dargestellt werden. Eine Compton Kamera ist eine aus der Hochenergiephysik nachweislich geeignete Technik, um dreidimensionale Emissionsprofile von Gammastrahlung zu bestimmen.

Ergebnisse: Während der letzten zwei Jahre haben wir zwei funktionierende Compton Kamera Prototypen ([2], Abb. 2) aufgebaut und getestet sowie geeignete Rekonstruktionsalgorithmen entwickelt. Das Kamera-Konzept basiert auf Raumtemperatur-Halbleiter Detektoren (CdZnTe) bzw. schnellen Szintillationsdektoren (LSO, BGO). Unsere Tests weisen die Fähigkeit der Kamera nach, radioaktive Quellen im Labor abzubilden. Hier erreicht unser Kameramodul eine örtliche Auflösung von 6 mm FWHM in 10 cm Entfernung. Da die während der Therapie entstehende prompte Gammastrahlung jedoch höhere Photonenenergien aufweist, als verfügbare radioaktive Quellen bereitstellen können, haben wir unsere Systeme auch an Protonen- und Elektronenbeschleunigern getestet, die therapierelevante Gammaenergien erzeugen [3]. Hier konnten wir u. a. nachweisen, dass das verwendete System eine Zeitauflösung von wenigen Nanosekunden besitzt und damit für den Einsatz an gepulsten Beschleunigern (z.B. am Zyklotron mit einer Bunchfrequenz von 100 MHz) sehr gut geeignet ist.

Zusammenfassung: Compton Kameras stellen eine vielversprechende Möglichkeit dar, dreidimensionale Gammaemissionsprofile abzubilden. Sie könnten somit entscheidend zur Lösung des Reichweitenproblems in der Protonentherapie beitragen. Der Beitrag präsentiert ausgewählte Daten von Tests der verwendeten Detektoren sowie Ergebnisse der Bildgebung unserer Compton Kamera Prototypen bei therapierelevanten Energien.

Anhang 1

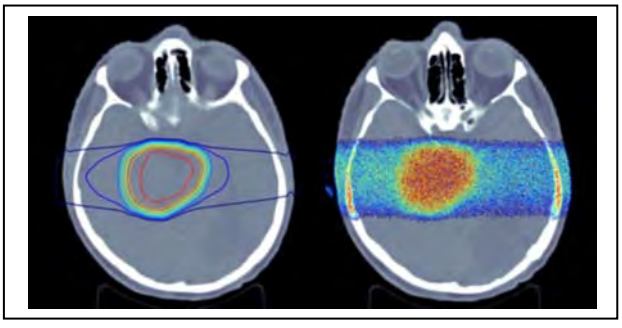


Abb.1: Links: Simulierte Dosisverteilung bei Protonentherapie. Rechts: Zugehöriges Emissionsprofil prompter Gammastrahlung.

Anhang 2

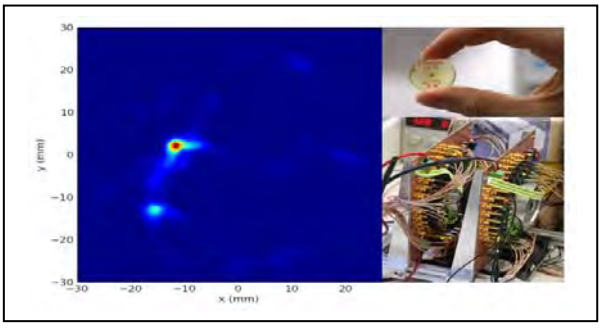


Abb.2: Rekonstruiertes Bild einer ^{22}Na Quelle und Prototyp.

Literatur

[1] W. Enghardt et al., Nucl. Instr. and Meth. A 525 (2004)
[2] T. Kormoll, et al. NIM A 626–627, 2011, p. 114 – 119
[3] C. Golnik et al. IEEE NSS-MIC 2012, M16-12

129 Development of a Compton camera for online range monitoring of laser-accelerated proton beams

P. Thirolf[1], C. Lang[1], S. Aldawood[1,2], H. van der Kolff[1,3], J. Bortfeldt[4], L. Maier[5], D. R. Schaart[3], K. Parodi[1]
[1]Ludwig-Maximilians-Universitaet Muenchen, Fak. f. Physik/LS Parodi, Garching
[2]King-Saud University, Riyadh, Saudi-Arabia
[3]Delft University of Technology, Delft, Niederlande
[4]Ludwig-Maximilians-Universität München, Fak. f. Physik/LS Schaile, Garching
[5]Technische Universität München, Physik Department E12, Garching

Introduction: Purpose of our project is the development of a versatile Compton Camera-based detector system for photon detection from nuclear reactions induced by proton (or heavier ion) beams. The system has been primarily designed for online range monitoring of proton beams generated via the novel technique of particle acceleration from high-power, short-pulse lasers, to be used in bio-medical applications via the detection of prompt γ rays. However, we investigate also the perspective to scale the system towards a versatile device for clinical prompt γ detection -during irradiation- as well for delayed photon emission from generated β^+ emitters, measured inbetween the intervals of pulsed irradiation.

Material and Methods: While so far mostly offline quality assurance tools are used in this context, we aim at developing a technique based on real-time position-sensitive detection of prompt γ rays emitted from nuclear reactions between the proton beam and the biological sample. For this purpose, we develop a Compton camera capable to track not only the Compton scattered primary photon, but also the secondary Compton electron, drawing on the expected high prompt-γ energies ($E_\gamma \leq 16$ MeV for a primary 100 MeV proton beam). Detector specifications were determined using the MEGALIB [1] code package for simulation, event and image reconstruction, based on the GEANT4 Monte Carlo toolkit and the list-mode maximum likelihood expectation maximization approach. A prototype module is presently being set up and characterized.

Results: Extensive simulation studies resulted in an optimized design of the Compton camera based on a $LaBr_3$(Ce) scintillation crystal (50x50x30 mm^3 block crystal, read out by a multi-anode photomultiplier tube , PMT) acting as absorber, preceded by a stack of 6 double-sided silicon strip (DSSSD) detectors as scatterers (500 μm thick, 128 strips/side, pitch 390 μm). Fig. 1 shows a sketch of the detector system geometry, while Fig. 2 and 3 display the $LaBr_3$ scintillator and one of the Si strip detectors, respectively. From the design simulations an angular resolution of $\leq 2^0$ (at 2-6 MeV) and a source image reconstruction efficiency of 10^{-3} -10^{-5} (at 1-5 MeV) can be expected (Fig. 4 and 5). The $LaBr_3$ crystal has been characterized with laboratory sources, resulting in a time resolution of 540 ps and a position-dependent energy resolution (best in the central region). Using a collimated ^{137}Cs source (E_γ=662 keV), the point-spread function was determined from the pixelated light distribution (exemplarily shown in Fig. 6), yielding a (preliminary and being improved by software optimization) spatial resolution of < 3mm. For the (VME-based) signal readout of the 1536 electronics channels from the silicon tracker detectors a highly-integrated electronics based on the Gassiplex ASIC chip [2] will be used.

Conclusion: The Compton camera –based approach for prompt-γ detection from nuclear interactions of therapeutic ion beams offers very promising perspectives for online range monitoring. An arrangement of several (e.g. four) camera modules could even be used in a 'γ-PET' mode to additionally detect delayed annihilation radiation from positron emitters in the irradiation interrupts, with improved performance in the presence of an additional third (prompt) γ (e.g. emitted by ^{10}C, ^{14}O). This 'γ-PET' setup allows for a source localization with as low as 40 reconstructed events.

Appendix 1

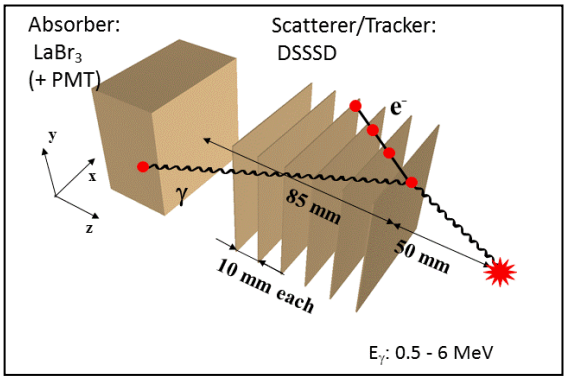


Fig.1: Sketch of the geometry of a Compton-camera module, consisting of a stack of double-sided Silicon strip detectors as trackers and a $LaBr_3$ scintillation crystal as absorber. A Compton-scattering from an incident photon is included.

Appendix 2

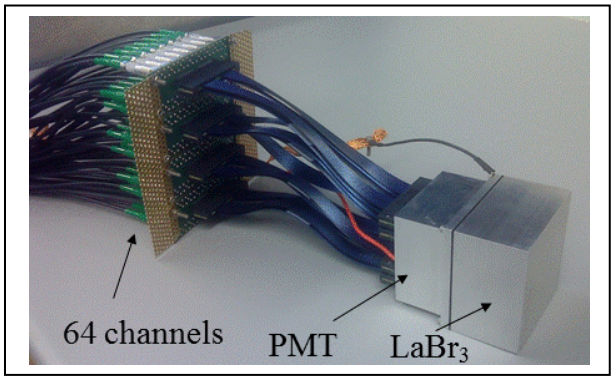


Fig. 2: Photo of the absorber crystal (fast $LaBr_3$ block crystal with position-sensitive readout by a multi-anode photomultiplier).

Appendix 3

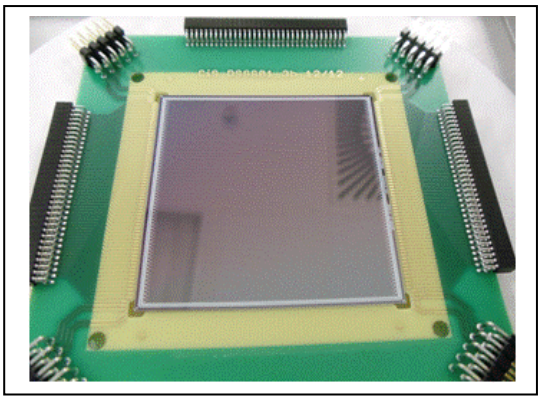


Fig. 3: Double-sided silicon strip detector (2x 128 strips) as part of the Compton camera's tracker system.

Appendix 4

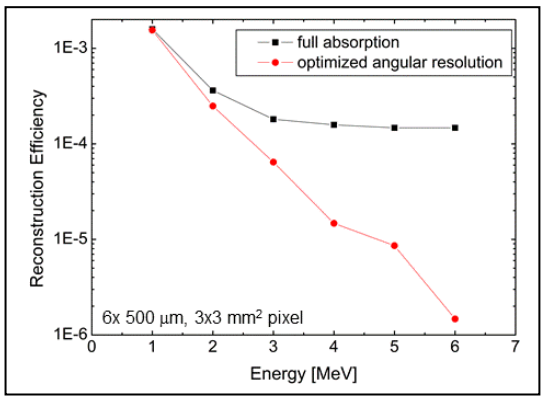


Fig. 4: Simulation results for the reconstruction efficiency of the Compton camera.

Appendix 5

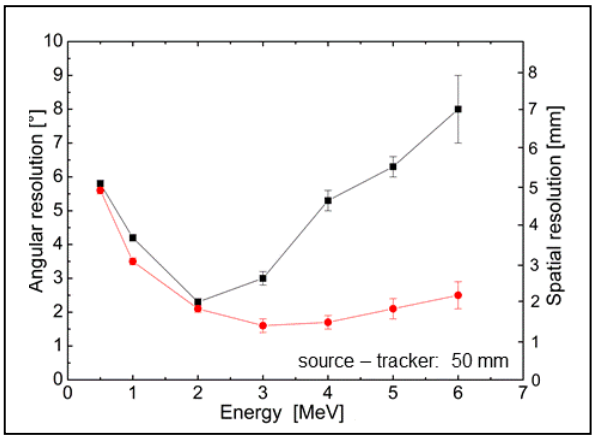


Fig. 5: Simulation results for the angular resolution achievable with the Compton camera (distance to source: 50 mm).

Appendix 6

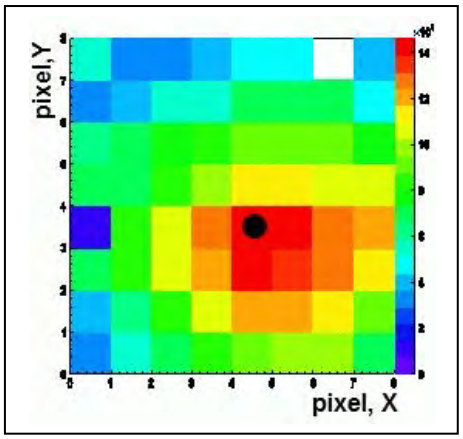


Fig. 6: Light yield distribution from a collimated ^{137}Cs source (662 keV) ,irradiating each of the 8x8 pixels (6x6 mm^2). The source position here is indicated by the black dot.

This work was supported by the DFG Cluster of Excellence MAP (Munich-Centre for Advanced Photonics).

References

[1] Zoglauer, A. et al.: MEGAlib - The Medium Energy Gamma-ray Astronomy Library, New Astron. Rev., 50, (2006) 629-632.
[2] Beusch, W. et al.: GASSIPLEX, a low noise analog signal processor for readout of gaseous detectors. Internal note, CERN-ECP/94-17, 1994.

130 Most-likely-shift method using an automated range analysis and uncertainty monitoring for PET-based *in-vivo* treatment verification in particle therapy

K. Frey[1], D. Unholtz[2,3], J. Bauer[2,3], C.H. Min[4], T. Bortfeld[5], H. Paganetti[5], K. Parodi[1,2,3]
[1]Ludwig-Maximilians Unversitaet Muenchen, Garching (bei Muenchen)
[2]Heidelberg Ion-Beam Therapy Center, Heidelberg
[3]University Clinic, Department of Radiation Oncology, Heidelberg
[4]Yonsei University, Department of Radiological Science, Wonju, Korea, Republik
[5]Massachusetts General Hospital, Department of Radiation Oncology, Boston

Introduction: The purpose of this study is the automation of the range difference calculation between particle-irradiation induced β^+-activity distributions with the so called most-likely-shift approach, and the evaluation of its reliability via the monitoring of patient-specific uncertainty factors. The utility of the new method for *in-vivo* treatment verification in the clinical routine is investigated with in-room and offline PET (positron emission tomography) images for proton and carbon ion therapy.

Material and Methods: The calculation of the range deviation is based on the shifting analysis, which minimizes the absolute difference in the distal part of two depth profiles shifted against each other [1]. A new method is proposed for automated identification of the distal region of interest for each pair of PET depth profiles resulting in the optimal shift distance. Furthermore, several uncertainty factors are calculated using additional CT (computed tomography) data. The comparison between measured PET activity distributions and predictions obtained by Monte Carlo simulations or measurements from previous treatment fractions is performed. For this purpose a total of 16 patient datasets were analyzed, which were acquired at Massachusetts General Hospital and Heidelberg Ion-Beam Therapy Center with in-room PET and offline PET/CT scanners, respectively.

Results: Calculated range differences between the compared activity distributions are reported in a two-dimensional map in beam-eye-view. The method provides results showing good agreement in the case of in-room as well as offline PET data, despite higher fluctuations due to lower statistics in offline imaging. The feasibility of the approach for detection of range deviations is shown in Fig. 1a, 1b for an exemplary patient case. Furthermore, the visualization of sources of uncertainties in the prediction of the β^+-activity and in the treatment delivery is found to support the reliability of the range analysis (Fig. 1c).

Conclusion: The new most-likely-shift approach shows robust results in analyzing the *in-vivo* range for strongly varying PET distributions caused by differing patient geometry, ion beam species, beam delivery techniques and PE imaging concepts. The additional visualization of the uncertainties contributes to the understanding of the reliability of observed range differences and the complexity in the prediction of activity distributions. The proposed method promises to offer a feasible technique for clinical routine of PET-based range verification.

Appendix 1

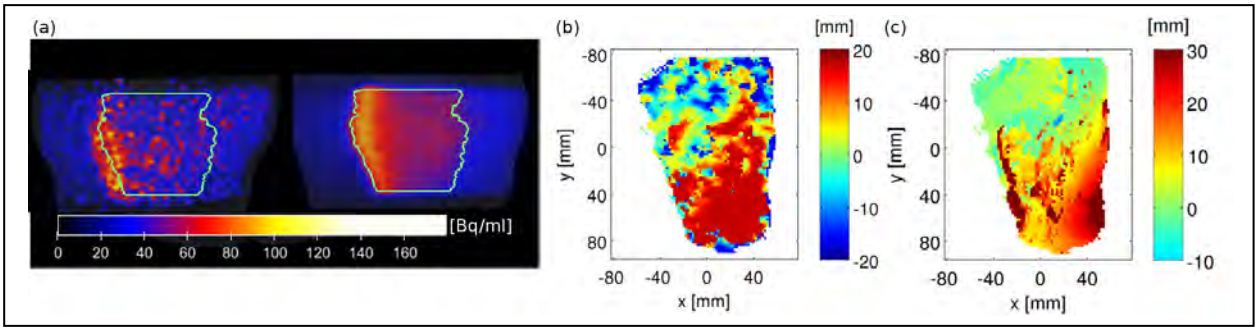


Fig.1: Exemplary results of range verification and monitoring of uncertainties for a patient case. (a) The offline measured (left) and the predicted (right) PET distribution) are visualized. The measured β^+-activity outside of the tumour, marked by the green line, indicates a (clinically uncritical) overshoot in the treatment, with the beam entering from the right side [2]. (b) The shifts resulting from the most-likely-shift comparison between the PET measurement and the prediction based on the planning CT are displayed in BEV. (c) The distribution shows the shift detected in the proximal part between the planning CT and the PET/CT, confirming the detected shift in the distal part of the activity.

Literature

[1] Knopf A *et al.* Quantitative assessment of the physical potential of proton beam range verification with PET/CT. Phys Med Biol (2008) s53, 4137-4151.
[2] Bauer J *et al.* Implementation and initial clinical experience of offline PET/CT-based verification of scanned carbon ion treatment. Radiother Oncol (2013), http://dx.doi.org/10.1016/j.radonc.2013.02.018

27. Hybridbildgebung

131 Einführungsvortrag – MR in PET/MR

N. J. Shah[1]
[1]Forschungszentrum Jülich GmbH, Institut für Neurowissenschaften und Medizin (INM-4)

132 Einführungsvortrag – PET in PET/MR

S. Ziegler[1]
[1]Technische Universität München, Klinikum rechts der Isar, Nuklearmedizinische Klinik und Poliklinik, München

Die PET-Komponente bei der PET/MR-Bildgebung stellt insbesondere bei der simultanen Datenaufnahme eine besondere technische Herausforderung dar. Neben der schon klinisch eingeführten Lawinenphotodiodentechnik gibt es neuere Sensoren, die eine Weiterentwicklung hinsichtlich PET-Charakteristik erlauben. Der Status dieser Entwicklungen wird erläutert und mögliche Ansätze ihres Einsatzes in Systemen vorgestellt. Die Quantifizierung der PET-Daten inklusive Schwächungs- und Streukorrektur ist ein weiteres wichtiges Thema, bei dem neue Ansätze verfolgt werden, um zu ähnlichen Ergebnissen wie bei der etablierten PET/CT-Technik zu kommen. MR-basierte Verfahren, die auf Segmentierung unterschiedlicher Gewebeklassen basieren, werden dargestellt und der Stand der Forschung zur Verbesserung der frühen Ansätze diskutiert. Ferner wird die Problematik des Einflusses von Spulen und anderen Komponenten auf die Quantifizieren behandelt.

133 Kombinierte Totzeit und Pileup Korrektur

C. Weirich[1], M. Gaens[1], J. Scheins[1], J. N. Shah[1], H. Herzog[1]
[1]FZ Jülich, INM-4, Jülich

Fragestellungen: Zur quantitativen PET Bildgebung sind vielfältige Korrekturen notwendig um physikalische und messtechnische Effekte auszugleichen. Somit sind neben der Schwächungs- und Scatterkorrektur auch die unterschiedlichen Kristalleffizienzen zu normalisieren, sowie Sättigungseffekte bei hoher Zählrate auszugleichen [1]. In Phantomstudien mit dem 3T MR-BrainPET [2] wurde eine dynamische Abhängigkeit der Kristalleffizenzen von der Zählrate festgestellt, die hier im Detail untersucht und korrigiert werden soll. Das Ziel ist die Bereitstellung einer dynamischen Normalisierung, die für jede PET Messung auf Grundlage der aktuellen Zählrate und Aktivitätsverteilung effizient berechnet werden soll.

Material und Methoden: Der Sättigungseffekt und die Effizienzverschiebungen bei steigender Zählrate haben sowohl die Totzeit des Detektors und der Elektronik als auch den sog. *Pulse-Pileup* als Ursache. Jedoch sind die unterschiedlichen Ursachen in ihrer Auswirkung auf den Scanner nicht eindeutig zu trennen. Es kann jedoch ein Modell abgeleitet werden, das die Zerlegung des dynamischen Effektes in eine globale, blockbasierte und kristallbasierte Komponente erlaubt. Als Referenz für die absolute Aktivität im Scanner wird die Summe der sog. *CFD-Counter* ausgewertet, die eine weitgehend von der Totzeit unbeeinflusste Schätzung für die auf den Detektor einfallenden Gammas dient. Da die *CFD-Counter* auch für jeden einzelnen Block zur Verfügung stehen, können damit auch die dynamischen Verschiebungen der Sensitivität auf dem einzelnen Block modelliert und somit korrigiert werden (Abb. 1, 2).

Ergebnisse: Die Analyse der Akquisitionsdaten eines homogenen Zylinderphantoms erlaubt die Zerlegung des dynamischen Effektes in eine globale, blockbasierte und kristallbasierte Komponente. Insbesondere bei der Anwendung der Korrektur auf nicht-symmetrische Aktivitätsverteilungen im Scanner, wird der Vorteil der Methode deutlich. Bei den gemessenen Daten konnten die Effizienzschwankungen deutlich reduziert werden (Abb. 3). Im rekonstruierten Bild können Verbesserungen der Homogenität erzielt werden, was jedoch zunächst nur auf die blockbasierte Komponente der Korrektur zurückzuführen ist. Für das MR-BrainPET sind die Ergebnisse mit 192 Blöcken, die jeweils eine Kristallmatrix von 12 x 12 LSO Kristallen besitzen, visualisiert (Abb. 4, 5).

Zusammenfassung: Durch die Kompensation der dynamischen Effekte konnte die Normalisierung der Kristalleffizienzen an die tatsächlichen Gegebenheiten angepasst werden. In den gemessenen Daten konnte die Inhomogenität der Sentitivitäten deutlich verringert werden. Auch quantitativ konnte die gemessene Zählrate korrigiert werden. Da die hier verwendete sinogrammbasierte Rekonstruktion [3] einzelne Kristallkombinationen zu Sinogrammbins zusammenfasst, soll das Verfahren bald für eine LOR basierte Rekonstruktionssoftware getestet werden [4]. Hier sind weitere verbesserungen der Bildqualität bezüglich des Rauschverhaltens zu erwarten.

Literatur

[1] R. Badawi and P. Marsden. Developments in component-based normalization for 3D PET. Phys. Med. Biol, 44(2):571–94, 1999.
[2] H. Herzog, K. Langen, C. Weirich, E. Rota Kops, J. Kaffanke, L. Tellmann, J. Scheins, I. Neuner, G. Stoffels, K. Fischer, L. Caldeira, H. Coenen, and N.J. Shah. High resolution BrainPET combined with simultaneous MRI. Nuklearmedizin, 1–9, 2011.
[3] I. Hong, S. Chung, H. Kim, Y. Kim, Y. Son, and Cho Z. Ultra fast symmetry and SIMD-based projection-backprojection (SSP) algorithm for 3-D PET image reconstruction. IEEE Trans. Med. Imag., 26(6):789–803, 2007.
[4] J. Scheins, H. Herzog, and N.J. Shah. Fully-3D PET image reconstruction using scanner-independent, adaptive projection data and highly rotation-symmetric voxel assemblies. IEEE Trans. Med. Imag., 30(3):879–92, 2011.

Anhang 1

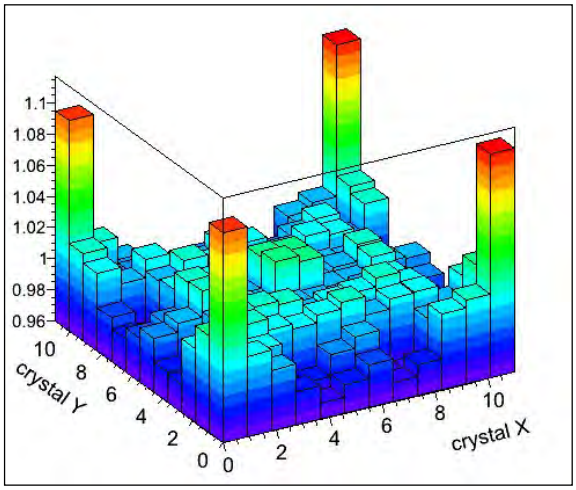


Abb 1: Blockmittelung der Sensitivität vor kristallbasierter Korrektur.

Anhang 2

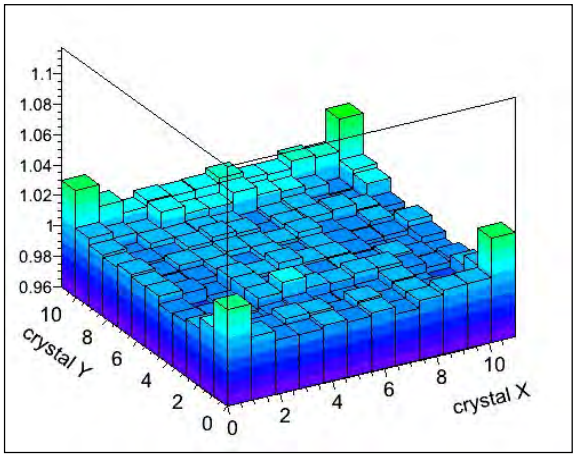


Abb 2: Blockmittelung der Sensitivität nach kristallbasierter Korrektur.

Anhang 3

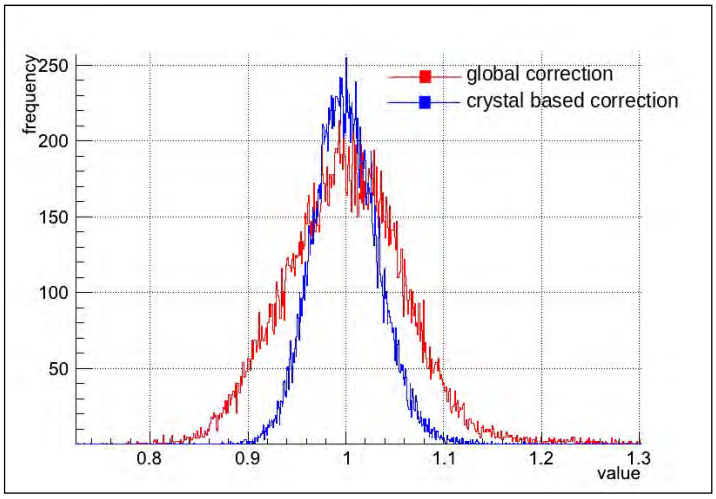


Abb 3: Verteilung der Kristallsensitivitäten vor (rot) und nach (blau) Anwendung des entwickelten Korrekturmodells.

Anhang 4

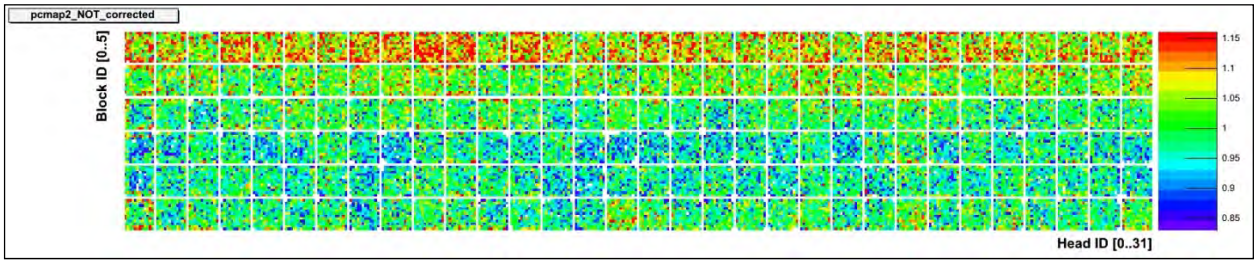


Abb 4: Detektorkarte (32 Kassetten mit 6 Blöcken mit je 12 x 12 LSO Kristallen) der Sensitivitäten vor Anwendung des entwickelten Korrekturmodells.

Anhang 5

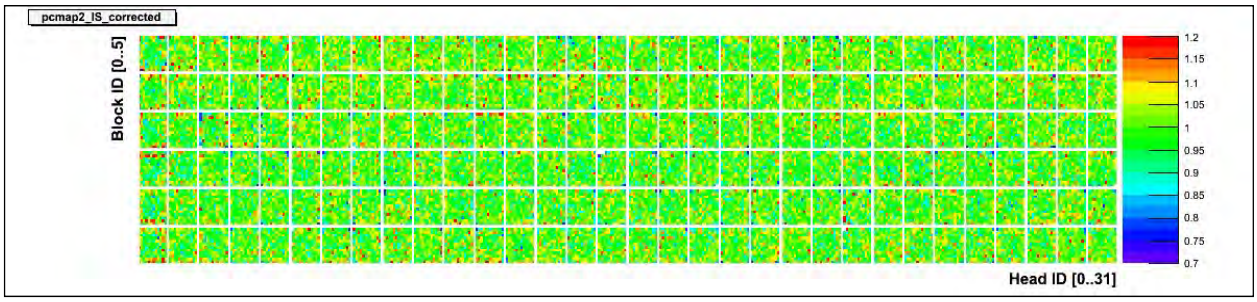


Abb 5: Detektorkarte (32 Kassetten mit 6 Blöcken mit je 12 x 12 LSO Kristallen) der Sensitivitäten nach Anwendung des entwickelten Korrekturmodells.

134 Grafikprozessorbeschleunigte Monte Carlo Simulation für die Streustrahlkorrektur des MR-BrainPET Scanners

M. Gaens[1], J. Bert[2], U. Pietrzyk[1,3], N. J. Shah[1], D. Viskivis[2]
[1]Forschungszentrum Jülich GmbH, INM-4, Jülich
[2]LaTIM, UMR1101 INSERM, CHRU Brest, Brest
[3]Universität Wuppertal, Fachbereich Mathematik und Naturwissenschaften, Wuppertal

Fragestellungen: Eine wichtige Korrekturkomponente für die Quantifizierung von PET Bildern ist eine präzise Schätzung der im Gesichtsfeld des Scanners Compton-gestreuten Annihilationsphotonen. Im Falle des Siemens MR-BrainPET ist eine präzise Streustrahlkorrektur unbedingt notwendig, um den Kontrast so zu verbessern, dass die hohe räumliche Auflösung des Gerätes ausgenutzt werden kann. Die gegenwärtig verwendete Single-Scatter Simulation [1] verwendet vereinfachende Näherungen, die zu ungenauen Ergebnissen führen können. Hier findet eine Abwägung zwischen der benötigten Rechenzeit und der Genauigkeit der Korrektur statt. In den letzten Jahren haben sich Monte Carlo Simulationen in der Nuklearmedizin als nützliches Hilfsmittel sowohl für die Entwicklung von tomographischen Systemen als auch für die Optimierung und Validierung von Korrekturverfahren und Rekonstruktionsalgorithmen etabliert. Eine physikalisch korrekte Schätzung der gestreuten Photonen mittels aktueller Monte Carlo Simulationssoftware (z.B. GATE [2]) ist jedoch noch zu zeitaufwendig, um in der klinischen Routine eingesetzt zu werden. Ziel dieser Arbeit ist es, die Simulation von PET Messungen durch die Portierung auf den Grafikprozessor soweit zu beschleunigen, dass eine präzise Streustrahlkorrektur mit klinisch vertretbarem Zeitaufwand durchgeführt werden kann.

Material und Methoden: Derzeit wird innerhalb der *OpenGATE collaboration* daran gearbeitet, die Simulationssoftware mithilfe von NVIDIAs Computing-Plattform CUDA für Grafikprozessoren (GPUs) zu implementieren. Für die Spurverfolgung der Photonen in einem voxelierten Phantom wurde bereits ein Beschleunigungsfaktor von 60 auf der GPU gegenüber der CPU Implementierung gezeigt [3]. Für realistische Resultate muss allerdings auch der Nachweis der Photonen im Detektor und die dabei stattfindenden physikalischen Prozesse, wie der Photoeffekt und der Compton-Effekt, simuliert werden. Folglich wurde die GPU Implementierung um den Detektionsprozess innerhalb der spezifischen Geometrie des BrainPET erweitert. Dafür werden die Photonen mittels eines *Raytracing*-Algorithmus vom Phantom zu den Detektorblöcken und anschließend schrittweise gemäß den Detektorabmessungen und den physikalischen Weglängen durch den Detektor verfolgt. Bei jeder Interaktion wird gemäß den physikalischen Modellen Energie an dieser Stelle im Detektor deponiert. Bei einer Compton-Streuung wird die neue Energie und Richtung gemäß der Klein-Nishina-Formel berechnet, beim Photoeffekt wird das Photon absorbiert und die komplette Energie deponiert. Die Zusammenfassung aller Interaktionen in einem Detektorkristall wird als ein vom Scanner registriertes Einzelereignis abgespeichert, sofern die Gesamtenergie innerhalb des vordefinierten Energiefensters liegt. Die Einzelereignisse werden anschließend anhand ihrer Zeitstempel zu Koinzidenzen sortiert und in einem Listmode Format gespeichert.
Die neu implementierte GPU Software wurde durch den Vergleich mit den Ergebnissen der bereits etablierten Software GATE validiert. Dafür wurden die Anzahl der physikalischen Interaktionen (Photoeffekt und Compton-Effekt) im Detektor und der Einzel- und Koinzidenzereignisse, sowie die Verteilung der Einzelereignisse im Detektorblock verglichen.

Ergebnisse: Der Beschleunigungsfaktor zwischen der GPU Implementierung und der GATE Software betrug zwischen 80 und 100. Bei der Anzahl der physikalischen Interaktionen im Detektor konnten keine Unterschiede zwischen der GPU Implementierung und der GATE Software gefunden werden. Allerdings wurde bei der Anzahl der Einzelereignisse eine Diskrepanz von ca. 1% festgestellt, die sich folglich auch auf die Anzahl der Koinzidenzereignisse auswirkte. Der Grund für diese Diskrepanz ist die Vernachlässigung von Sekundärelektronen in der GPU Implementierung. Da sich bei der räumlichen Verteilung der Einzelereignisse im Dektektorblock wiederum kein Unterschied feststellen ließ (Abb. 1), kann dies als annehmbare Vereinfachung eingestuft werden.

Zusammenfassung: Die grafikprozessorbeschleunigte Monte Carlo Software erlaubt eine schnelle und präzise Simulation von PET Studien mit dem Siemens MR-BrainPET. Durch die vielfache Beschleunigung gegenüber der aktuellen GATE Software wird es möglich, ausführliche Untersuchungen zur Verteilung der Streustrahlung durchzuführen. Desweiteren lässt sich daraus eine präzise Monte Carlo basierte Streustrahlkorrektur für den MR-BrainPET entwickeln, welche den physikalischen

Gesetzmäßigkeiten besser entspricht als die Single-Scatter Simulation und somit genauere Ergebnisse liefert.

Literatur

[1] C. C. Watson, “New, faster, image-based scatter correction for 3D PET” *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 47, no. 4, pp. 1587–1594
[2] S. Jan et al., “GATE V6: a major enhancement of the GATE simulation platform enabling modelling of CT and radiotherapy”, *Physics in medicine and biology*, vol. 56, no. 4, pp. 881–901, Feb. 2011
[3] J. Bert et al., “Hybrid GATE: A GPU/CPU implementation for imaging and therapy applications”, *2012, IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*

Anhang 1

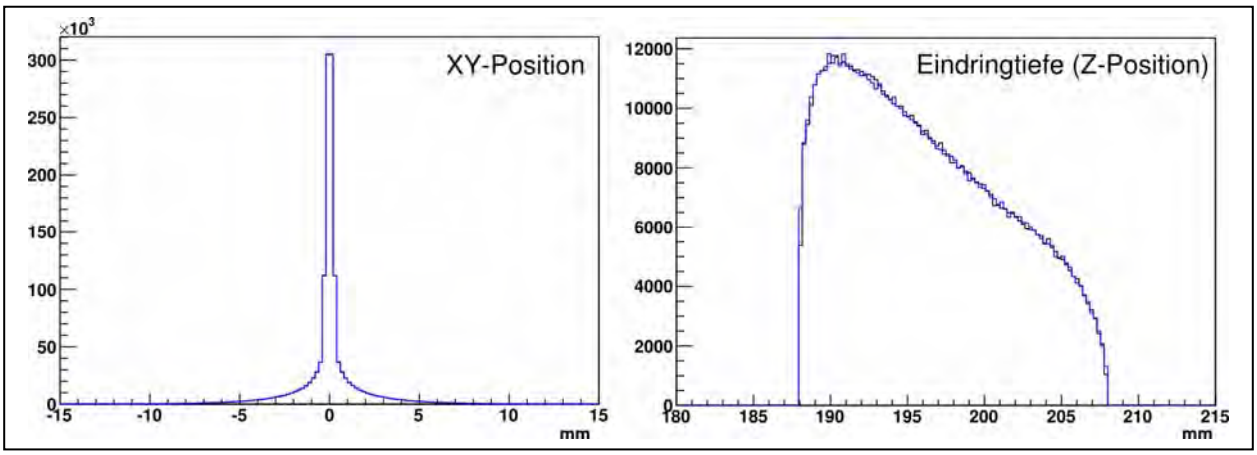


Abb.1: Räumliche Verteilung der Einzelereignisse im zentral bestrahlten Detektorblock bei der Simulation mit GATE (schwarze Linie) und der GPU Implementierung (blaue Linie). Dargestellt ist die Verteilung rund um den Auftreffpunkt in XY-Richtung (links), sowie die Eindringtiefe im Kristallblock (rechts).

135 Determination of respiratory motion for gated PET reconstruction using the Microsoft Kinect 3D camera

M. Heß[1], F. Gigengack[1], F. Büther[1], M. Dawood[1], K. Schäfers[1]
[1]European Institute for Molecular Imaging, Münster

Objectives: Breathing motion combined with elongated scanning times in positron emission tomography (PET) leads to unwanted blurring artifacts in reconstructed images. Respiratory gating is commonly used for compensating these effects [1]. Many systems provide one-dimensional respiratory signals that correspond to the motion of a single region of the torso (e.g. the widespread real-time position management, RPM, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA). The aim of this work is to present a low-cost method for obtaining a respiratory signal by using the Microsoft Kinect (3D camera system that provides color and depth images simultaneously, see Fig. 1). The method potentially allows depicting a global motion field for the whole torso. For validation purposes the method was tested in experimental settings.

Materials and Methods: To capture respiratory motion information one Kinect and no additional markers are required. Since there is a minimum working distance for the Kinect of about 50 cm, the camera cannot be placed inside the scanner bore, but only outside at an angle. For high depth measurement accuracy a calibration and a distortion correction is performed using the method proposed by Herrera et al. [2]. For a perpendicular view onto the torso (top view), a virtual camera position is calculated. The respiratory signal is obtained by taking the mean depth value in a region of interest (ROI) over all time frames. Here, the standard deviation of the measured depth in every pixel yields a measure for pixels demonstrating high motion values and is an indicator for choosing the ROI.
The proposed method was validated in two different setups: 1) The Kinect depth accuracy was investigated in an experiment with different distances and angles between the Kinect and a moving plane object. In this experiment the distance between the object and a virtual camera having a perpendicular view onto the plane was determined. 2) Additionally, the method was compared to a video and marker-based acquisition method [3]. Here, a marker was placed on the abdomen of three volunteers and observed with a video camera in eight measurements. The vertical motion of the marker was used to obtain an alternative respiratory signal.

Results: The depth accuracy experiment showed that an angle between the surface normal and the Kinect has only a minor impact: At fixed viewing angles of 36° and 63°, the error for depicting a fixed motion amplitude of 20 mm of the plane object in a distance of 60 cm was smaller than 2 mm. With increasing distance and decreasing size of the ROI, the curve quality got worse, as noise in the signal increased. High similarity was observed for the Kinect-based and video-marker-based respiratory curves. The average correlation coefficient and standard deviation for the eight data sets was r=0.95±0.04. Fig. 2 shows a typical scatter plot of a video-marker-based signal vs. a Kinect-based signal.

Conclusion: The results show that the proposed method is potentially suited for obtaining valid respiratory signals for subsequent respiratory-gated PET reconstructions. Since the region of the torso for measuring the motion is not confined to a specific marker, chances are possibly higher to obtain a valid signal compared to the video-marker-based method. Due to the markerless setup, this method might also be more convenient for patients than marker-based approaches. It is planned to determine a dense motion field for the whole torso. Using individual motion signals of different regions of the body surface might be helpful for identifying breathing motion patterns and describing the correlation between external and internal motion.

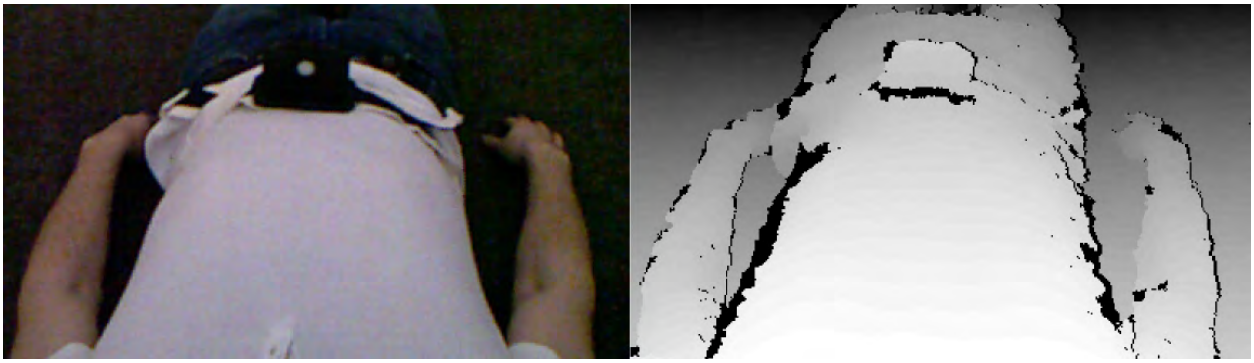


Fig.1: RGB image and corresponding grey scale depth image captured with the Microsoft Kinect

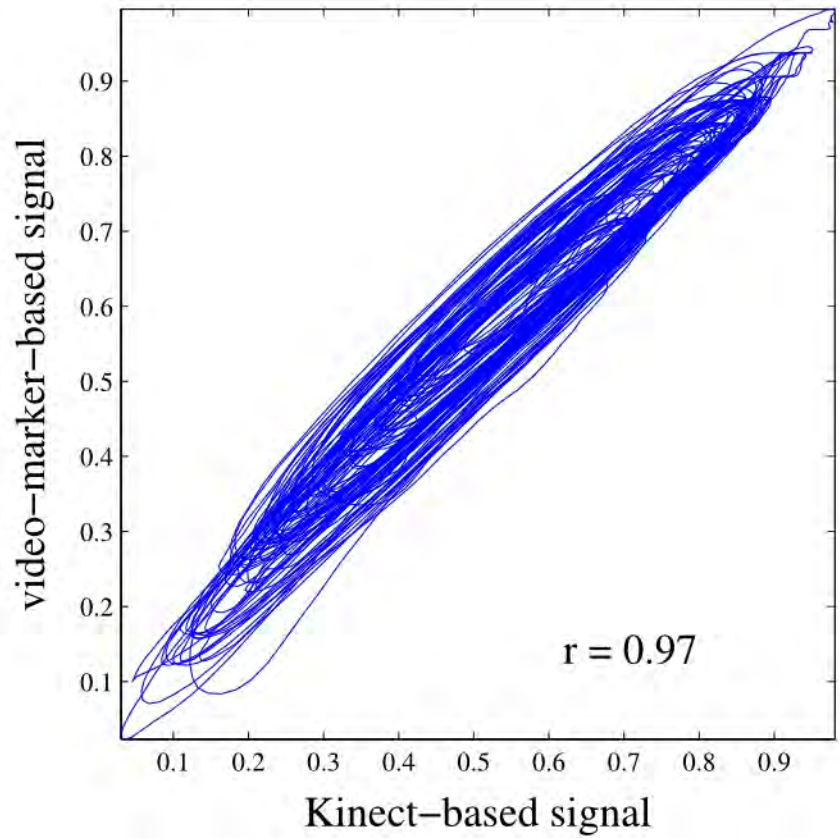


Fig.2: Typical scatter plot of video-marker-based signal vs. Kinect-based signal

References

[1] Dawood M, Büther F, Lang N, Schober O, Schäfers KP. Respiratory gating in positron emission tomography: a quantitative comparison of different gating schemes. Med Phys. 2007;34:3067-76.
[2] Herrera D C, Kannala J, Heikkil J. Joint depth and color camera calibration with distortion correction. IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell. 2012.
[3] Büther F, Ernst I, Dawood M, Kraxner P, Schäfers M, Schober O, Schäfers KP. Detection of respiratory tumour motion using intrinsic list mode-driven gating in positron emission tomography. Eur J Nucl Med Mol Imag. 2010;37(12):2315-27.

136 Generierung von Pseudo-4D-CT-Daten aus 3D-Listmode-PET-Daten mittels respiratorischem Gating und parametrischer Spline-Transformation

F. Büther[1], F. Gigengack[1], K. Schäfers[1]
[1]European Institute for Molecular Imaging, Münster

Fragestellungen: Thorakale und abdominale Zielstrukturen stellen aufgrund ihrer individuellen Atembeweglichkeit besondere Anforderungen an eine strahlentherapeutische Behandlungsplanung. Konventionelle Techniken zur Erfassung der Atembeweglichkeit umfassen beispielsweise atemaufgelöste oder -gemittelte 4D-CT. Diese Methode liefert im Allgemeinen jedoch nur Informationen über wenige Atemzyklen. In dieser Arbeit soll am Beispiel eines Thorax-Phantoms untersucht werden, ob sich respiratorisch aufgelöste 4D-PET-Daten nutzen lassen, um mittels dedizierter Registrier-Methoden Pseudo-4D-CT-Daten aus einem 3D-CT-Datensatz zu erzeugen.

Material und Methoden: Das in unserem Institut entwickelte Thorax-Phantom „Wilhelm“, das verschiedene, mit Aktivität befüllbare Organkompartimente (Lunge, Herz, Leber, Diaphragma, Tumor) aufweist und realistische Atembewegungen durchführen kann, wurde einem [^{18}F]FDG-PET/CT-Scan auf einem Siemens Biograph 16 unterzogen. Die 3D-CT wurde dabei in statischer Exspirationsphase akquiriert, der nachfolgende Listmode-PET-Scan von 10 min wurde unter laufender Atmung initiiert (4 s Atemperiode, 25 mm craniocaudale Diaphragma-Auslenkung). Nach dem Scan wurde mit einer dedizierten Rohdaten-basierten Methode aus den gemessenen Listmode-Daten ein Atemsignal für ein retrospektives, amplituden-basiertes Gating der Listmode-Daten berechnet und eingesetzt (10 Gates mit gleicher PET-Statistik) [1]. Die so erhaltenen 4D-PET-Daten wurden nicht-schwächungskorrigiert rekonstruiert, und mittels einer parametrischen Spline-Transformation der FAIR-Toolbox unter Matlab wurden die Bewegungen von Gate zu Gate registriert [2]. Nach Identifikation der 3D-CT-Atemphase mit einem Referenzgate wurden dann die bestimmten Bewegungen auf den 3D-CT-Datensatz angewandt, um einen „Pseudo-4D-CT“-Datensatz zu erhalten. Untersucht wurde, ob die in den PET-Gates sichtbare Bewegung insbesondere des eingebrachten Tumorkompartiments erfolgreich auf die Pseudo-4D-CT übertragen wurde.

Ergebnisse: Durch Einsatz der datengetriebenen Gating-Methode konnte eine valide Atemkurve aus den Listmode-Daten bestimmt werden. Diese konnte erfolgreich für eine retrospektive 4D-Rekonstruktion der PET-Listmode-Daten genutzt werden (Abb. 1; Position des Tumorkompartiments durch Pfeil angezeigt; craniocaudale Bewegung hier 25 mm). Die mittels der Registrierung geschätzten Bewegungsfelder vom Referenzgate zu den anderen Gates ließen sich in erfolgreich auf den 3D-CT-Datensatz anwenden. Die Bewegung des Tumorkompartiments zwischen Gate 1 (End-Exspiration) und Gate 10 (End-Inspiration) in den transformierten CT-Daten war identisch zu der in den ursprünglichen PET-Gates gefundenen (Abb. 2; craniocaudale Bewegung des Tumorkompartiments hier ebenfalls 25 mm). Allerdings wies die Registrierung an solchen Stellen, an denen wenig Informationen oder Kontrast in den PET-Daten vorliegt (z.B. Leber-Lunge-Kante), Schwierigkeiten auf, die korrekte Bewegung zu schätzen.

Zusammenfassung: Respiratorische Organbewegungen konnten mit Hilfe des vorgeschlagenen Gating- und Registrieralgorithmus sicher aufgelöst, erkannt und auf 3D-CT-Daten übertragen werden. Probleme, insbesondere an Stellen, an denen in den PET-Bildern wenige Bewegungsinformationen vorliegen, sollen im Weiteren durch geeignete Regularisierungen während der Registrierung minimiert werden. Letztlich soll die Bedeutung der Methode für die Berücksichtigung von Atembewegungen bei Hochpräzisionsbestrahlungen von Patienten untersucht werden.

Literatur

[1] Büther F, Ernst I, Dawood M, Kraxner P, Schäfers M, Schober O, Schäfers KP. Detection of respiratory tumour motion using intrinsic list mode-driven gating in positron emission tomography. European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging 2010;37: 2315-2327.
[2] Modersitzki, J. FAIR: Flexible Algorithms for Image Registration. Vol. 6. Society for Industrial and Applied Mathematics, 2009.

Anhang 1

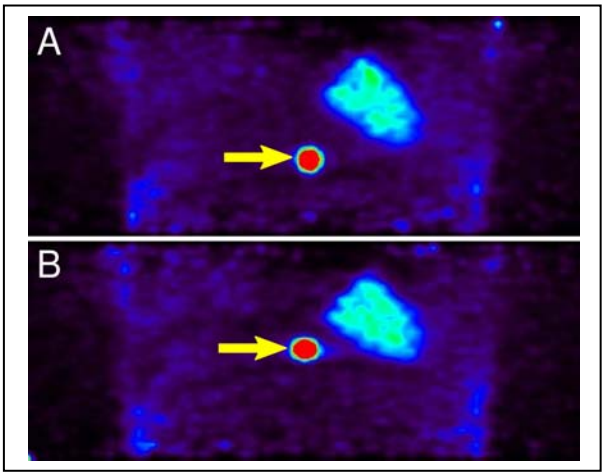


Abb.1: PET-Gate 1 (A) und 10 (B).

Anhang 2

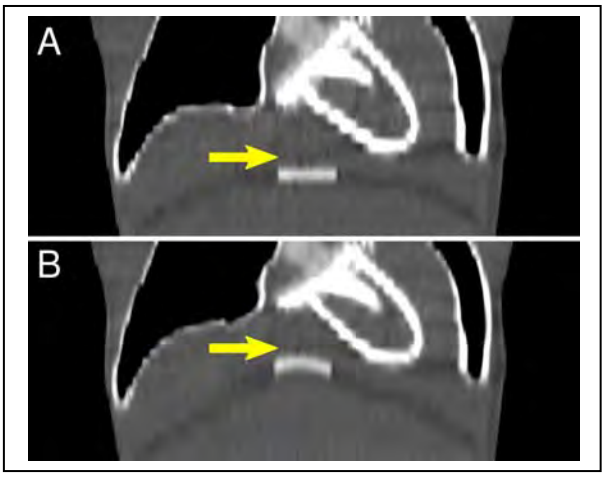


Abb.2: Pseudo-4D-CT in Exsp. (A) und Insp. (B).

137 Spatial resolution of PET – determination of recovery coefficients depending on the object and the region of interest size

F. Molina-Duran[1,2], G. Glatting[1]
[1]Universitätsmedizin Mannheim Medizinische Fakultät Mannheim der Universität Heidelberg, Medizinische Strahlenphysik/Strahlenschutz, Mannheim
[2]Universitätsmedizin Mannheim Medizinische Fakultät Mannheim der Universität Heidelberg , Medical Radiation Physics/Radiation Protection, Mannheim

Fragestellungen: The spatial resolution of a PET/CT system was analyzed for two reconstruction algorithms OSEM and OSEM- time of flight (TOF) based on recovery coefficients considering the region of interest and the object size. The results were compared to those obtained with the NEMA NU 2-2007 standard for the determination of spatial resolution of PET systems.

Material und Methoden: For the measurements a cylinder phantom with 6 inserted cylinders in warm background was used. The cylinders with diameters from 2.7 to 19.9 mm and wall thicknesses of 1.6±0.4 mm were filled with an ^{18}F solution and placed in a self-made adaptation of an Ultra Deluxe Jaszczak Phantom. The ratio of cylinder to background activity concentration was 4:1. The background activity concentration was 5 kBq/ml. The cylinders were positioned on a circle with 8 cm radius and were scanned for 5 min in a Biograph mCT (Siemens) PET/CT system. The images were reconstructed with OSEM and OSEM-TOF, each with 3 iterations, 24 and 21 subsets, respectively, matrix size 400 by 400 (pixels size 2.04 mm, slice thickness 5 mm), applying non-filter and Gaussian filter of 3, 5 and 10 mm full width at half maximum (FWHM). The analysis was done for regions of interest (ROI) of 2x2 and 3x3 pixels centred in the cylinders in five consecutive planes. The spatial resolution of the imaging system was calculated by fitting the obtained activities using a mathematical model taking into account the cylinder radius and its wall thickness, the background activity, the ROI size and the FWHM of the system. The results were compared with the spatial resolution obtained following the NEMA protocol NU-2-2007, which was measured with nine point sources, i.e. capillary tubes of approximately 1.0 mm diameter in air. They were distributed along the axis at 1, 5, 10, 15 and 20 cm in vertical direction and at 5, 10, 15 and 20 cm in horizontal direction. The point sources were positioned at the centre and at 1/4 of the axial FOV. For both positions the scan duration was 15 min, ^{18}F with an activity concentration of 3 GBq/ml yielded $7x10^8$ true and $3x10^7$ random events (< 5% randoms). The image series were reconstructed according to the NEMA standard, i.e. using filtered back projection, a matrix size of 400x400 and without applying any post processing filter.

Ergebnisse: The used mathematical model is able to fit the experimental data. The image resolution for the different Gaussian filters does not show significant differences between OSEM and OSEM-TOF. Using a Gaussian filter of 5 mm FWHM the spatial resolution is approximately 1.5 times larger than when using a 3 mm FWHM filter (e.g. OSEM-TOF 3x3: 5.6±0.6 mm FWHM and 4.8±0.5 mm FWHM, respectively). For a Gaussian filter with 10 mm FWHM the resolution is doubled compared to 3 mm FWHM (e.g. OSEM-TOF 2x2: 9.9±1.2 mm FWHM and 4.8±0.6 mm FWHM, respectively). The spatial resolution interpolated to 8 cm distance from the centre according to the NEMA protocol is 4.8±0.3 mm in tangential direction and 5.0±0.3 mm in radial direction. Without additional filtering the predicted spatial resolution of the system was: OSEM 2x2: 4.9±0.3 mm, OSEM 3x3: 4.7±0.5 mm, OSEM-TOF 2x2: 4.8±0.6 mm and OSEM-TOF 3x3: 4.8±0.5 mm.

Schlussfolgerungen Using the developed mathematical model it was possible to determine the FWHM of the imaging system depending on the specific conditions of the diameter of the cylinder and the reconstruction parameters. The suggested model was able to reproduce the spatial resolution of the system, as obtained using the NEMA protocol NU-2-2007. Taking into account that the NEMA protocol does not cover the clinical situation of warm background and required a high activity concentration, this method can be used as an approach with a realistic activity distribution to determine the spatial resolution of system in tangential and radial direction.

Literatur

[1] Hoffman E J, Huang S C and Phelps M E Quantitation in positron emission computed tomography: 1. Effect of object size J Comput Assist Tomogr 1979; 3: 299-308.
[2] Brix G, Bellemann M E, Hauser H and Doll J [Recovery coefficients for the quantification of the arterial input functions from dynamic PET measurements: experimental and theoretical determination] Nuklearmedizin 2002; 41: 184-90.

[3] Prieto E, Marti-Climent J M, Arbizu J, Garrastachu P, Dominguez I, Quincoces G, Garcia-Velloso M J, Lecumberri P, Gomez-Fernandez M and Richter J A Evaluation of spatial resolution of a PET scanner through the simulation and experimental measurement of the recovery coefficient Comput Biol Med 2010; 40: 75-80

Anhang 1

	OSEM 2x2	OSEM 3x3	OSEM-TOF 2x2	OSEM-TOF 3x3
Gauss-filter	**FWHM [mm]**	**FWHM [mm]**	**FWHM [mm]**	**FWHM [mm]**
G0	4.5±0.3	4.7±0.5	4.8±0.6	4.8±0.5
G3	4.9±0.4	5.3±0.5	5.3±0.6	5.6±0.6
G5	6.3±0.5	6.5±0.6	6.6±0.7	6.8±0.7
G10	9.4±1.0	9.6±1.2	9.9±1.2	10.2±1.4

Tab. 1: Spatial resolution obtained taking into a count the ROI size and the cylinders thickness

138 Exakte Korrelation von [^{18}F]-fluoro-2-deoxy-D-glucose [FDG] PET/CT Schichten und histo-pathologischen Großflächenschnitten an Plattenepithel-Karzinomen des Unterkiefers

S. Kerschbaumer[1], M. Pau[2], C. Gstettner[1], A. Beham[3], R. Aigner[1]
[1]Medizinische Universität Graz, Abteilung für Nuklearmedizin, Graz, Österreich
[2]Medizinische Universität Graz, Abteilung für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Graz, Österreich
[3]Medizinische Universität Graz, Institut für Pathologie, Graz, Österreich

Fragestellungen: Für die chirurgische Sanierung von Plattenepithel-Karzinomen im Bereich des Unterkieferknochens ist die präoperative nuklearmedizinische Bildgebung wesentlich für das Auffinden der funktionellen Tumorgrenzen und folglich für die genaue Planung des Eingriffes essentiell [1,2]. Zwischen dem Tumor und dem tatsächlichen Resektionsrand ist ein Sicherheitsabstand von zumindest 8 bis 10mm erforderlich [3]. Ziel dieser Machbarkeitsstudie war die Entwicklung einer Methodik zur exakten Überlagerung von einer PET/CT-Schichte zum äquivalenten histo-pathologischen Großflächenschnitt, um damit auf Basis präoperativer PET/CT-Bildgebung weitere Erkenntnisse für das Festlegen der Tumorgrenzen und damit eine präzise Planung der chirurgischen Schnittführung zu ermöglichen.

Material und Methoden: Vier Patienten – drei Primärtumore und ein Lokalrezidiv mit histologisch gesichertem Plattenepithel-Karzinom - wurden präoperativ mit einem [$_{18}$F]-fluoro-2-deoxy-D-glucose [FDG] PET/CT (Discovery ST, GE Medical Systems, WS, U.S.) untersucht. Die Untersuchung erfolgte nüchtern nach Prüfung des Blut-Glukosespiegels (<130mg/dl) durch Injektion von 4.5MBq/kg Körpergewicht nach 60±5 Minuten Ruhezeit, wobei die Patienten angehalten wurden möglichst nicht zu sprechen oder zu kauen. Das CT erfolgte nativ über die Region mit 220mAs und 140kV (3.75mm Schichtdicke, Pitch 1.75, Table-Speed 17.5mm pro Rotation, Rotationszeit 0.8s). Dieses wurde auch für die Schwächungskorrektur verwendet. Die PET Aufnahme erfolgte im 3D Modus mit 2 Minuten pro PET-Position (Schichtdicke 3.27mm, 128x128 Matrix, 2 Iterationen, 21 Subsets, Postfilter mit 6mm FWHM). Die Auswertung erfolge auf einer Xeleris Workstation (GE Medical Systems). Die Registrierung der Bild-Komponenten wurde für jeden Patienten geprüft und ggf. korrigiert. Mit Hilfe einer 3D-Fräse (Endoplan Modellfräse, Fa. MEK, Kiel, Deutschland) basierend auf den CT-Daten wurde ein 1:1 Modell (Polyurethan) des Patientenschädels angefertigt [5]. Die histo-pathologische Aufbereitung des operierten Resektates erfolgt nach klassischen Methoden durch Fixierung in Formalin, anschließender Entkalkung und schließlich Verguss in Paraffin. Mit Hilfe einer plastischen Klebe-Masse wird das Präparat originalgetreu in das Modell des Unterkiefers eingepasst und die Schnitteben entlang einer definierten CT-Schichte bestimmt. Mit einer lasergesteuerten Diamantsäge wird das Präparat nun entlang dieser definierten Schicht geschnitten. Mit einem Mikrotom wurde eine Probe für das Mikroskop angefertigt, präpariert (Färbung mit Hämatoxylin-Eosin) und mit Hilfe einer Rasterung am Deckglas (2x2mm) analysiert. Dabei wurde die im Licht-Mikroskop (Vergrößerung bis 200) abgeschätzte Flächendichte der Tumorzellen in Prozent manuell ermittelt und mit dem Uptake (SUV) an derselben Stelle verglichen (vgl. dazu [5-7]).

Ergebnisse: Die entwickelte Methode ermöglicht die Korrelation zwischen funktioneller Bildgebung und histo-pathologischem Präparat. Speziell durch die Struktur des Unterkieferknochens entfällt hier weitgehend die geometrische Unsicherheit durch Schrumpfung oder Deformation des Gewebes durch die Fixierung (vgl. dazu [8]). Im Falle einer vollständigen tumorbedingten Osteolyse des Knochens, kann es allerdings auch hier zu Verschiebungen der beiden verbleibenden Knochenäste im Präparat kommen. Aufgrund dieser Knochenstruktur im Vergleich zum CT kann dieser Fehlereinfluss wiederum vermieden bzw. korrigiert werden. Die Überlagerung zwischen den einzelnen Ansichten: PET/CT – makroskopisches Präparat – histo-pathologischer Schnitt – Tumorzellen Raster (siehe Abb. 1) – erfolgt somit relativ zum CT-Schichtbild. Die geometrische Überlagerung für die gewählte Schicht kann aufgrund der deutlichen Sichtbarkeit im PET/CT-Bild im Bereich kleiner einem halben Millimeter genau justiert werden. Die Limitation der Methode ist folglich durch die Größe der Rasterung und der Genauigkeit zur Bestimmung der Tumorzellen abhängig (siehe auch [4]). In der Praxis zeigt sich der Aufwand für eine derartige Präparation und Auswertung sehr aufwändig und lässt sich nur schwer automatisieren. Die CT Bildgebung alleine ist aufgrund des geringen Weichteilkontrastes und häufiger Artefakte u.a. durch Metallfüllungen weder für das Auffinden der Tumorgrenzen, noch für eine Verlaufskontrolle hinreichend geeignet (siehe dazu [2, 5]).
Bei drei der Patienten (Tumor mit 46mm, 26mm und 23mm Längsausdehnung) zeigen sich im Mikroskop über dem zentralen Tumorbereich nahezu 100% Tumorzellen, die in den Randbereichen rasch gegen 0% gehen. Diese Tumore zeigen sich in der PET Bildgebung kompakt und homogen und bilden sich durch einen gleichförmigen und scharf abgrenzbaren malignen Knoten mit hohem relativem Uptake ab

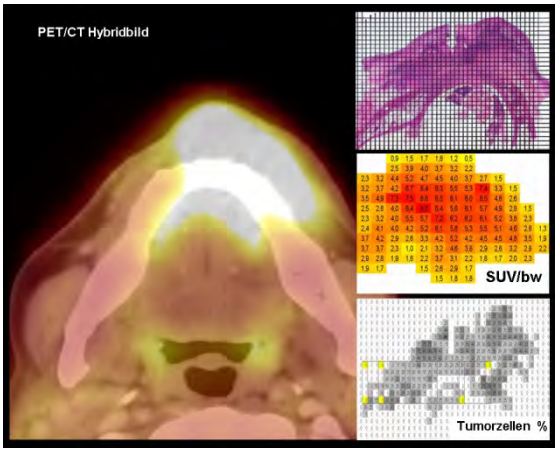
(SUV/max-bw = 24). Der vierte Patient zeigt ein Lokalrezidiv mit einer Längsausdehnung von 7cm, der sich im Unterschied von den zuvor beschriebenen Erkennungsmustern (Pattern) in der PET Bildgebung deutlich inhomogen abbildet und einen vergleichsweise geringeren Uptake (SUV/max-bw = 8) zeigt. Die mikroskopische Analyse zeigt hier eine andersgeartete Tumor-Architektur mit einem differenzierterem Charakter. In einzelnen wenigen und kleinen Bereichen ist eine hohe Konzentration von Tumorzellen sichtbar (>90%). Über weite Bereiche zeigen sich etwa 30% Tumorzellen (zwischen 25 und 35%), was auffällig mit dem gemessenen Uptake korreliert. Darüber hinaus gibt es Areale, die keine Tumorzellen (0%) enthalten, welche jedoch einen deutlichen Uptake (SUV/max-bw = 6) im PET zeigen. Diese FDG aktiven Areale waren einerseits Bereiche mit einer deutlich erkennbaren Zahl von Entzündungszellen. Andererseits zeigte die angrenzende Mundbodenmuskulatur deutlichen Uptake durch Muskelaktivität, welche bei diesem Patienten durch ein trockenes Mundgefühl während der Ruhezeit vor der PET-Untersuchung verursacht wurde.

Zusammenfassung: Die entwickelte Methode ist ein Meilenstein für die Genauigkeit der geometrischen Korrelation zwischen funktioneller Bildgebung und ausgedehnten histo-pathologischen Präparaten. Am Beispiel von vier Patienten wurde demonstriert, dass dies mit Hilfe der gezeigten Arbeitsschritte sowohl Erkenntnisse für die PET/CT Bildgebung (z.B.: Pattern-Erkennung, Tumor-Architektur), als auch zu klinisch relevanten Ergebnissen beitragen kann. Allerdings ist die Methode sehr aufwändig, sodass sie als Routineverfahren für die klinische Behandlung nicht anwendbar ist. Das hier gewonnene Ergebnis beschreibt die erarbeitete methodische Vorgehensweise und lässt derzeit noch keine Schlüsse auf Basis der PET/CT Bildgebung zu. Dazu müssen sich die Untersuchungen zukünftig auf eine höhere Zahl von Probanden stützen.

Literatur

[1] Daisne J.-F; Duprez T; Weynand B et. al. (2004): Tumor Volume in Pharyngolaryngeal Squamous Cell Carcinoma: Comparison at CT, MR Imaging, and FDG PET and Validation with Surgical Specimen. In Radiology 233 (1), pp. 93–100.
[2] Feichtinger M; Pau M; Zemann W; Aigner; Kärcher H (2010): Intraoperative control of resection margins in advanced head and neck cancer using a 3D-navigation system based on PET/CT image fusion. In Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery 38 (8), pp. 589–594.
[3] Johnson, R. et al (1997): Quantification of surgical margin shrinkage in the oral cavity. In Head and Neck, pp. 281–286.
[4] Santler G, Kaiblinger W. Kärcher H. Kern R. Rienmüller R.: Maß- und Übertragungsgenauigkeit der 3D-Fräse System Endoplan. In Z Stomatol 93: 1996 (93), pp. 173–178.
[5] Burri R; Rangaswamy B; Kostakoglu L; Hoch B et. al. (2008): Correlation of Positron Emission Tomography Standard Uptake Value and Pathologic Specimen Size in Cancer of the Head and Neck. In International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics 71 (3), pp. 682–688.
[6] Kohlfürst S.; Markitz M.; Raunik W.; Eckel H.; Kresnik, E.; Hausegger, K. et al. (2009): Positronen-Emissionstomografie (PET) und PET/CT bei Kopf-Hals-Tumoren – ein Vorschlag für einen interdisziplinären Konsensus. In Laryngo-Rhino-Otol 88 (02), pp. 84–90.
[7] Pentenero M; Cistaro A; Brusa M et al. (2008): Accuracy of 18F-FDG-PET/CT for staging of oral squamous cell carcinoma. In Head Neck 30 (11), pp. 1488–1496.
[8] Stroom J; Blaauwgeers H; Baardwijk A et al. (2007): Feasibility of Pathology-Correlated Lung Imaging for Accurate Target Definition of Lung Tumors. In International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics 69 (1), pp. 267–275.

Anhang 1



28. Dosimetrie – Grundlagen und Brachytherapie

139 Einführungsvortrag – Dosimetrie in der Brachytherapie – Was gibt es Neues?

T. W. Kaulich, U. Quast, F. Hensley[1]
[1]Universitätsklinik für Radioonkologie, Abteilung für Medizinische Physik, Tübingen

140 Evaluation of a novel digital holographic interferometer for dosimetry of high dose rate brachytherapy sources

A. Cavan[1], J. Meyer[2]
[1]University of Canterbury, Physics and Astronomy, Christchurch, Neuseeland
[2]University of Washington Medical Center, Radiation Oncology, Seattle, USA

Introduction: The purpose of this work is to characterize and evaluate the use of a novel digital holographic interferometry (DHI) approach to determining dose from a high dose rate (HDR) brachytherapy source. The use of the optical technique of DHI for radiation dosimetry is based on the concept of calorimetry: exploiting the temperature increase caused by radiation deposition in a water sample. An optical interferometer can be used to detect the subsequent changes in refractive index of the water. Following digital image processing, the detector outputs a time series of 2D temperature maps of the irradiated region of the water sample. Mathematical conversion via the calorimetric equation [1] results in the determination of spatial distribution of the absorbed dose to water.

Methods and Materials: A prototype detector (Fig 1) was designed and constructed, based on a lensless Fourier Transform digital holography arrangement [2], utilizing a 1.3 Megapixel CMOS camera as a sensor. This detector was applied to the determination of dose in the region immediately adjacent (<1 cm) to an Ir-192 brachytherapy source (Fig 2). Results were compared to data modeled in the Brachyvision commercial treatment planning system.

Results: Initial results have demonstrated the ability of the prototype DHI detector to detect the miniscule temperature changes arising from irradiation by the HDR source to about 100 Gy adjacent to the source applicator and 15 Gy at 1 cm (Fig 3). Dose profiles and contour plots show agreement between the measured DHI results and modeled dose distributions. External environmental influences on the detector including vibrations, air flow and temperature fluctuations degraded the results somewhat but are isolatable in the future. Blurring of the measured dose distribution by heat diffusion during the measurement period has been characterized, and can be modeled and accounted for. The detection accuracy of the prototype is currently limited by these external factors to a noise floor of ~±8.4x10-4 °C corresponding to a standard deviation of ~±3.5 Gy.

Conclusion: DHI has been shown to be a viable technique for determination of dose distributions of an HDR source. The DHI detector directly measures the absorbed dose to water with an intrinsically high spatial resolution. The measured dose is independent of radiation type, energy and dose rate and has a high dynamic range, which allows for the successful application of DHI to dosimetry of the conventionally difficult to measure high dose gradient region near the source. Ongoing evaluation of the DHI detector capabilities may allow for future use in experimental validation of this near-source region, interface dosimetry and other high dose rate applications with high spatial modulation, such as microbeam radiotherapy (MRT).

References

[1] Ross, C. K and Klassen, N. V., “Water calorimetry for radiation dosimetry,” Phys.Med.Biol.41 1-29 (1996)
[2] Hossain, M. M., Mehta, D. S. and Shakher, C., “Refractive index determination an application of lensless Fourier digital holography,” Optical Engineering 45, 106203, (2006).

Anhang 1

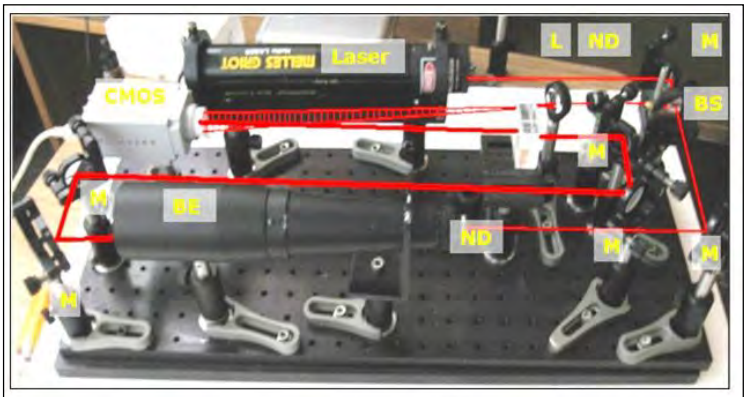


Fig.1: *DHI detector with laser path marked in red (L = lens, ND = neutral density filter, M = mirror, BE = beam expander)*

Anhang 2

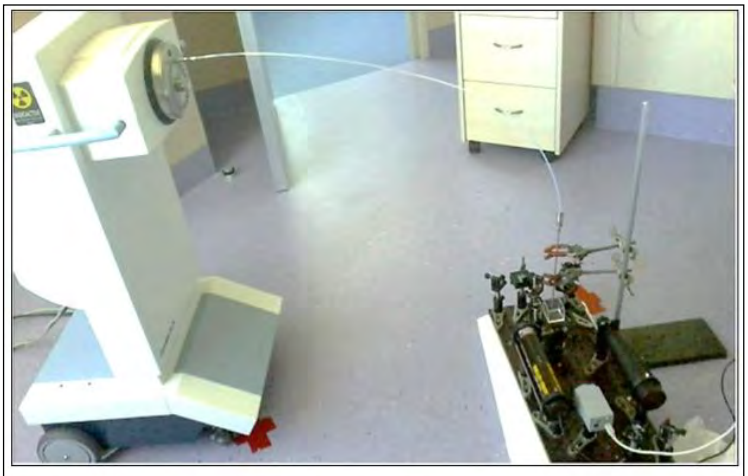


Fig.2: *Experimental set-up of the Brachytherapy source and the DHI detector.*

Anhang 3

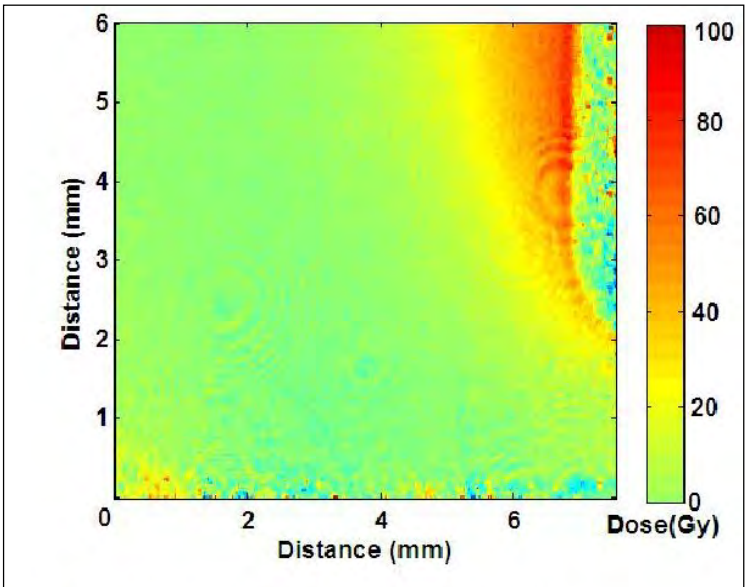


Fig.3: *Measured dose distribution (source applicator visible on upper right).*

141 Bestimmung der Kenn-Wasser-Energiedosisleistung von HDR-Afterloading-Strahlern via Ionisationskammermessung im Krieger-Phantom

F. Ubrich[1], J. Wulff[2], R. Engenhart-Cabillic[1], K. Zink[3]
[1]Univeristätsklinikum Gießen und Marburg, Klinik für Strahlentherapie, Marburg
[2]Varian Medical Systems, Particle Therapy GmbH, Bergisch-Gladbach
[3]Technische Hochschule Mittelhessen (THM), Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz (IMPS), Gießen

Einleitung: Ein wichtiger Schritt für der Genauigkeit der Dosisbestimmung in der Strahlentherapie war die Einführung der Größe der absorbierten Wasser-Energiedosis D_w. Im Gegensatz zur Teletherapie in der alle Dosimetrieprotokolle auf D_w basieren [1, 2], basiert die Brachytherapie noch immer auf dem Konzept der Luftkerma. Daher werden aktuell noch alle High-Dose-Rate-(HDR)-Quellen in der Größe der Kenn-Luftkermaleistung $K_{a,100}$ spezifiziert [3-5]. In den letzten Jahren wurden jedoch im Rahmen eines europäischen Forschungsprojektes (EMRP) [6] Primärstandards für die Größe der Wasser-Energiedosis D_w für HDR-Quellen entwickelt. Es ist davon auszugehen, dass in naher Zukunft brachytherapeutische Photonenquellen in der Größe der Kenn-Wasser-Energiedosisleistung $D_{w,1}$ spezifiziert werden. Damit der Anwender in der Klinik weiterhin die Bestimmung der Quellenstärke vornehmen kann, ist das übliche zylindrische, aus PMMA bestehende Krieger-Phantom [7, 8] inklusive Kompaktionisationskammer oder eine Schachtionisationskammer zur Anzeige der neuen Größe $D_{w,1}$ zu kalibrieren. Alternativ hierzu könnte $D_{w,1}$ mittels Krieger-Phantom und üblicher im ^{60}Co-Strahl zur Anzeige der Wasser-Energiedosis kalibrierter Kompaktionisationskammer erfolgen. Die hierzu notwendige Korrektion wird in der vorliegenden Arbeit für eine ^{60}Co-HDR-Quelle sowie für vier verschiedene ^{192}Ir-HDR-Quellen jeweils für drei verschiedene Ionisationskammertypen mit Hilfe von Monte-Carlo Simulationen bestimmt.

Material und Methoden: Die neue Quellenspezifikationsgröße der Kenn-Wasser-Energiedosis-leistung $D_{w,1}$ in einem Abstand von 1 cm zum Quellenschwerpunkt sowie orthogonal zur Längsachse des Strahlers ergibt sich bei einer Messung im Krieger-Phantom mit einer Kompaktionisationskammer wie folgt:

$$\dot{D}_{w,1} = M_{PMMA} \cdot N_{Dw} \cdot k_{tot} \tag{1}$$

Hierbei ist M_{PMMA} die pro Zeitintervall in der Ionisationskammer gesammelte Ladung korrigiert um Druck und Temperatur sowie um Polaritäts- als auch Rekombinationseffekte. N_{Dw} stellt den Wasser-Energiedosis-Kalibrierfaktor der Ionisationskammer für die Bezugsstrahlenqualität ^{60}Co dar. Der globale Korrektionsfaktor k_{tot} ermöglicht die Konvertierung des Messwertes im Kriegerphantom in die Kenn-Wasser-Energiedosisleistung $D_{w,1}$. Dieser von der Quellen-, Ionisationskammer-, und Phantomgeometrie sowie von dem eingesetzten Radionuklid abhängige globale Korrektionsfaktor k_{tot} ergibt sich demnach wie folgt:

$$k_{tot} = \frac{D_{w,1}}{M_{PMMA}} \cdot N_{D_w}^{-1} \tag{2}$$

Für die Monte-Carlo Simulationen zur Bestimmung des globalen Korrektionsfaktors k_{tot} wurde das EGSnrc Programmpaket (V4-r2-3-1) verwendet [9]. Hierbei kam die Anwendung egs_chamber der C++ Klassenbibliothek [10-12] zum Einsatz. Die Abschneideenergien für die Partikelerzeugung und Transport wurden auf AE=ECUT=516 keV für Elektronen und AP=PCUT=1 keV für Photonen gesetzt. Neben den EGSnrc Standardeinstellungen wurden die XCOM Photonen-Wirkungsquerschnitte, die NIST Bremstrahlungs-Wirkungsquerschnitte, die Simulation der Rayleigh-Streuung sowie der unelastischen Elektronenstoß an inneren Schalen unter Berücksichtigung der Bindungsenergie des Stoßpartners verwendet. Zunächst wurden Modelle der Kompaktionisationskammern PTW 30015 (1 cm^3), PTW 30016 (0,3 cm^3) und PTW 31010 (0,125 cm^3) erstellt [13, 14] (Abb.1). Der Kammerstiel wurde dabei in einer vereinfachten Form ausgeführt. Das sensitive Messvolumen, die Mittelelektrode, die Schutzelektrode und die Kammerwand wurden detailliert nach den Angaben des Herstellers modelliert. Die Modelle der HDR-Strahler wurden bezüglich des radioaktiven Kerns und der Kapselung entsprechend den Angaben der Literatur erstellt (Abb. 2, Tab. 1). Die totale Länge von Quelle und Kabel wurde für jedes Modell auf 60 mm begrenzt. Für alle ^{192}Ir-Quellen wurde das Photonen-Emissionsspektrum von Duchemin and Coursol [24] eingesetzt. Bei der ^{60}Co-Quelle wurde ein diskretes Linienspektrum mit den Energien 1,173

und 1,333 MeV verwendet. Das "Auswürfeln" der Flugrichtung und des Startpunktes der Photonen innerhalb des radioaktiven Kerns erfolgte isotrop.

Anhang 1

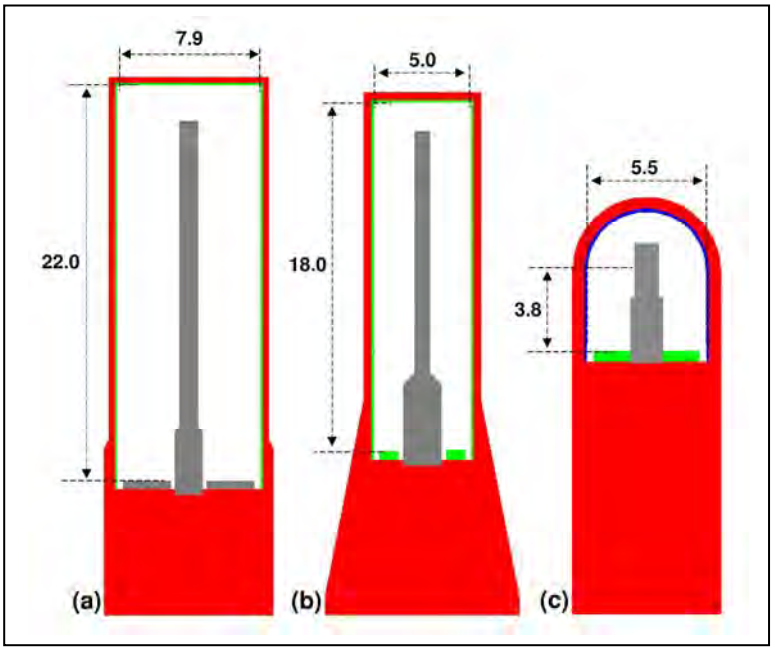


Abb. 1: Längsschnitte durch die Modelle der Kompaktionisationskammern. (a) PTW 30015 (1 cm^3); (b) PTW 30016 (0,3 cm^3); (c) PTW 31010 (0,125 cm^3). rot: Polymethylmethacrylat (PMMA) (1,19 g/cm^3), grau: Aluminium (2,69 g/cm^3), weiß (innerhalb): Luft (0,001204 g/cm^3), grün: Graphit (1,85 g/cm^3), blau: Graphit (0,82 g/cm^3). Alle Dimensionen in mm.

Anhang 2

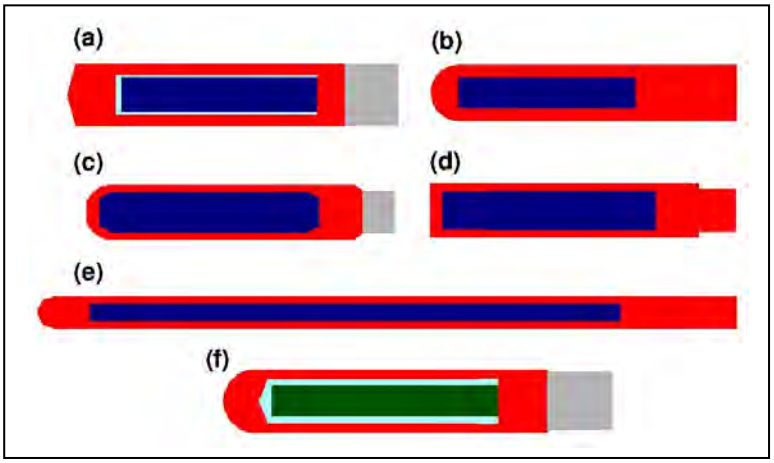


Abb. 2: Schematische Darstellung der in dieser Arbeit verwendeten HDR-Afterloading-Quellen. (a) GammaMed 12i, (b) Nucletron μSelctron V1 (classic), (c) Nucletron μSelectron V2, (d) Nucletron μSelectron V2 vereinfacht, (e) Varian VariSource Classic, (f) Bebig Co0.A86. Der radioaktive Kern ist dunkelblau (^{192}Ir) bzw. grün (^{60}Co) dargestellt. Die Transportkabel der Quellen sind in dieser Ansicht nicht vollständig abgebildet.

Anhang 3

	GammaMed 12 i	µSelectron V1	µSelectron V2	VariSource Classic	Bebig Co0.A86
Durchmesser Kern (mm)	0,60	0,60	0,65	0,34	0,50
Länge Kern (mm)	3,50	3,50	3,60	10,00	3,50
Durchmesser Kapsel (mm)	1,10	1,10	0,90	0,59	1,00
Länge Kapsel (mm)	4,96	5,00	4,50	11,00	5,00
Durchmesser Kabel (mm)	1,10	1,10	0,70	0,59	0,90
Länge Kabel (mm)	55,04	55,00	55,50	49,00	55,00
Abstand Spitze Kern zu Spitze Kapsel (mm)	0,96	0,55	0,20	1,00	0,75
Material Kern (Dichte g/cm^3)	Iridium (22,42)	Iridium (22,42)	Iridium (22,42)	Iridium (22,42)	Cobalt (8,9)
Material Kapsel (Dichte g/cm^3)	stainless steel AISI 316L (7,80)	stainless steel AISI 316L (8,02)	stainless steel AISI 316L (8,02)	Nitinol (Ni/Ti) (6,50)	stainless steel AISI 316L (7,80)
Material Kabel (Dichte g/cm^3)	stainless steel AISI 304 (5,60)	stainless steel AISI 316L (4,81)	stainless steel AISI 316L (4,81)	Nitinol Ni/Ti (6,50)	stainless steel AISI 316L (6,90)
Literatur	[15 - 18]	[16 - 19]	[16 - 18, 20, 21]	[16 - 18, 20, 22]	[18, 23]

Tab. 1: Dimensionen und Materialien der modellierten HDR-Afterloading-Quellen dieser Arbeit.

Zunächst wurde für jede Ionisationskammer die Simulation der Wasser-Energiedosis-Kalibrierung im ^{60}Co-Teletherapiestrahl unter den Bezugsbedingungen nach DIN6800-2 [1] durchgeführt (Abb. 3). Die absorbierte Wasser-Energiedosis pro initialem Photon $(D_w)_{MC}$ des ^{60}Co-Strahls wurde in einer Tiefe von 5 cm innerhalb des Wasserphantoms (V=40x40x40 cm^3) in einem kleinen Zylinder (Radius=5mm, Höhe=0,25mm) ermittelt. Als Quellenmodell kam eine kollimierte Punktquelle mit dem Spektrum eines ^{60}Co-Teletherapiegerätes nach Mora et al. [25] zum Einsatz. Unter den gleichen Bedingungen erfolgte die Simulation mit den Ionisationskammern. Diese wurden jeweils mit ihrem Referenzpunkt in den Zentralstrahl sowie in die Referenztiefe 5 cm gebracht und die absorbierte Energiedosis pro initialem Photon im sensitiven Messvolumen der Kammer $(D_{gas})_{w,MC}$ bestimmt.
Die weiteren Simulationen dieser Arbeit wurden im Strahlenfeld der entsprechenden HDR-Quellen durchgeführt. Zunächst wurde die jeweilige HDR-Quelle im Zentrum eines Wasserphantoms (V=40x40x40 cm^3) platziert und die absorbierte Wasser-Energiedosis pro initialem Photon $(D_{w,1})_{MC}$ in einem Voxel der Kantenlänge 0,5 mm bestimmt (Abb. 4 (a)). Der Abstand von Quellen- zu Voxelzentrum betrug 1 cm. Schließlich wurden Simulationen mit einem Modell des Krieger-Phantoms durchgeführt. Bei dem Modell handelte es sich um einen PMMA-Zylinder (ρ = 1.19 g/cm3) mit einer Höhe von 12 cm und einem Durchmesser von 20 cm (Abb. 4 (b)). Das jeweilige Modell der HDR-Quelle wurde im Zentrum dieses Zylinders platziert. Parallel zur Längsachse der Quelle wurde die jeweilige Ionisationskammer mit ihrem Referenzpunkt auf Höhe des Quellenschwerpunktes in einem Abstand von 8 cm platziert. Hierbei wurde nun die absorbierte Energiedosis pro initialem Photon im sensitiven Messvolumen der Ionisationskammer $(D_{gas})_{PMMA,MC}$ bestimmt.

Anhang 4

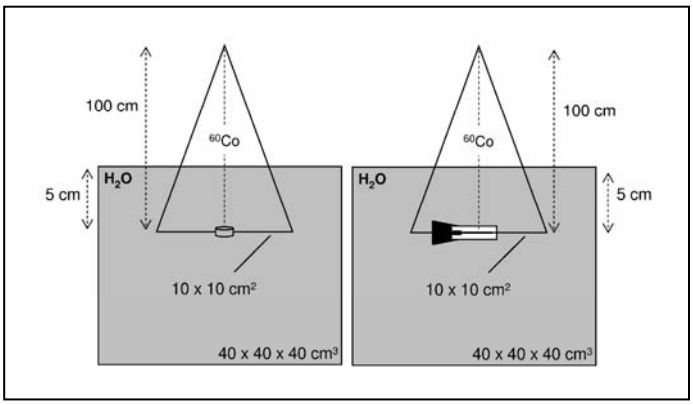


Abb. 3: Simulationsgeometrien für die Bestimmung des Monte-Carlo basierten Wasser-Energiedosis-Kalibrierfaktors $(N_{Dw})_{MC}$ der Ionisationskammern. (a) Bestimmung der absorbierten Wasser-Energiedosis pro initialem Photon $(D_w)_{MC}$ durch Bestrahlung mit einer kollimierten ^{60}Co - Teletherapie - Quelle in einem kleinen Zylinder (Radius=5mm, Höhe 0,25 mm) innerhalb des Wasserphantoms. (b) Bestimmung der absorbierten Energiedosis pro initialem Photon im sensitiven Messvolumen der Ionisationskammer $(D_{gas})_{w,MC}$, die sich im Wasserphantom mit ihrem Referenzpunkt an der gleichen Stelle befindet wie zuvor das Zentrum des kleinen Referenzvolumens.

Anhang 5

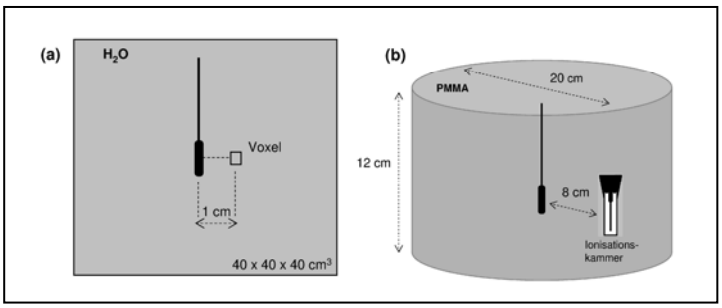


Abb. 4: Geometrien für die Simulationen mit den HDR-Quellen. (a) Bestimmung der absorbierten Wasser-Energiedosis pro initialem Photon $(D_{w,1})_{MC}$ innerhalb eines Voxels mit der Kantenlänge 0,5 mm in einem Quellenabstand von 1 cm. (b) Bestimmung der absorbierten Energiedosis pro initialem Photon im sensitiven Messvolumen der entsprechenden Ionisationskammer $(D_{gas})_{PMMA,MC}$ innerhalb des Krieger-Phantoms. Der Abstand vom Quellenzentrum zum Referenzpunkt der Kammer beträgt 8 cm.

Durch die mittels Monte-Carlo bestimmten Größen lässt sich der globale Korrektionsfaktor k_{tot} analog zu Gl. 2 wie folgt bestimmen:

$$k_{tot} = \frac{(D_{w,1})_{MC}}{(D_{gas})_{PMMA,MC}} \cdot \frac{(D_{gas})_{w,MC}}{(D_w)_{MC}} = \frac{(D_{w,1})_{MC}}{(D_{gas})_{PMMA,MC}} \cdot (N_{D_w})_{MC}^{-1} \qquad (3)$$

Ergebnisse: Die via Monte-Carlo berechneten globalen Korrektionsfaktoren k_{tot} werden für die unterschiedlichen HDR-Quellen und Kompaktionisationskammern in Tab. 2 dargestellt. Der Faktor k_{tot} wurde dabei mit einer statistischen Unsicherheit (Typ-A-Unsicherheit) von +/- 0,3% (2σ) berechnet. Es zeigt sich, dass die Geometrie der Quelle einen deutlichen Einfluss auf k_{tot} hat, da die Größe $(D_{w,1})_{MC}$ im Nahfeld der Quelle bestimmt wird. Der Faktor k_{tot} variiert bei den untersuchten ^{192}Ir-Quellen um bis zu 7%. Deutlich zeigt sich dieser Einfluss für die Quelle VariSource Classic, die eine gegenüber den anderen Quellen deutlich veränderte Geometrie aufweist. Liegt jedoch eine ähnliche Quellengeometrie vor (µSelectronV1 und V2, GammMed 12i) zeigt sich bei gleichem Radionuklid nur eine geringe Variation von k_{tot}. Der Einfluss des Radionuklids durch veränderte Absorptions- und Streuverhältnisse sowie durch das veränderte Ansprechvermögen der Ionisationskammer ist nicht zu vernachlässigen. Für eine ähnliche Quellengeometrie (GammaMed 12i und Bebig A.Co86) beträgt der Einfluss des Radionuklids (^{192}Ir zu ^{60}Co) auf k_{tot} etwa 4%. Der Faktor k_{tot} zeigt für die unterschiedlichen Kompaktionisationskammern bei gleichem Quellentyp eine Variation von 0,6 - 0,9 %.

Anhang 6

Tab. 2: Monte-Carlo basierter globaler Korrektionsfaktor k_{tot} gemäß Gl. (3) für die Kombination Krieger-Phantom und Wasser-Energiedosis kalibrierter Ionisationskammer zur Bestimmung der Kenn-Wasser-Referenzdosisleistung $D_{w,1}$ einer HDR-Quelle. Die statistische Unsicherheit von k_{tot} beträgt +/- 0,3 % (2σ).

HDR - Quellentyp	k_{tot}		
	PTW 30015 (1 cm^3)	PTW 30016 (0,3 cm^3)	PTW31010 (0,125 cm^3)
µSelectron V2	7,420E+01	7,455E+01	7,407E+01
µSelectron V2 einfach	7,421E+01	7,445E+01	7,407E+01
µSelectron V1	7,422E+01	7,460E+01	7,416E+01
Gamma Med 12i	7,432E+01	7,454E+01	7,413E+01
VariSource Classic	6,925E+01	6,959E+01	6,915E+01
Bebig A.Co86	7,718E+01	7,702E+01	7,649E+01

Zusammenfassung: In der vorliegenden Arbeit wurde mit Hilfe von Monte-Carlo Simulationen ein globaler Korrektionsfaktor k_{tot} für unterschiedliche HDR-Quellentypen und Kompaktionisationskammern berechnet. Mit diesem Faktor ist man in der Lage, die zukünftige Quellenspezifikationsgröße der Kenn-Wasser-Energiedosisleistung $D_{w,1}$ durch eine Messung mit üblicher Wasser-Energiedosis kalibrierter Kompaktionisationskammer und Krieger-Phantom zu bestimmen. Der Faktor k_{tot} zeigt zum Teil eine deutliche Abhängigkeit von der Quellengeometrie, die eine Variation von bis zu 7% aufweisen kann. Liegen jedoch ähnliche Quellengeometrien vor, ist die Verwendung eines universalen Faktors k_{tot} für verschiedene Quellentypen möglich. Die Abhängigkeit von k_{tot} bezüglich des eingesetzten Radionuklids ist auch bei ähnlicher Quellengeometrie nicht zu vernachlässigen. Die Variation zwischen den Radionukliden ^{192}Ir und ^{60}Co beträgt etwa 4%. Die Variation für k_{tot} bezüglich des Ionisationskammertyps beträgt für die untersuchten Kammern < 1%.

Danksagung: Wir danken Dr. E. Schüle und R. Kranzer von der Fa. PTW Freiburg für die Bereitstellung der Details der Kompaktionisationskammern. Ebenso möchten wir P. von Voigts-Rhetz vom IMPS Gießen für seine Unterstützung bezüglich der Monte-Carlo Rechnungen auf dem Computer-Cluster der Technischen Hochschule Mittelhessen (THM) danken.

Literatur

[1] DIN6800-2. Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung - Teil2: Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern. DIN Deutsches Institut für Normung e. V., 2008.
[2] IAEA Report No. 398. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. Technical Report Series No. 398, IAEA International Atomic Energy Agency: Vienna; 2000.
[3] ICRU Report 38. Dose and Volume specification for reporting intracavitary therapy in gynaecology. ICRU International Commission on Radiation Units and Measurements: Bethesda; 1985.
[4] ICRU Report 58. Dose and Volume specification for reporting interstitial therapy. ICRU International Commission on Radiation Units and Measurements: Washington DC; 1985.
[5] ICRU Report 60. Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation. ICRU International Commission on Radiation Units and Measurements: Bethesda; 1998.
[6] Ankerhold U, Toni MP. European research projects for metrology in Brachytherapy and External Beam Cancer Therapy. Metrologia 2012;49:161-67.
[7] Krieger, H. Messung der Kenndosisleistung punkt- und linienförmiger HDR-192-Ir-Afterloadingstrahler mit einem PMMA-Zylinderphantom. Z Med Phys 1991;1 :38-41.
[8] DGMP - Bericht 13. Praktische Dosimetrie in der HDR-Brachytherapie. DGMP Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik e. V., korrigierte Auflage 2006.
[9] Kawrakow I, Mainegra-Hing E, Rogers DWO, Tessier F, Walters BRB. The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, NRCC Report PIRS-701, National Research Council of Canada 2011.
[10] Kawrakow I. egspp: the EGSnrc C++ class library, NRCC Report PIRS-899, National Research Council of Canada 2005.
[11] Kawrakow I, Mainegra-Hing E, Tessier F, Walters BRB: The EGSnrc C++ class library, NRCC Report PIRS-898 (revA), National Research Council of Canada 2009. (http://irs.inms.nrc.ca/software/egsnrc/documentation/pirs898/index.html) Zugriff: 17.07.2012
[12] Wulff J, Zink K, Kawrakow I. Efficiency improvements for ion chamber calculations in high energy photon beams. Med Phys 2008;35:1328-36

[13] Ubrich F, Wulff J, Kranzer R, Zink K. Thimble ionization chambers in medium-energy x-ray beams and the role of constructive details of the central electrode: Monte Carlo simulations and measurements. Phys Med Biol 2008;53:4893-906.
[14] Wulff J, Heverhagen JT, Zink K. Monte Carlo based pertubation and beam quality correction factors for thimble ionization chambers in high-energy photon beams. Phys Med Biol 2008;53:2823-36.
[15] Ballester, F. Puchades V, LIuch JL, Serrano-Andres MA, Limami Y, Perez-Katalyut J, Casal E. Technical Note: Monte Carlo dosimetry of the HDR 12i and Plus ^{192}Ir sources. Med Phys 2001;28:2586-91.
[16] Taylor REP, Rogers DWO. EGSnrc Monte Carlo calculated dosimetry parameters for ^{192}Ir and ^{169}Yb brachytherapy sources. Med Phys 2008;35:4933-44.
[17] Taylor REP, Rogers, DWO. An EGSnrc Monte Carlo-calculated database of TG-43 parameters. Med Phys 2008;35:4228-41. (http://vali.physics.carleton.ca/clrp/seed_database/) Zugriff: 17.07.2012
[18] BRAPHYQS TG43 BT Dosimteric Parameters Home Page. ESTRO European Society for Radiotherapy and Oncology, 2010. (http://www.estro.org/estroactivities/Pages/TG43BTDOSMETRICPARAMETERS.aspx) Zugriff: 17.07.2012
[19] Willimanson JF, Li Z. Monte Carlo aided dosimetry of the microSelctron pulsed and high dose-rate ^{192}Ir sources. Med Phys 1995;22:809-19.
[20] Borg J, Rogers DWO. Spectra and air-kerma strength for encapsulated ^{192}Ir sources. NRCC Report PIRS-629r, National Research Council of Canada 1999.
[21] Daskalov GM, Löffler E, Williamson JF. Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source. Med Phys 1998;25:2200-208.
[22] Wang R, Sloboda RS. Monte Carlo dosimetry of the Vari Source high dose rate ^{192}Ir source. Med Phys 1998;25:415-23.
[23] Granero D, Perez-Calatayud J, Ballester F. Technical note: Dosimetric study of a new Co-60 source used in brachytherapy. Med Phys 2007;34:3485-88.
[24] Duchemin B, Coursol N. Reevaluation de l' ^{192}Ir, Technical Note LPRI/93/018. DAMRI, CEA, France; 1993.
[25] Mora GM, Maio A, Rogers DWO. Monte Carlo simulation of a typical ^{60}Co therapy source. Med Phys 1999;26:2494-502.

142 Brachytherapy dosimetry – the quality correction factor k_Q for various radiation detectors depends on the mean photon energy E_m at the point of measurement

N. Chofor[1,2], D. Harder[3], H.-J. Selbach[4], B. Poppe[1,2]
[1]Arbeitsgruppe Medizinische Strahlenphysik, Carl-von-Ossietzky-Universität Oldenburg
[2]Pius-Hospital, Klinik für Strahlentherapie und Onkologie, Oldenburg
[3]Prof. em., Medizinische Physik und Biophysik, Georg-August-Universität, Göttingen
[4]Physikalisch-Technische Bundesanstalt Braunschweig

Introduction: Recent research devoted to the dosimetry of photon fields in phantoms, i.e. in the presence of photon spectra coined by the photon source but also by the phantom-dependent contribution of Compton-scattered photons of reduced energy, has led to the new insight that the *quality correction factor* k_Q of gas- and liquid-filled as well as solid-state detectors *is essentially a function of the mean photon energy* E_m *- the mean value of the spectral fluence - at the point of measurement.* This has been shown by Scarboro *et al*[1] and Chofor *et al*[2,3] for external photon beams including beams without flattening filters and by Chofor *et al*[4] for TLD detectors in brachytherapy. This brachytherapy project is here extended to include LiF:Mg,Ti thermoluminescent (TLD-100) chips[5] of size 3.2×3.2×0.9 mm³, EBT2 radiochromic films[6,7], alanine and lithium formate ESR detectors[8,9], a p-type unshielded diode (EDD-5) from Scanditronix[10], a plastic scintillator detector (BC-400)[11], as well as detectors from PTW-Freiburg including a diamond detector[12] and the air-filled Farmer, Semiflex 31010 and PinPoint 3013 ionization chambers[13]. The k_Q vs. E_m relationship has been evaluated for an isotropic ^{192}Ir point source in water phantoms of different size, with the points of interest at varying distances from the source. This relationship will be represented by fitting formulae, and we will show how k_Q can be factorized into k_{QR}, valid under reference conditions, and k_{NR}, the non-reference condition correction factor.
In consideration of the potential modification of the k_Q vs. E_m relationship in the case of commercial, encapsulated ^{192}Ir- sources, we illustrate the close similarity between the off-axis variations of E_m for the unfiltered spectrum of an isotropic ^{192}Ir point source and for the filtered spectra of encapsulated ^{192}Ir sources. The first example was a model source consisting of a 1 mm diameter Iridium sphere and a steel capsule of 0.1 mm thickness, the second was the commercial source HDR GammaMed Plus. In the filtered primary photon spectra of these sources the constructional details of the sources, including the fixation of the ^{192}Ir in a metal matrix and the metallic encapsulation, have been accounted for whereas the additional spectral influence of applicators was not dealt with separately; rather we treated the thin applicator as part of the absorbing medium. We can show that the constructional details of the sources do not noticeably affect the position-dependent E_m values within the phantom, so that the correlation of k_Q vs E_m derived for unfiltered ^{192}Ir spectra is valid for filtered spectra as well.

Materials and Methods The spectral fluence $\Phi_E(E)$ of the primary and scattered photons in a water phantom was modeled using FLURZnrc/egsnrc[14]. To investigate the dependence of the spectral quality correction factors on the phantom dimensions, three different cylindrical phantom sizes were studied, with the source located at the center of the phantom. The dimensions of the cylindrical phantoms were R = 10 cm, H = 20 cm; R = 20 cm, H = 40 cm; and R = 30 cm, H = 60 cm. The phantoms were subdivided into four concentric regions: 0 < R < 1 cm (with radial step width Δr = 1 mm), 1 cm < R < 5 cm (with radial step width Δr = 5 mm), 5 cm < R < 5 cm from phantom wall (with radial step width Δr = 10 mm) and 5 cm from phantom wall < R < phantom wall (with radial step width Δr = 5 mm). The mean photon energies of the three ^{192}Ir sources, taking as distribution function the spectral number dN/dE of the *primary* photons leaving the source surface, were 0.3503 MeV for the point source, 0.3607 MeV for the model source and 0.3452 MeV for the HDR GammaMed Plus source.

For comparison, the photon spectrum was also calculated under *calibration conditions*, i.e. at a Theratron 780C ^{60}Co unit, at the reference point located on the central beam axis at 5 cm depth in a large water tank for field size 10 cm × 10 cm and SSD 100 cm. Photon histories were chosen such that the total photon fluence uncertainties were on average 0.1 % or less in all scoring regions.

The radiation quality correction factor k_Q was then computed as the quotient of the detector type t dose response Y_t under *calibration conditions* x_{cal} and under brachytherapy *application conditions* x_{app}:

$$k_Q = Y_t(x_{cal})/Y_t(x_{app}) \quad (1)$$

The dose response $Y_t(x)$ under any condition x is obtained by weighting the monoenergetic response $r_t(E)$ by the contributions of all spectral components to the absorbed dose to water:

$$Y_t(x) = \frac{\sum_{i=1}^{n} r_t(E_i) \left(\frac{\mu_{en}(E_i)}{\rho} \right)_w \phi_E(E_i)\, E_i\, \Delta E_i}{\sum_{i=1}^{n} \left(\frac{\mu_{en}(E_i)}{\rho} \right)_w \phi_E(E_i)\, E_i\, \Delta E_i} \qquad (2)$$

Factor $\mu_{en}(E)/\rho$ is the mass energy absorption coefficient of water, used here to express the absorbed dose to water by the kerma approximation, and $\Phi_E(E)$ is the spectral photon fluence at energy E. Energy bins ΔE_i = 10 keV were used in all calculations. The values of the energy-dependent detector responses $r_t(E)$, normalized to unity at 1.25 MeV, were taken from the quasi-monoenergetic responses reported in the literature (Fig. 1). The use of *measured* responses $r_t(E)$ warrants that the so-called *intrinsic effects* on detector response, e.g. LET-dependent recombination and quenching effects, are well taken into account. The μ_{en}/ρ data were obtained from the National Institute of Standards and Technology (NIST)[15]. This semiempirical approach, the combination of measured responses and Monte Carlo methods, provides the highest presently available level of accuracy of the k_Q values.

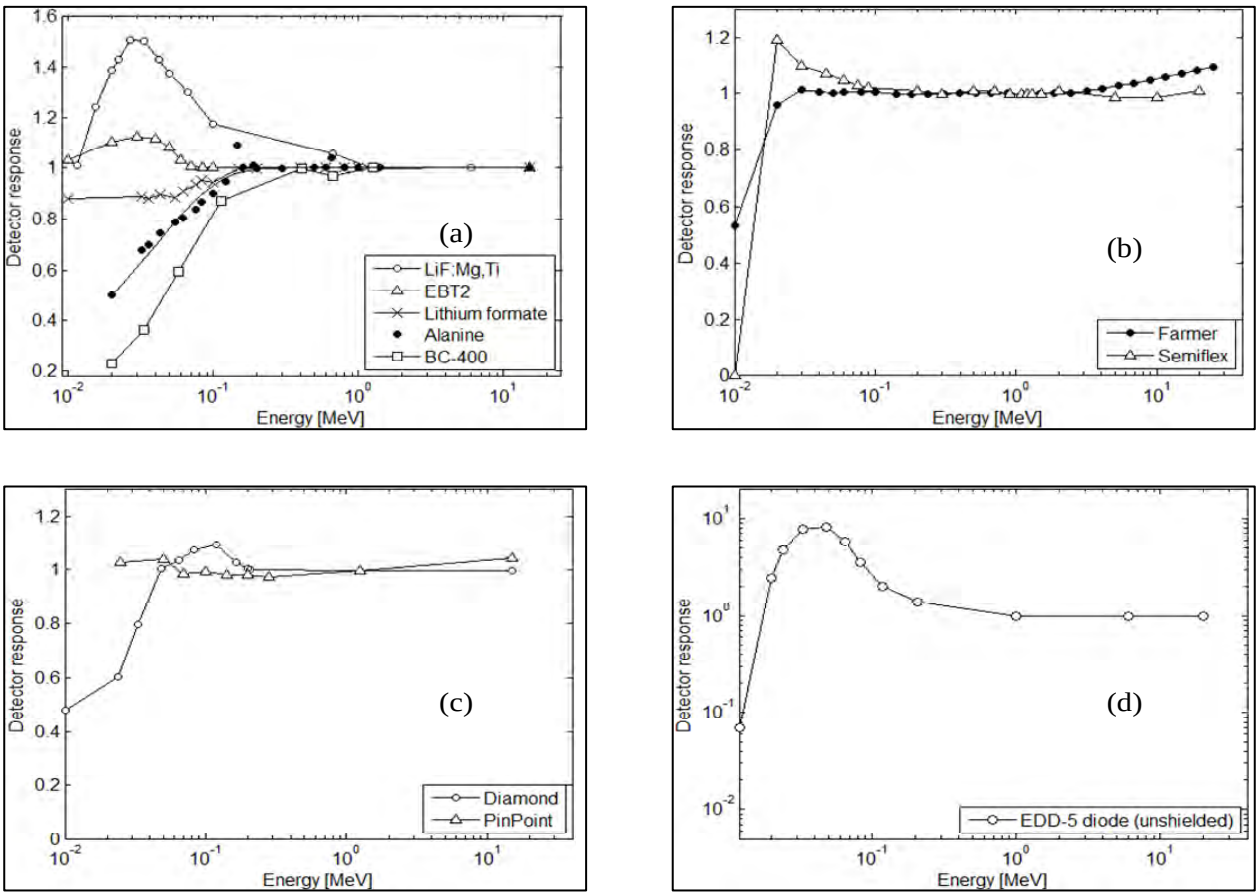


Fig 1 Energy dependent responses $r_t(E)$ of various detectors to monoenergetic photons, taken from the literature and used as an input to our Monte-Carlo-calculations. For alanine, calculations were performed using the fitting line shown in the figure. Note the strong influence of the energy-dependent quenching effects in case of the plastic scintillator BC-400. Pin-point and Semiflex data were provided by PTW Freiburg.

Results: First of all, the radial variation of the mean photon energy $E_m = \int E\ \Phi_E(E)\ dE\ /\ \int \Phi_E(E)\ dE$ associated with the unfiltered emission spectrum of an isotropic ^{192}Ir point source is compared in Fig. 2 with the corresponding E_m values valid for the filtered spectra of the model source with 0.1 mm steel capsule and the commercial ^{192}Ir source HDR GammaMed Plus. As Fig 2 shows, for ^{192}Ir sources the influence of the filtering upon the radial variation of E_m and therefore of k_Q is negligible in practice. Note the small "hooks" of the curves just a few centimeters from the phantom boundaries, which are due to the outward-scatter of low-energy photons from the water cylinder. The corresponding curves for ^{60}Co isotropic sources have been published previously[4].

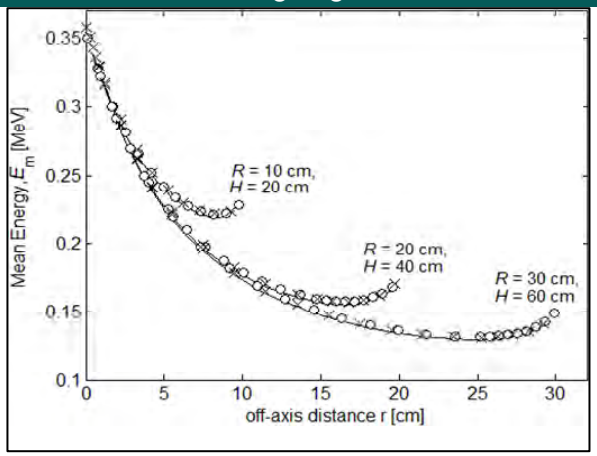
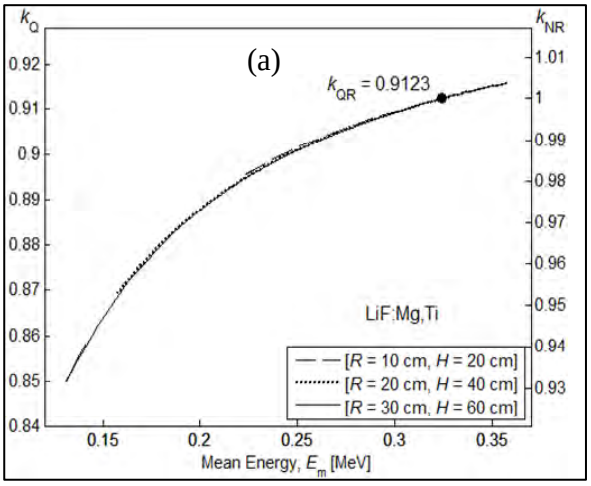
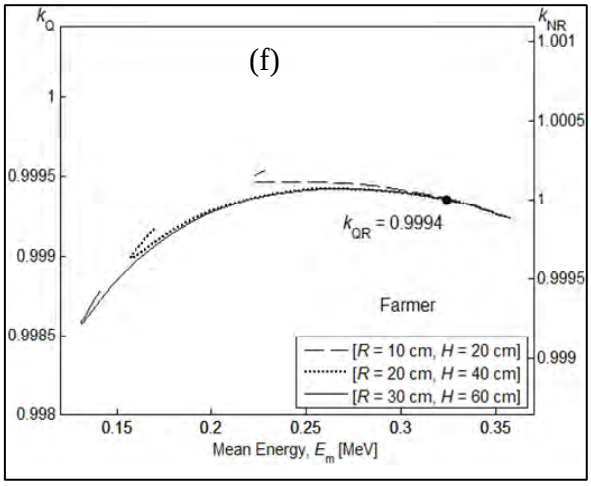
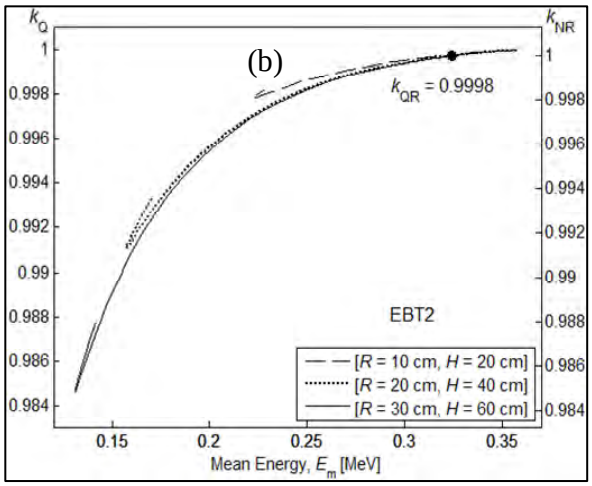
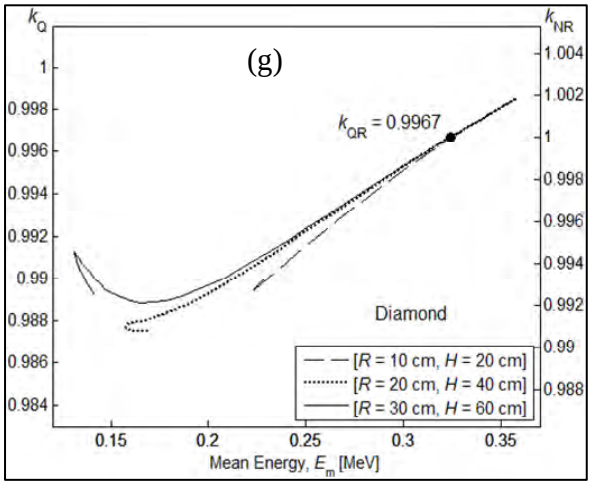


Fig 2 Radial variation of mean photon energy E_m in water phantoms of varying size (radius R, height H), for an unfiltered ^{192}Ir spectrum (full curves), for the model source of an 1 mm diameter Iridium sphere plus 0.1 mm steel capsule (crosses) and for the commercial ^{192}Ir source HDR GammaMed Plus (open circles). The sources are arranged in the centers of the cylindrical water phantoms.









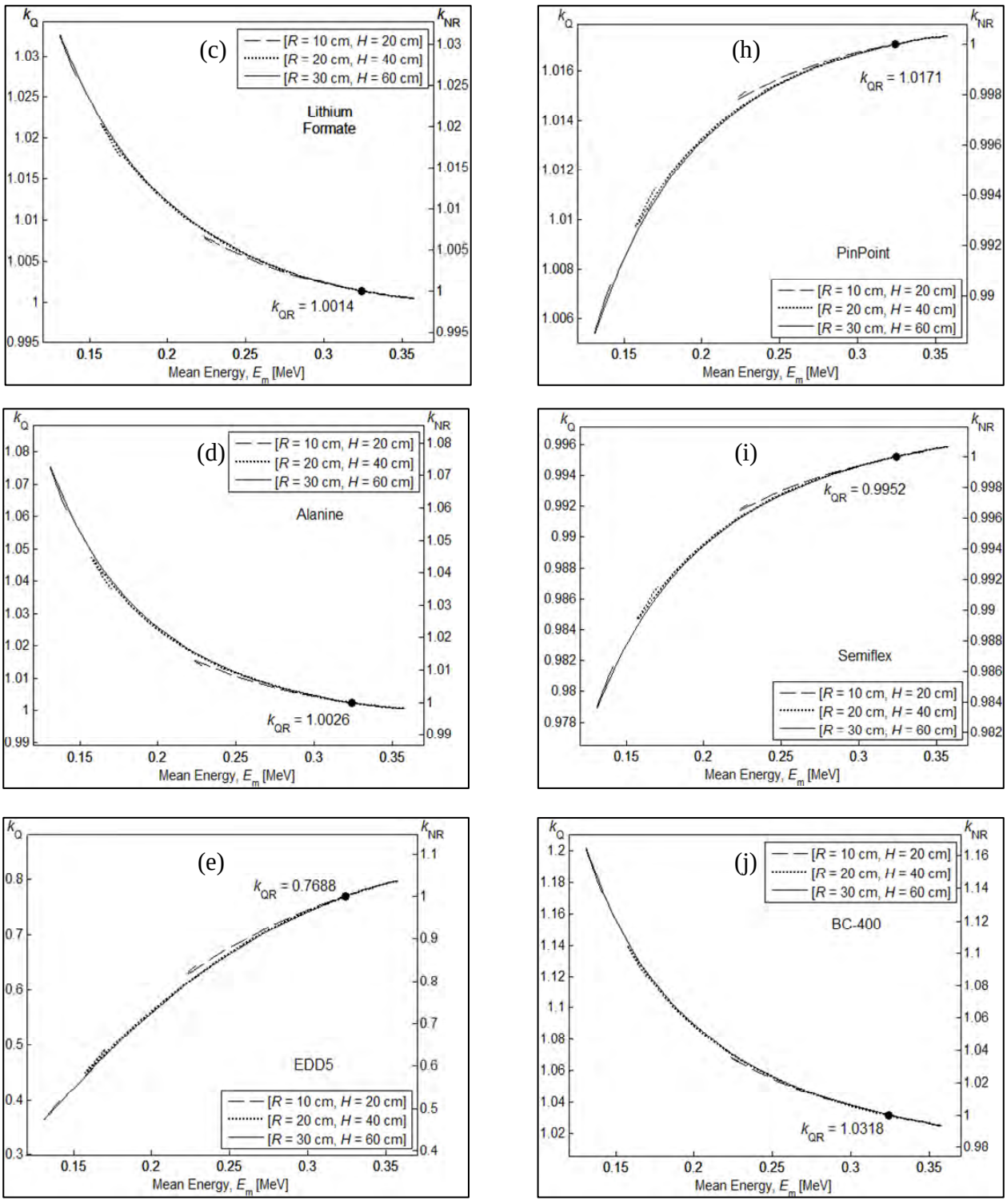


Fig. 3 Dependence of k_Q for various radiation detector types on mean photon energy E_m. The calculated k_Q values are based on experimental response values obtained with quasi-monoenergetic photons (see Fig. 1) and on our Monte-Carlo calculated photon spectra in a large water phantom around a point isotropic ^{192}Ir photon source, at various off-axis distances. The left ordinate indicates the values of k_Q, the value of k_{QR} is marked separately, and the right ordinate indicates the values of k_{NR}.

The resulting variation of k_Q vs. E_m is shown in Fig. 3 for the investigated detectors exposed to the photon radiation from a point isotropic ^{192}Ir source without filter. The calculated k_Q values clearly indicate the trends expected when the investigated dosimeters are utilized in phantoms, i.e. in the presence of Compton-scattered low-energy photons. For instance, for the LiF:Mg,Ti detector, factor k_Q varies over the range from 0.92 to 0.85. Its downward course with increasing radius indicates the increasing over-response to low-energy scattered photons. The inverse effect is observed for the alanine detector, with

the k_Q values varying from unity closest to the source to 1.07 at larger off-axis positions. For the lithium formate and EBT2 detectors, k_Q varies by only about 3.5 % and 1.6 % respectively. The k_Q values of the plastic scintillator BC-400 vary over a range of 20 %, thereby reflecting the strong variation of its response at low photon energies (Fig. 1). The smallest variations of k_Q are predicted for the Farmer chamber, while 1.2 % is calculated for the diamond detector. Combined with their high spatial resolution, the diamond detector as well as the radiochromic film appear as well suited for the dosimetry in the close vicinity of brachytherapy sources.
We have also followed the intention of the working group concerned with the standard DIN 6803 (Dosimetry in Photon Brachytherapy) to represent correction factor k_Q as the product $k_Q = k_{QR} \times k_{NR}$ where k_{QR} holds under reference conditions (r = 1 cm) and k_{NR} is the non-reference condition correction factor. The k_{QR} values have been separately marked in Fig. 3, and the k_{NR} values are indicated at the right ordinate axis.

Fitting equations of the form

$$k_Q = a \exp(b E_m) + c \exp(d E_m) \quad (3)$$

were obtained for all k_Q vs. E_m plots, with E_m in MeV and with the parameter values listed in table 1 for the various detectors. Fitting formulae for the k_{NR} values can be easily derived by dividing the a and c values in Table 1 by the associated k_{QR} values.

Table 1. Fitting parameters according to equation 1, obtained from the k_Q vs. E_m plots of Fig. 3 for various radiation detectors.

Detector type	a	b	c	d
TLD LiF:Mg,Ti	0.8925	0.078	-0.3587	-14.77
Farmer chamber	1.0014	-0.0054	-0.0081	-10.2
EBT2	0.9988	0.004	-0.1643	-18.44
Diamond	0.8897	-38.13	0.9777	0.059
Lithium Formate	0.2161	-15.1	1.0047	-0.015
PinPoint	1.01534	0.00654	-0.0915	-16.35
Alanine	0.6721	-17.7	1.015	-0.044
Semiflex	0.9912	0.01417	-0.1208	-16.4
EDD-5	104.65	-2.134	-104.9	-2.187
BC-400	1.616	-18.75	1.087	-0.171

Conclusions: The general applicability of the k_Q vs E_m relation in large water phantoms of different size surrounding an isotropic ^{192}Ir point source is shown for a variety of detectors, and the equivalence for commercial brachytherapy sources with filtered photon spectra is demonstrated. The k_Q values are so far computed for point-like detectors, but it is acknowledged that the user would need to account for the steep dose gradients in the near vicinity of brachytherapy sources and for the dose averaging effects due to the size of the detectors. This will be the subject of the study of another correction factor (k_V). Furthermore, the applicability of the examined detectors should also be evaluated with respect to the direction dependence of the detector response, which will be considered in a further study.

References

[1] Scarboro SB, Followill DS, Howell RM, and Kry SF. Variations in photon energy spectra of a 6 MV beam and their impact on TL response. Med Phys 2011;38:2619-28.
[2] Chofor N, Harder D, Poppe B. Non-reference condition correction factor kNR of typical radiation detectors applied for the dosimetry of high-energy photon fields in radiotherapy. Z Med Phys 2012;22:181-96.

[3] Chofor N, Harder D, Poppe B. Supplementary values of the dosimetric parameters kNR and Em for various types of detectors in 6 and 15 MV photon fields. *Z. Med. Phys.* 2013;23:xxx-zzz. *http://dx.doi.org/10.1016/j.zemedi 2013.04.001.*
[4] Chofor N, Harder D, Poppe B. Local mean photon energy determines TLD detector response in teletherapy and brachytherapy photon fields. *43. Jahrestagung, Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik, Jena 2012,* Herausg. J. Reichenbach und T. Wiezorek.
[5] Nunn AA, Davis SD, Micka JA, DeWerd LA. LiF:Mg,Ti TLD response as a function of photon energy for moderately filtered x-ray spectra in the range of 20-250 kVp relative to ^{60}Co. Med. Phys. 2008; 35: 1859-1869
[6] Sutherland JGH and Rogers DWO. Monte Carlo calculated absorbed-dose energy dependence of EBT and EBT2 film. Med. Phys. 2010; 37: 1110-1116
[7] Lindsay P, Rink A, Ruschin M, Jaffray D. Investigation of energy dependence of EBT and EBT-2 gafchromic film. Med. Phys. 2010; 37: 571-576
[8] Regulla D and Deffner U. Dosimetry by ESR spectroscopy of alanine. Int. J. Appl. Radiat. Isot. 1982; 33: 1101-1114
[9] Waldeland E, Olaug E, Sagstuen E, Milanen E. The energy dependence of lithium formate and alanine EPR dosimeters for medium energy x rays. Med. Phys. 2010; 37: 3569-3575
[10] Edwards CR, Green S, Palethorpe JE and Mountford PJ. The response of a MOSFET, p-type semiconductor and LiF TLD to quasi-monoenergetic x-rays. Phys. Med. Biol. 1997; 42: 2383-2391
[11] Williamson JF, Dempsey JF, Kirov AS, Monroe JI, Binns WR, Hedtjärn H. Plastic scintillator response to low-energy photons. Phys. Med. Biol. 1999; 44: 857-871
[12] Yin Z, Hugtenburg *R P,* Green S, Beddoe A H. Dose responses of diamond detectors to monoenergetic x-rays *Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res.* B 2004; 213: 646-649
[13] PTW-Freiburg, personal communication 2013
[14] Kawrakow I and Rogers DWO. The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport. NRCC Report PIRS-701 2003, Ottawa, ON: NRCC.
[15] National Institute of Standards and Techniques (NIST): Hubbell J. W. X-ray mass attenuation coefficients.

143 Charakterisierung einer Röntgenspeicherfolie für die Vermessung der dreidimensionalen Verteilung der Wasserenergiedosisleistung von Miniatur-Röntgenröhren

L. Hoffmann[1,2], T. Schneider[1], M. Rößle[2]
[1]Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Brachytherapie, Braunschweig
[2]Fachhochschule Lübeck, Angewandte Naturwissenschaften, Lübeck

Fragestellungen: Im Rahmen eines europäischen Metrologie-Forschungsprogrammes (EMRP) wird für die Dosimetrie in der Strahlentherapie ein Röntgenspeicherfoliensystem auf seine Eignung zur Absolutdosimetrie bei niederenergetischen Strahlungsfeldern (8 keV-50 keV) von Miniatur-Röntgenröhren untersucht. Ein Ziel des Projektes ist es, mit der Röntgenspeicherfolie die dreidimensionale Verteilung der Wasserenergiedosisleistung der Miniatur-Röntgenröhre des Systems INTRABEAM® im Wasserphantom zu vermessen. In der Klinik dienen Miniatur-Röntgenröhren in der „Intraoperative Radiotherapy“ (IORT) der direkten Bestrahlung im Tumorbett nach Tumorresektion.

Material und Methoden: Die Untersuchungen wurden mit einer flexiblen Röntgenspeicherfolie (24 x 30 cm) für das CR 500-System der Firma Carestream durchgeführt. Das Ansprechvermögen der Röntgenspeicherfolie wurde hinsichtlich ihrer Dosis-Homogenität, ihrer Energieabhängigkeit und ihrer Dosisabhängigkeit charakterisiert. Die Dosis-Homogenität wurde im 137-Cs-Strahlungsfeld, die Energie- und Dosisabhängigkeit in Röntgenfeldern mit Strahlungsqualitäten N-10 bis N-80 nach ISO 4037-1 bestimmt. Die Dosisabhängigkeit wurde für den Bereich von 100 mGy bis 1 Gy untersucht.
Die Messung der Verteilung der Wasserenergiedosisleistung der Miniatur-Röntgenröhre wurde Roboter-unterstützt in einem Wasserphantom in 5 mm-Schritten bis zu einem maximalen Abstand von 5 cm orthogonal und parallel zur Strahlachse ausgeführt. Die Datenrekonstruktion erfolgte mit einem in MATLAB® entwickelten Programm. Mit der Miniatur-Röntgenröhre sind Brennfleck-Aufnahmen nach dem Lochblenden-Prinzip (Prinzip Camera obscura) durchgeführt worden.

Ergebnisse: Die Röntgenspeicherfolie zeigte ein inhomogenes Ansprechvermögen mit einer maximalen Abweichung von 2,16 % im homogenen Strahlungsfeld von 137-Cs. Eine Korrekturmatrix zum Ausgleich der Inhomogenität ist in das Programm implementiert worden. Das Ansprechvermögen der Röntgenspeicherfolie zeigte sowohl eine Energie- als auch eine Dosisabhängigkeit, die jeweils mathematisch durch Funktionen beschrieben werden können. Aufgrund des Fadings muss nicht nur die Zeit nach der Bestrahlung sondern auch die Bestrahlungszeit selbst berücksichtigt werden.
Ein Algorithmus zur Entfaltung der mit den Röntgenspeicherfolien gemessenen Funktionen ermöglicht die quantitative Analyse der Verteilung der Wasserenergiedosisleistung. Die Analyse der Brennfleck-aufnahmen der Miniatur-Röntgenröhre ergaben sechzehn einzelne Brennfleckzentren (Abb. 1). Unabhängig von der Bestrahlungszeit zeigte sich eine gleich bleibende Struktur.

Zusammenfassung: Die bisherigen Ergebnisse zur dreidimensionalen Vermessung der Miniatur-Röntgenröhre mit einer Röntgenspeicherfolie sind vielversprechend. Es sind weitere Untersuchungen notwendig, die insbesondere das Fading während und nach den Bestrahlungen genauer analysieren.

Literatur

[1] Takahashi, K., “Progress in science and technology on photostimulable BaFX:Eu2+ (X=Cl, Br, I) and imaging plates”, Journal of Luminescence, 2002, vol. 100, no. 1, pp. 307-315(9)
[2] Beatty, J; Biggs, P. J.; Gall, K.; Okunieff, P.; Pardo, F. S.; Harte, K. J.; Dalterio, M. J.; Sliski, A. P., “A new miniature x-ray device for interstitial radiosurgery: dosimetry”, Medical Physics, 1996, vol. 23, no. 1, pp. 53-62(10)
[3] Pillai, S.; Zhang, J., “Physics and Dosimetry of the INTRABEAM System: an Intraoperative Brachytherapy Platform”, Oregon Health and Science University, American Association of Medical Dosimetrists, Meeting, 2011

Anhang 1

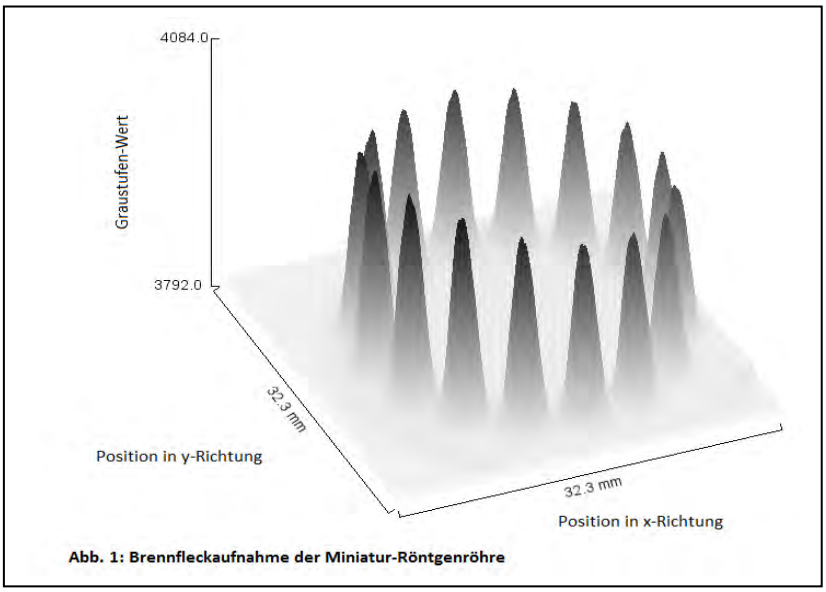


Abb.1: Brennfleckaufnahme der Miniatur-Röntgenröhre

144 Einfluss der Pulslänge auf die Sättigungskorrektur von Ionisationskammern in gepulsten Strahlungsfeldern

M. Gotz[1], L. Karsch[1], J. Pawelke[1]
[1]OncoRay - National Center for Radiation Research in Oncology, Dresden

Fragestellungen: Ionisationskammern sind die am häufigsten eingesetzten Dosimeter zur Bestimmung absoluter und relativer Dosen in der Strahlentherapie. Sie beruhen auf dem Prinzip, dass ionisierende Strahlung zunächst freie Ladungen im empfindlichen Volumen der Kammer erzeugt. Diese werden dann durch eine angelegte Spannung an zwei Elektroden abgesaugt, gesammelt und schließlich gemessen. Bei der primären Ionisation werden positiv geladene Ionen und negativ geladene Elektronen freigesetzt: Sie driften im angelegten Feld zu den Elektroden und wechselwirken dabei mit dem Füllgas der Kammer. So lagern sich die Elektronen zum Teil an elektroaffine Moleküle, wie z.B. O_2, an, die wiederum im angelegten Feld driften und z.T. mit den positiven Ionen rekombinieren. Diese Volumenrekombination führt zu einer Abnahme der gemessenen Ladung Q_a gegenüber der durch die Strahlung freigesetzten Ladung Q_G und muss über einen Korrekturfaktor k_s berücksichtigt werden:

$$k_s = \frac{Q_G}{Q_a} \tag{1}$$

Seit über 100 Jahren widmen sich verschiedene Arbeiten der Bestimmung dieser Korrektur, sowohl für kontinuierliche Strahlenfelder [1-3] als auch für gepulste Strahlenfelder [4,5]. Für gepulste Felder wurde ein Ausdruck für k_s unter der Annahme entwickelt, dass die Pulse unendlich kurz sind und dass alle freigesetzten Elektronen negative Ionen bilden. Diese letzte Annahme wurde später abgeschwächt, indem der Ausdruck mit einer Korrektur für Elektronen, die ohne Ionen zu bilden direkt abgesaugt werden, erweitert wurde [6]:

$$k_s = \frac{a\,Q_G}{\ln\left(1+\frac{e^{a p Q_G}-1}{p}\right)} \tag{2}$$

Dabei ist p der Anteil der ohne Anlagerung abgesaugten Elektronen und a eine kammerspezifische Konstante:

$$a = \frac{\mu\, d^2}{U\, V} \tag{3}$$

mit dem Elektrodenabstand d, der angelegten Spannung U, dem empfindlichen Volumen V und

$$\mu = \frac{\alpha}{e(k_1+k_2)} \tag{4}$$

das mit dem Rekombinationskoeffizienten (α), der Elementarladung (e) und der Beweglichkeit der positiven und negativen Ionen (k_1, k_2) eine füllgasspezifische Konstante ist.
Diese Ausdrücke beruhen jedoch auf der Annahme, dass nach der Bestrahlung die Elektronen instantan abgesaugt werden und die positiven und negativen Ionen gleichmäßig im Kammervolumen verteilt sind und dass die Ionen sich während der Bestrahlung nicht bewegt haben. Diese letzte Annahme ist für längere Strahlungspulse jedoch nicht gegeben. Deshalb wurde der Einfluss der Pulslänge (T) auf die Sättigungkorrektur durch eine numerische Simulation und Vergleich mit experimentellen Daten einer Rooskammer [7] untersucht.

Material und Methoden: Um die Komplexität der Simulation zu reduzieren wird eine Flachkammer mit ebenen, parallelen Elektroden betrachtet (wie z.B. eine Rooskammer). Tritt ein homogenes Strahlungsfeld durch eine der Elektroden in die Kammer, so kann das Problem auf eine räumliche Dimension (x) senkrecht zu den Elektroden reduziert werden. Die Bewegung der positiven und negativen Ionen sowie der Elektronen, ihre jeweilige Erzeugung und die Reaktion miteinander kann durch 3 gekoppelte Differentialgleichungen in Anlehnung an [2] beschrieben werden:

$$\begin{aligned}
\frac{\partial \rho_+}{\partial t} &= R - \alpha\,\rho_+\rho_- + \frac{\partial v_+ \rho_+}{\partial x} \\
\frac{\partial \rho_-}{\partial t} &= -\alpha\,\rho_+\rho_- + \gamma\,\rho_e + \frac{\partial v_- \rho_-}{\partial x} \\
\frac{\partial \rho_e}{\partial t} &= R - \gamma\,\rho_e + \frac{\partial v_e \rho_e}{\partial x}
\end{aligned} \tag{5}$$

Hierbei ist ρ_i die Ladungsdichte und v_i die Geschwindigkeit der jeweiligen Ladungsträgerspezies *i* (+ für positive Ionen, - für negative Ionen und *e* für Elektronen), α der Rekombinationskoeffizient zwischen den entgegengesetzt geladenen Ionen, γ der Anlagerungskoeffizient der Elektronen und *R* die Erzeugungsrate der Ionen-Elektronen Paare. Dieses System wird diskretisiert und durch ein explizites Zeitschrittverfahren numerisch gelöst [8].

Die benötigten Parameter (v_i, γ, α) wurden von Literaturwerten ausgehend [9,10] für eine gute Übereinstimmung mit einem früheren Experiment [7] angepasst. Zur Überprüfung einiger Einstellungen wurde die Simulation in mehreren Varianten durchgeführt. Variante A ist die optimale Anpassung. Davon ausgehend wurde zum einen die Diskretisierung variiert (Variante B) und zum anderen unterschiedliche Geschwindigkeiten für die Ionen angenommen, allerdings so, dass die Summe unverändert blieb (Variante C).

Ergebnisse: Die Simulationsvarianten werden in Abb. 1 mit den experimentellen Ergebnissen bei einer Pulsdauer von 4 µs und variabler Pulsdosis verglichen. In Abb. 2 ist die Simulation der Messung mit variabler Pulsdauer für zwei feste Pulsdosen gegenübergestellt. Aus der guten Übereinstimmung der Simulationsvarianten A und C ist zu erkennen, dass die individuellen Ionengeschwindigkeiten keinen sichbaren Einfluss auf das Ergebnis haben. Lediglich die Summe der Geschwindigkeiten ist entscheidend, was sich sehr gut mit der bisherigen Theorie deckt, in der ebenfalls nur die Summe der Beweglichkeiten auftritt (in Gleichung 4). Dies bedeutet außerdem, dass für zukünftige Überlegungen die Ionengeschwindigkeiten sehr gut als gleich angenommen werden können. Der Vergleich der Simulationsvarianten A und B zeigt einen nicht vernachlässigbaren Einfluss der Diskretisierung auf das Ergebnis. Jedoch ändert eine über A hinausgehende weitere Verfeinerung der Diskretisierung das Ergebnis nur noch wenig, sie kann daher als genau genug betrachtet werden.
Mit der Simulation kann darüber hinaus die Sättigung in Abhängigkeit von der Pulsdosis bei beliebiger Pulsdauer untersucht werden, was experimentell nur schwer möglich ist. Dies ist für 4 verschiedene Pulsdauern in Abb. 3 dargestellt. Dabei ist ersichtlich, dass die Form der Kurve stark von der Pulsdauer abhängt. Gleichung 2 kann dieses Verhalten nicht beschreiben, da sie keinerlei Abhängigkeit von der Pulsdauer berücksichtigt. Allerdings bleibt die grundsätzliche Tendenz und Krümmung der Sättigung erhalten, so dass die Vermutung nahe liegt, dass sich der Sättigunskorrekturfaktor mit individuell für die Pulsdauer bestimmten Parametern beschreiben lässt.
Gegenüber den zu Gleichung 2 führenden Annahmen werden sich die Ionen bei längeren Pulsen zum Teil schon während des Pulses merklich bewegt haben. Unter Vernachlässigung der dadurch während des Pulses geschehenden Rekombination ist die entscheidende Veränderung, dass ein Teil der Ionen zum Ende des Pulses also bereits abgesaugt ist. Dies ließe sich in Gleichung 2 durch eine reduziertes Q_G ausdrücken, oder aber durch eine verändertes *a*, da nur das Produkt $a \cdot Q_G$ auftritt.
Weiterhin kann (1-*p*) als Verhältnis positiver zu negativer Ionen am Pulsende betrachtet werden. In der verstrichenen Zeit während des Pulses werden in etwa gleich viele Ionen beider Polaritäten abgesaugt. Da aber aufgrund der abgesaugten Elektronen mehr positive als negative Ionen vorhanden sind ändert sich das Verhältnis (1-*p*), dieses wird mit steigender Pulsdauer kleiner, also wächst *p*. Die Ergebnisse einer Anpassung mit variablem *a* und *p* gemäß Gleichung 2 an die simulierten Sättigungskorrekturfaktoren ist in Abb. 3 als Linie dargestellt.
Die gute Übereinstimmung der Anpassungskurve mit den simulierten Punkten bestätigt die Überlegung, dass ein solches Verfahren eine sinnvolle Beschreibung der Sättigungskorrektur ermöglicht. Die in Tab. 1 zusammengestellten Parameter als Ergebnis der Anpassung weisen darüber hinaus die erwarteten Tendenzen auf.
Die Parameter verlieren in dieser Interpretation ihre ursprüngliche physikalische Bedeutung, da ihre eigentliche Größe nicht von der Pulsdauer abhängen sollte. Sie werden hier als Effektivwerte interpretiert, die eine Beschreibung beliebiger Pulsdauer mit dem bekannten Formalismus erlauben. Die ursprüngliche physikalische Bedeutung gilt dann nur bei verschwindend geringer Pulsdauer.

Zusammenfassung: Die numerische Beschreibung der Prozesse in einer Ionisationskammer ist in guter Übereinstimmung mit den experimentellen Daten. Das Verfahren erlaubt einen Zugang zu beliebigen Pulsdauern sowie experimentell schwer zugänglichen Zeitstrukturen. Dabei kann gezeigt werden, dass die bisherige Beschreibung für verschwindend kurze Pulse sich auf beliebige Pulsdauern erweitern lässt, indem die bisherigen Parameter durch Pulsdauer abhängige Effektivwerte ersetzt werden. Das vorgestellte Verfahren sollte gut auf andere Kammergeometrien erweiterbar sein und eine Erweiterung zur Berücksichtigung weiterer physikalischer Effekte ist denkbar.

Diese Projekt wird gefördert durch das BMBF Förderkennzeichen: 03Z1N511 und das sächsische Landesamt für Umwelt, Landwirtschaft und Geologie unter Nr. B 209.

Anhang 1

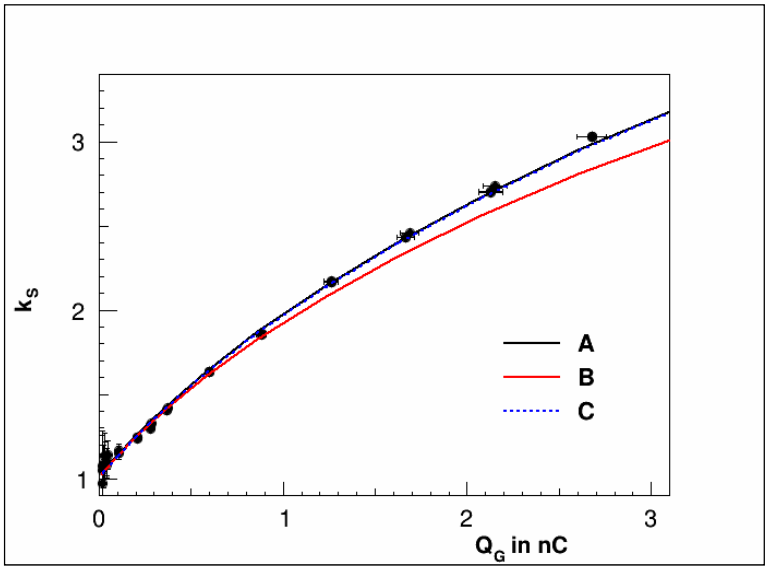


Abb.1: Der Sättigungskorrekturfaktor in Abhängigkeit der freigesetzten Ladung. Messwerte aus [7] sind als Punkte dargestellt. Die Simulationsvarianten sind als Linien dargestellt, A ist die beste Anpassung, in B ist im Vergleich zu A die Diskretisierung doppelt so grob und in C wurden die Ionengeschwindigkeiten geändert.

Anhang 2

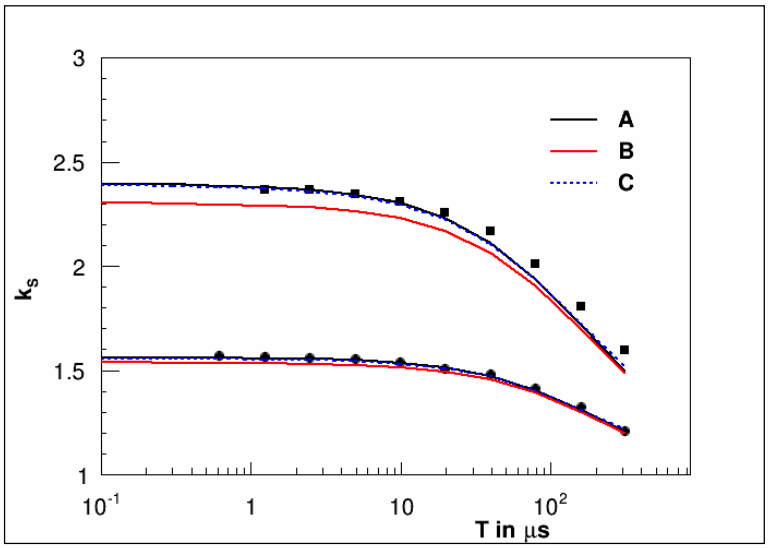


Abb.2: Der Sättigungskorrekturfaktor in Abhängigkeit der Pulsdauer für eine Pulsdosis von ca. 130 mGy (obere Kurven) und 40 mGy (untere Kurven). Messwerte aus [7] sind als Punkte dargestellt. Die Simulationsvarianten sind Abb. 1 entsprechend als Linien dargestellt

Anhang 3

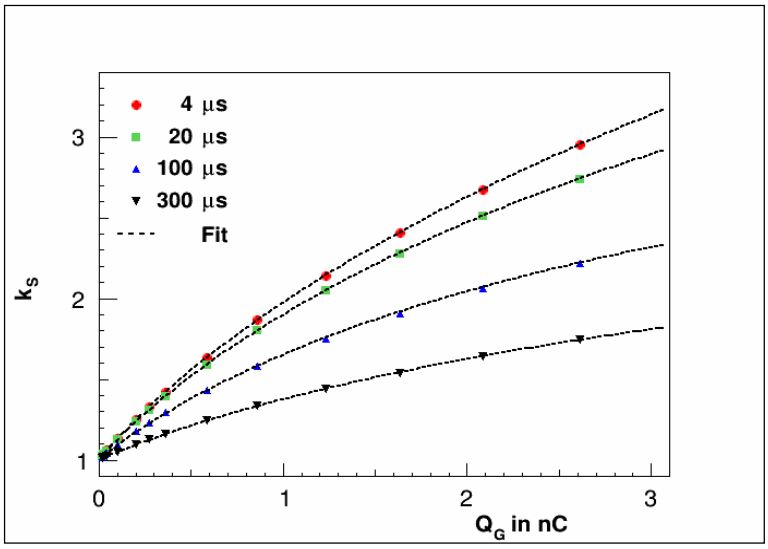


Abb.3: Simulierte Sättigungskorrekturfaktoren (Symbole) für verschiedene Pulsdauern in Abhängigkeit von der freigesetzten Ladung. Als Linien sind jeweils Anpassungskurven gemäß Gleichung 2 dargestellt.

Anhang 4

T in µs	*a* in nC^{-1}	p (einheitenlos)
4	3,160	0,138
20	3,142	0,182
100	2,552	0,275
300	1,497	0,352

Tab. 1: Ergebnisse der Anpassung aus Abb.3

Literatur

[1] Thomson, J. J.: On the theory of the conduction of electricity through gases by charged ions, Phil. Mag. 47 (1899), S. 253-268
[2] Mie, G.: Der elektrische Strom in ionisierter Luft in einem ebenen Kondensator, Ann. Phys. Folge 4 Band 13 (1904), S. 857-889
[3] Seeliger, R.: Beitrag zur Theorie der Elektrizitätsleitung in dichten Gasen, Ann. Phys. 338 (1910), S. 319-380
[4] Boag, J. W.: The saturation curve for ionization measurements in pulsed radiation beams, Br. J. Radiol. 25 (1952), S. 649-650
[5] Langevin, P.: Recombinaison et mobilites des ions dans les gaz, Ann. Chim. Phys. 28 (1903), S. 433-532
[6] Boag, J.W., Hochhäuser, E. und Balk, O.A.: The effect of free-electron collection on the recombination correction to ionization measurements of pulsed radiation, Phys. Med. Biol. 41 (1996), S. 885-897
[7] Karsch, L., Richter, C. und Pawelke, J.: Experimentelle Untersuchung der Sättigunskorrektion einer PTW Roos-Ionisationskammer in gepulsten Strahlungsfeldern mit hoher Pulsdosis bei verschiedenen Pulsdauern, Z. Med. Phys., 21 (2011), S. 4-10
[8] Hundsdorfer, W. und Verwer, J.G.: Numerical Solution of Time-Dependent Advection-Diffusion-Reaction Equations. Berlin: Springer-Verlag, 2003 – ISBN 3-540-03440-4
[9] Gerthsen, C. und Vogel, H.: Physik. Ein Lehrbuch zum Gebrauch neben Vorlesungen. Berlin: Springer Verlag, 1993 – ISBN 0-387-56638-4
[10] Hochhäuser, E.: Lebensdauer und Drifgeschwindigkeit freier Elektronen in Ionisationskammern, Diss., Justus-Liebig-Universität Gießen, 1993

145 Untersuchung von Szintillationsdetektoren für Prompt Gamma Imaging Systeme zur Verifikation der Dosisdeposition in der Protonentherapie

K. Römer[1], F. Fiedler[1], G. Pausch[2], J. Petzoldt[2], T. Kormoll[2]
[1]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Dresden
[2]OncoRay - National Center for Radiation Research in Oncology, In-vivo Dosimetry, Dresden

Fragestellungen: Bei der Therapie von Tumorpatienten mit Partikelstrahlen ist ein exaktes und promptes Verfahren zur Überwachung der applizierten Dosisverteilung unerlässlich. Ein vielversprechender Ansatz ist die Messung Gammastrahlung, die – im Gegensatz zur Annihilationsstrahlung beim In-Beam-PET – ohne Zeitverzögerung abgestrahlt wird. Das entsprechende Gammaenergiespektrum ist jedoch sehr komplex, hochenergetischer als gängige im Labor zur Verfügung stehende Gammaquellen, und wird mit einer hohen Rate emittiert. Eine mögliche Lösung dieses Problems liefert die Compton Kamera. Jedoch sind diese Systeme sehr komplex und noch weit vom klinischen Einsatz entfernt. Sie erfordern Detektoren mit sehr guter Energieauflösung und spektroskopischer Elektronik. Eine Alternative bietet das Coded Aperture Prinzip. Hier wird eine möglichst stark absorbierende Maske vor dem ortsauflösenden Detektor angebracht, und es erfolgt eine ortsaufgelöste Zählung der Gammaquanten hinter der Maske. Auf eine genaue Energiemessung kann verzichtet werden, so dass die Anforderungen an Detektoren und Elektronik deutlich geringer ist. Kernstück aller Prompt Gamma Imaging Systeme unabhängig vom Messprinzip sind geeignete Detektoren für hochenergetische Gammastrahlung in Kombination mit einer geeigneten Elektronik. Diese Systemkomponenten müssen für den Einsatz unter den Bedingungen einer Partikeltherapie optimiert und charakterisiert werden, wobei Faktoren wie Energiebereich, Energieauflösung, Zählratenfestigkeit und Zeitauflösung entscheidend sind.

Material und Methoden: Standardisierte Proben verschiedener Szintillatormaterialien werden zunächst mit einem Referenz-Photomultiplier gekoppelt und mit klassischer Laborelektronik mit Hilfe radioaktiver Quellen bezüglich Photoelektronen-Ausbeute und Energieauflösung charakterisiert. Die Untersuchung weiterer Proben aus den gleichen Materialien in Abmessungen und Geometrien, die für ortsauflösende Messungen mit Silizuim-Photodetektoren eignen, mit derselben Technik erlaubt es dann, den Einfluß der Detektorgeometrie auf diese Parameter zu ermitteln. Schließlich lässt sich der Einfluss des Photosensors auf Energie-, Orts- und Zeitauflösung quantifizieren, wenn die vorher charakterisierten Proben mit unterschiedlichen, modernen Silizium-Photodetektoren ausgemessen werden. Die gewonnenen Erkenntnisse sollen es gestatten, für den jeweiligen Einsatzfall eine optimale Szintillator-Photosensor-Kombination zu wählen.

Ergebnisse: Erste Szintillatormaterialien wurden mit Hilfe des Referenz-Photomultipiers (XP5500/B von Photonis) hinsichtlich ihrer Photoelektronen-Produktion charakterisiert. NaI(Tl) hat demnach eine Ausbeute von >9000 Photoelektronen pro MeV. GAGG, das eigentlich mehr Licht liefern sollte, dessen Wellenlänge mit 510nm aber für die Effizienz der Photokathode ungünstiger ist, liefert >6000 Photoelektronen pro MeV. Diese nunmehr bekannten Szintillatoren werden dann mit Hilfe des digitalen Silizium-Photomultipliers (dSiPMT) der Firma Philips Digital Photon Counting auf ihre Einsatzmöglichkeit in ortsauflösenden Systemen getestet. Erste Messungen wurden auch mit analogen Silizium-Photomultipliern (SiPMT) oder Avalanche-Photodioden (APD) durchgeführt. Vergleiche mit Geant4 Simulationen zur Nachweiseffizienz und Lichtsammlung werden kurz vorgestellt.

Zusammenfassung: Die bildgebende Messung prompter Gammastrahlung ist ein vielversprechendes Verfahren zur Verifikation von Tumortherapien mit Partikelstrahlung. Entsprechende Messsysteme werden zurzeit entwickelt, benötigen aber maßgeschneiderte Detektoren. Diese Arbeit präsentiert Verfahren und erste Ergebnisse zur Charakterisierung von Szintillationsdetektoren für solche Systeme. Die systematische Untersuchung verschiedener Kristalle mit unterschiedlichen Photosensoren erlaubt dabei die Entkopplung von Material-, Geometrie- und Lichtdetektor-Effekten und damit eine Optimierung der Eigenschaften von Szintillationsdetektoren für die jeweilige Anwendung.

Anhang 1

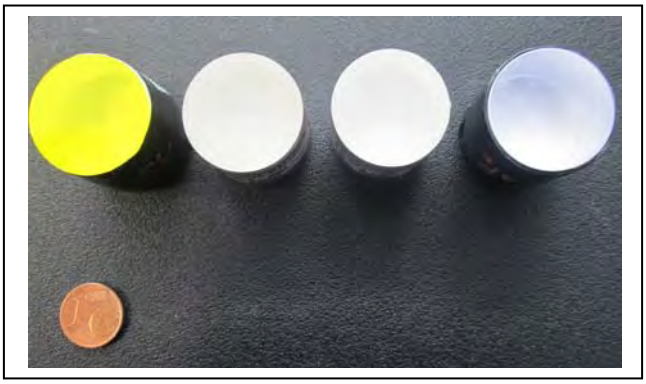


Abb.1: Standard-Kristalle aus unterschiedlichen Materialien GAGG, CsI, BGO, CaF2 (v.l.n.r.)

Anhang 2



Abb.2: Kristallsegmente für ortsaufgelöste Messungen: BGO, LSO, LuAG(Pr), LaBr3 (v.l.n.r.)

Anhang 3

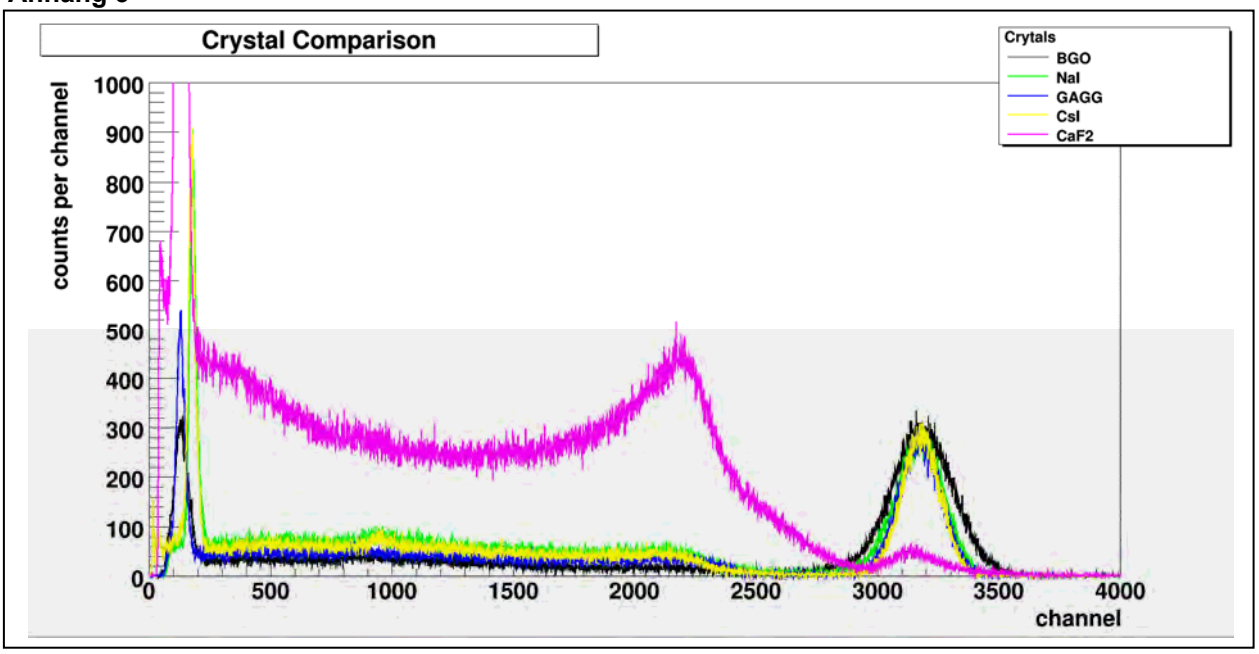


Abb.3: Impulshöhenspektren, gemessen mit Standard-Kristallen nach Abb. 1 auf einem Referenz-PMT mit Cs-137-Quelle, charakterisieren typische Eigenschaften der unterschiedlicher Szintillatormaterialien

Literatur

[1] G. F. Knoll, “Radiation Measurements”, Eds. John Wiley & Sons, New York, Third Edition, pp. 629-631, 2000.
[2] Z. Guzik, S. Borsuk, K. Traczyk, and M. Plominski, “TUKAN-an 8k pulse-height analyzer and multichannel scaler with a PCI or a USB interface”, IEEE Trans. Nucl. Sci., vol 53, pp. 231-235, 2006.
[3] M. Bertollaccini, S. Cova, and C. Bussolatti, “A technique for absolute measurement of the effective photoelectron per keV yield in scintillation counters”, Proceedings of the Nuclear Electronics Symposium, Versailles, France, 1968.
[4] S. Agostinelli et al., “GEANT4: A simulation toolkit. ”, Nucl. Instrum. Meth., A506:250–303, 2003.
[5] Saint Gobain, Brillance 380 Data Sheet.
[6] C. Plettner et al, “CaF 2 (Eu): An “Old” Scintillator Revisited”, Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC), 2010 IEEE
[7] T. Frach et al, “The digital silicon photomultiplier — Principle of operation and intrinsic detector performance”, Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC), 2009 IEEE, pp.1959,1965, Oct. 24 2009-Nov. 1 2009
[8] T. Kormoll et al, “In-Vivo Dosimetry for Photon Radiotherapy Based on Pair Production”, *Nuclear Science, IEEE Transactions on* , vol.57, no.3, pp.1125,1131, June 2010

146 Statistische Analyse der Ergebnisse der messtechnischen Kontrollen durch Vergleichsmessung mittels TLD

C. Pychlau[1], H. Georg[1], R.-P. Kapsch[2]
[1]PTW-Freiburg GmbH, Freiburg (Brsg.)
[2]Physikalisch-Technische Bundesanstalt, 6.2, Braunschweig

Fragestellungen: In der Medizinprodukte-Betreiber-Verordnung [1] wird für die Anwender von hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung in der Strahlentherapie eine alle 2 Jahre zu wiederholende Überprüfung der Dosimetrie gefordert. Seit der Einführung dieser Anforderung im Jahr 2001 wurde die große Mehrzahl dieser Überprüfungen durch eine Messtechnische Kontrolle durch Vergleichsmessung mittels **T**hermo-**L**uminiszenz-**D**osimeter (TLD) durchgeführt.
Die Verwendung von TLD für diese Aufgabe erfordert die regelmäßige Einzelkalibrierung aller in einem Set von 80 TLD verwendeten Einzeldetektoren. Zudem müssen Strahlungsqualitäts-Korrektionsfaktoren für alle verwendeten Photonen- und Elektronen-Strahlenqualitäten mit Bezug auf die Referenz-strahlenqualität ^{60}Co vorhanden sein. Über eine statistische Analyse soll belegt werden, dass die angewandte Methode geeignet ist und die im Leitfaden zu messtechnischen Kontrollen von Medizinprodukten mit Messfunktion (LMKM) [2] formulierten Anforderungen erfüllt.

Material und Methoden: Die Grundlage für die Messtechnische Kontrolle durch Vergleichsmessung ist in der Medizinprodukte-Betreiberverordnung [1] gesetzlich festgeschrieben, die Umsetzung ist im LMKM Teil 2 [2] beschrieben. Die Durchführung einer Messtechnischen Kontrolle durch Vergleichsmessung mittels TLD bei der Firma PTW Freiburg ist unter [4] beschrieben.
Bei einer typischen Messtechnischen Kontrolle durch Vergleichsmessung überprüft der Anwender bis zu 8 verschiedene Strahlenqualitäten und parallel dazu bis zu 8 verschiedene Dosimeter bzw. Detektor-Elektrometer-Kombinationen. Dazu werden die 8 zur Verfügung gestellten TLD-Sonden (mit jeweils 6 enthaltenen TLD-Einzelchips) vom Anwender bestrahlt und zusammen mit der jeweils nominell applizierten Wasser-Energiedosis (zu bestimmen nach der Norm DIN 6800-2 [3]) an die Firma PTW zurückgeschickt.
Die Auswertung in der Messstelle der Firma PTW ergibt dann 8 Werte der relativen Abweichung Δ zwischen Soll- und Ist-Werten der Wasser-Energiedosis, die nach dem Schema in Tabelle 1 bewertet und dem Anwender mitgeteilt werden.

	Kategorie A	Kategorie B	Kategorie C
Co-60-Gammastrahlung	$\Delta < 2$ %	2 % $< \Delta <$ 3 %	$\Delta > 3$ %
hochenergetische Photonenstrahlung	$\Delta < 3$ %	3 % $< \Delta <$ 4 %	$\Delta > 4$ %
Elektronenstrahlung	$\Delta < 3$ %	3 % $< \Delta <$ 5 %	$\Delta > 5$ %

Tab. 1: Bewertungsschema für die Messtechnische Kontrolle durch Vergleichsmessung (aus [2])

Bei den in Kategorie B und C fallenden Ergebnissen müssen die Ursachen der Abweichung ermittelt werden, in der Regel sind dies grobe Fehlern bei der Anwendung der Norm DIN 6800-2 oder bei der Bestrahlung der TLDs.
Für jedes Kalenderjahr wurden deshalb nur die Ergebnisse der Kategorie A zur Berechnung des Mittelwerts und der Standardabweichung der relativen Abweichungen Δ zwischen den ausgewerteten Dosiswerten der TLD-Sonden und den vom Anwender mitgeteilten Dosiswerten berücksichtigt.

Jahr	Mittelwert	Standardabweichung	N
2002	0,06 %	1,42 %	293
2003	-0,24 %	1,40 %	496
2004	-0,20 %	1,37 %	787
2005	-0,13 %	1,23 %	708
2006	0,09 %	1,30 %	815
2007	0,17 %	1,23 %	787
2008	-0,13 %	1,24 %	963
2009	-0,14 %	1,22 %	1030
2010	-0,27 %	1,16 %	962
2011	-0,01 %	1,07 %	1136
2012	-0,15 %	1,05 %	1074

Tab. 2: Übersicht über die relativen Abweichungen Δ bei den Messtechnischen Kontrollen durch Vergleichsmessung

Ergebnisse: In Tabelle 2 sind Mittelwert und Standardabweichung der relativen Abweichungen Δ für alle im jeweiligen Kalenderjahr durchgeführten Einzelvergleiche dargestellt; in der letzten Spalte ist die Anzahl der für die Berechnung berücksichtigten Einzelvergleiche angegeben. Die Ergebnisse aus Tabelle 2 sind in den Abbildungen 1 und 2 graphisch dargestellt.

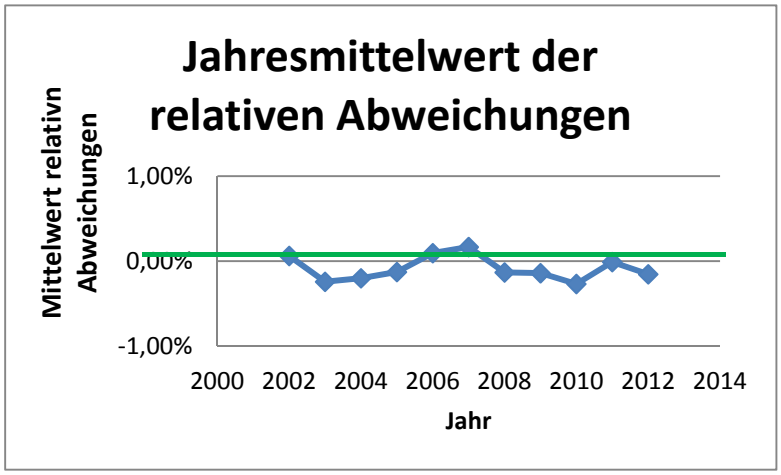


Abb. 1: Mittelwert der relativen Abweichungen aller Einzelvergleiche eines Kalenderjahres

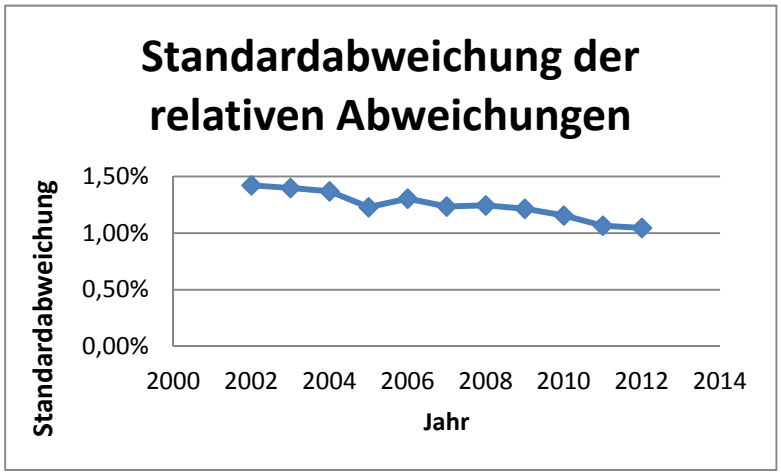


Abb. 2: Standardabweichung der relativen Abweichungen aller Einzelvergleiche eines Kalenderjahres

Zusammenfassung: Über einen Zeitraum von 11 Jahren zeigt sich, dass der Mittelwert der relativen Abweichungen aller Einzelvergleiche eines Kalenderjahres um den Wert 0 schwankt (im Bereich ± 0,27 %). Dies lässt den Schluss zu, dass die Methode der Messtechnische Kontrolle durch Vergleichsmessung mittels TLD zusammen mit den dabei verwendeten Korrektionsfaktoren für die Photonen- und Elektronen-Strahlenqualitäten zu korrekten Ergebnissen führt. Die Nicht-Berücksichtigung der Ergebnisse der Kategorie B und C in der Statistik ist sinnvoll, da deren Anteil an der Gesamtzahl der Einzelvergleiche gering ist (< 0,5 %) und die extremen ‚Ausreißer' durch Fehlbestrahlung die Statistik verfälschen würde. Die Werte der Standardabweichung nehmen über die Jahre hin ab und liegen bei maximal 1,42 % (2002). Das wird zum Teil auf Optimierungen der Methode zurückgeführt. Ein weiterer Beitrag zu dieser Verringerung wird in einem "Lerneffekt" der Anwender vermutet, wobei dieser darauf hindeutet, dass durch die Messtechnischen Kontrollen durch Vergleichsmessung tatsächlich das angestrebte Ziel einer Verbesserung der Basisdosimetrie in der externen Strahlentherapie erreicht wird.

Literatur

[1] Medizinprodukte-Betreiberverordnung in der Fassung der Bekanntmachung vom 21. August 2002 (BGBl. I S. 3396), die zuletzt durch Artikel 4 des Gesetzes vom 29. Juli 2009 (BGBl. I S. 2326) geändert worden ist

[2] Leitfaden zu messtechnischen Kontrollen von Medizinprodukten mit Messfunktion (LMKM) Teil 2 (Ausgabe 2.2a / Stand 30.04.2009), Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig, 2009

[3] Deutsches Institut für Normung: DIN 6800-2. Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung — Teil 2: Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern. Beuth Verlag, Berlin (2008)

[4] Verfahrensanweisung „TLD-MTK", PTW Freiburg GmbH

29. Diffusion und MRT der Lunge

147 Abschätzung des Diffusionskoeffizienten von Gd-DOTA durch direkte Messung des hydrodynamischen Analogon Ga-DOTA mittels Diffusions-Magnetresonanzspektroskopie

C. Wieseotte[1], M. Wagner[2], P. Schiel[2], L. M. Schreiber[1]
[1]Universitätsmedizin Mainz, Klinik und Poliklinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie - Bereich medizinische Physik, Mainz
[2]Max Planck Institut für Polymerforschung, Mainz

Fragestellungen: Zur frühzeitigen Diagnose der koronaren Herzerkrankung wird in aktuellen Studien mittels kontrastmittelgestützter MRT die myokardiale Durchblutung quantifiziert [1]. Hierbei erfordert die Berechnung des Blutflusses allerdings genaue Informationen über die Änderung der Kontrastmittelverteilung (Bolusform) zwischen linkem Ventrikel und Myokard. Diese berechnen wir im Rahmen unserer Forschungsarbeiten mit Hilfe strömungsmechanischer Simulationsrechnungen [2]. Ein wichtiger Parameter für diese Simulationen ist der Diffusionskoeffizient des applizierten Kontrastmittels im Blut. Ziel dieser Studie war es daher, den Diffusionskoeffizienten von Gd-DOTA in Blut mittels diffusionsgewichteter Magnetresonanzspektroskopie des hydrodynamischen Analogon Ga-DOTA zu bestimmen.

Material und Methoden: Eine direkte Beobachtung des Gd-DOTA Komplexes mittels ^{1}H NMR Spektroskopie ist nicht möglich, da das paramagnetische Gd^{3+} Ion die Relaxationszeiten der Protonen im Chelatkomplex extrem verkürzt. Aus diesem Grund ist hier auch eine Messung des in der MRT üblichen scheinbaren Diffusionskoeffizienten (apparent diffusion coefficient, ADC) nicht zielführend.
In dieser Arbeit wurde daher ein alternativer Weg verfolgt, bei dem das zentrale paramagnetische Gd^{3+} Ion durch ein diamagnetisches Ga^{3+} Ion ersetzt wird. Nach der Stokes-Einstein-Gleichung (1) ist die Diffusion des Kontrastmittels von der Temperatur T, der Lösungsmittelviskosität η und dem hydrodynamischen Radius **r** des Komplexes abhängig:

$$D = \frac{k_B T}{6\pi\eta r} \qquad (1)$$

Bei einer Substitution des zentralen Metallatoms bleibt der hydrodynamische Radius, und damit die Diffusionsgeschwindigkeit, unverändert, wenn die Struktur des Komplexes nicht oder nur geringfügig beeinflusst wird. Gleichzeitig verlängern sich jedoch bei Verwendung eines nur schwach magnetischen Metall-Ions die Relaxationszeiten der Komplexprotonen, wodurch eine Beobachtung mittels NMR Spektroskopie möglich wird. Für die Experimente wurde als Zentralatom das Element Gallium gewählt. Ga^{3+} ist diamagnetisch und wird als ^{68}Ga-DOTA bereits in der PET als Tracer verwendet. Für Ga-DOTA stehen daher sowohl etablierte Syntheseverfahren als auch Strukturanalysen zur Verfügung [3].
Alle Experimente wurden an einem Bruker Avance 500 MHz Spektrometer bei 310K durchgeführt. Die ^{1}H Spektren von DOTA und Ga-DOTA wurden mit einer FID Sequenz (NS/TR/SW = 64/8,2s/20ppm) aufgenommen. Die Diffusion wurde mit Hilfe einer konvektionskompensierten 2D DOSY (diffusion ordered spectroscopy) Sequenz gemessen. Die Diffusionszeit betrug 40ms bei einer Gradientendauer von 2,8ms (32 Experimente mit jeweils 32 Mittelungen, Gradientenamplituden linear zwischen 10 und 470 mT/m).

Ergebnisse: Ga-DOTA zeigt in deuteriertem Wasser fünf ^{1}H NMR Signale (siehe Abb. 1). Die Aufspaltung ist Folge einer Krümmung der ehemals planaren DOTA Struktur. Dieser Effekt wird in der Literatur auch für Gd-DOTA berichtet [4]. Aus den Daten der in Abb. 2 gezeigten Diffusionsmessung lässt sich ein Diffusionskoeffizient von Ga-DOTA in D_2O bei 37°C von 4,5±0,1·10^{-10} m^{2}s^{-1} berechnen. Aufgrund des komplexen ^{1}H-Spektrums von Blutplasma war bisher keine direkte Messung in Blut möglich. Dennoch kann nach (1) der Diffusionskoeffizient in Blut abgeschätzt werden:

$$D_{Plasma} = \frac{\eta_{D_2O}}{\eta_{Plasma}} \cdot D_{D_2O}$$

Durch die Korrektur der Lösungsmittelviskosität von D_2O (η = 0,83 mPas) zu Blutplasma (η=1,20 mPas) ergibt sich ein Diffusionskoeffizient für Ga-DOTA im Blutplasma bei 37°C von etwa 3,1·10^{-10} m^{2}s^{-1}.

Zusammenfassung: Im Rahmen dieser Studie konnte mit hoher Präzision der Diffusionskoeffizient des PET Tracers Ga-DOTA in D_2O gemessen werden. Dieser Wert gilt aufgrund sehr ähnlicher hydrodynamischer Eigenschaften auch für das MRT-Kontrastmittel Gd-DOTA. Obwohl aufgrund des starken Hintergrundsignals von Blut leider keine direkte Diffusionsmessung in Blut möglich war, konnte dennoch über eine Korrektur der Lösemittelviskositäten eine Abschätzung für den Diffusionskoeffizienten von Ga-DOTA (Gd-DOTA) in Blut bei Körpertemperatur getroffen werden ($D= 3.1 \cdot 10^{-10}$ m^2s^{-1}).

Anhang 1

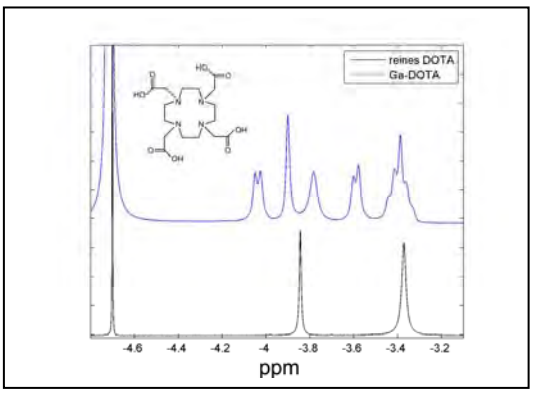


Abb.1:Strukturformel von DOTA und ^1H NMR Spektren von reinem DOTA und Ga-DOTA in D_2O bei 37°C

Anhang 2

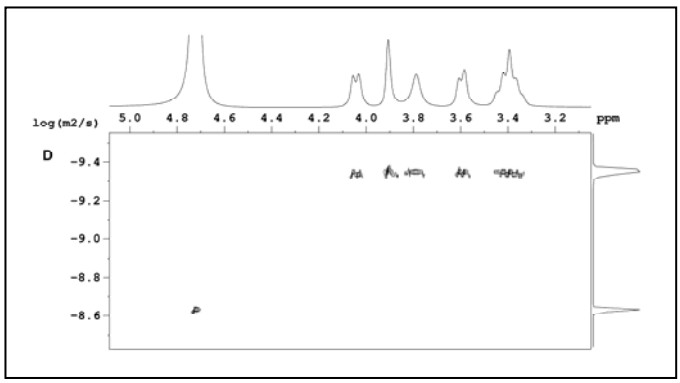


Abb.2: 2D DOSY NMR Spektrum von Ga-DOTA in D_2O bei 37°C

Danksagung
Diese Studie wurde unterstütz vom Max-Planck-Graduate-Center Mainz sowie dem Max-Planck-Institut für Polymerforschung Mainz.

Literatur

[1] Graafen, D.: Quantitative contrast-enhanced myocardial perfusion magnetic resonance imaging: Simulation of bolus dispersion in constricted vessels, Medical Physics, 36 (2009) 7, S. 3099-3106
[2] mSchmidt, R.: Computational Fluid Dynamics Simulations of Contrast Agent Bolus Dispersion in a Coronary Bifurcation: Impact on MRI-Based Quantification of Myocardial Perfusion, Computational and mathematical methods in medicine, 2013
[3] Kubicek, V.: Gallium(III) Complexes of DOTA and DOTA-Monoamide: Kinetic and Thermodynamic Studies, Inorganic Chemistry, 49 (2010) 23, S. 10960-10969
[4] Benazeth, S.: Temperature and pH dependence XAFS study of Gd(DOTA)(-) and Gd(DTPA)(2-) complexes: Solid state and solution structures, Inorganic Chemistry, 37 (1998) 15, S. 3667-3674

148 Zeitaufgelöste Bestimmung der Diffusionskoeffizienten der menschlichen Niere mit EKG-getriggerter diffusionsgewichteter MRT

H.-J. Wittsack[1], J. Weller[1], A. Müller-Lutz[1], P. Heusch[1], G. Oeltzschner[1], G. Pentang[1], G. Antoch[1], R.S. Lanzman[1]
[1]Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Medizinische Fakultät, Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Düsseldorf

Fragestellungen: Die Perfusion des Nierenparenchyms weist einen pulsatilen Charakter in Abhängigkeit des Herzzyklus auf. Aus Ultraschall-Studien ist bekannt, dass diese Pulsatilität mit der Nierenfunktion korreliert [1]. In einer früheren Arbeit konnten wir einen Zusammenhang zwischen dem Blutfluss in der Niere und der Diffusionskonstante (ADC) in der Niere zeigen [2]. Daher war das Ziel der vorliegenden Studie zu prüfen, ob die ADCs der Niere pulsatile Änderungen über den Herzzyklus aufweisen.

Material und Methoden: 20 gesunde Probanden (10 männlich, 10 weiblich, 26.2±7.2 Jahre) wurden an einem 1.5T MRT System (Siemens Magnetom Avanto) mit einer 6 Kanal “body matrix” Spule und einer 24 Kanal “spine array” Spule untersucht. Der Blutfluss in der Nierenarterie wurde mit EKG-getriggerten Phasenkontrastflussmessungen (PC) ermittelt. Folgende Akquisitionsparameter wurden verwendet: FOV=230 mm x158 mm, Schichtdicke: 6mm, MxP=256x128, TR/TE =49.3 ms/2.79 ms, VENC=80 cm/s und 20 gemessene Phasen. Danach wurden EKG- und Atem- getriggerte diffusionsgewichtete Bilder (DWI) in coronaler Richtung zu 14 definierten Zeitpunkten im Herzzyklus (20, 70, 120, 170, …, 570, 620, 720 ms nach der R-Zacke) aufgenommen. Folgende DWI Messparameter wurden verwendet: FOV = 400 mm^2, Schichtdicke=6mm, MxP = 192x192, TR/TE = 3000 ms/66 ms, 3 orthogonale Diffusionsrichtungen mit 4 unterschiedlichen b-Werten zwischen 0 und 300 s/mm2. Die ADCs wurden durch eine regionale Analyse im Nierenkortex (C) anhand der DWI-Messungen bestimmt. Aus den ADCs zu unterschiedlichen Zeitpunkten wurde ein Pulsatilitätsindex (PIADC) = ADC_{max}/ADC_{min} bestimmt.

Ergebnisse: Der mittlere Blutfluss in der Nierenarterie zeigte eine minimale Geschwindigkeit von: 16.9±5.6 cm/s zum Zeitpunkt der R-Zacke und stieg auf ein Maximum von 40.4±10.6 cm/s etwa 142 ms nach der R-Zacke. Parallel zum pulsatilen Blutfluss zeigte der ADC im Nierenkortex einen minimalen Wert von 2145±107 $*10^{-6}mm^2/s$ zur R-Zacke und ein Maximum von 2766±213 $*10^{-6}mm^2/s$ etwa 138 ms nach der R-Zacke. PIADC im Nierenkortex betrug PIADC = 1.30±0.06. Abbildung 1 zeigt die zeitliche Änderung des ADC und des renalen Blutflusses über den Herzzyklus.

Zusammenfassung: Der ADC im Nierengewebe zeigt einen pulsatilen Charakter in Korrelation mit dem Blutfluss. Die ADC-Werte zeigen signifikante Änderungen zwischen Systole und Diastole. Dabei könnten die Änderungen im ADC durch den pulsatilen Blutfluss auf zwei Weisen beeinflusst werden: der ADC-Wert kann durch die mit dem Blutfluss erhöhte mikroskopische Molekülbeweglichkeit erhöht sein. Außerdem könnte der ADC durch die geänderte Gewebesteifigkeit durch den Pulsatilitätseffekt mit der einfließenden Blutflusswelle geändert sein. Zukünftige Studien sollten klären, ob die ADC Pulsatilität und der Pulsatilitätsindex als diagnostisches Werkzeug für Nierenerkrankungen wie Fibrose oder gestörte Nierenperfusion herangezogen werden können.

Anhang 1

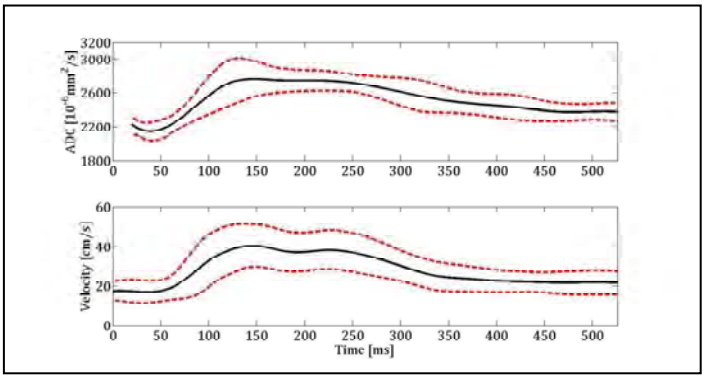


Abb.1: Zeitlicher Verlauf von ADC im Nierenkortex und Blutfluss über den Herzzyklus

Literatur

[1] de Gaetano AM, Boldrini G, Nanni G, et al. Angiology. 1989;40:705–715.
[2] Wittsack HJ, Lanzman RS, Quentin M, et al. Invest Radiol. 2012 Apr;47(4):226-30.

149 Traktografie-geführte Tiefe Hirnstimulation von somatosensorischen Fasern bei Thalamusschmerz

S. Hunsche[1], D. Sauner[2], M. Runge[1], D. Lenartz[1], F. El Majdoub[1], H. Treuer[1], V. Sturm[1], M. Mohammad[1]
[1]Universitätsklinikum Köln, Klinik für Stereotaxie und Funktionelle Neurochirurgie, Köln
[2]Fachkrankenhaus Hubertusburg, Radiologie, Wermsdorf

Fragestellungen: Die spino-thalamo-kortikalen Projektionen (spinothalamocortical pathway=STC-Faserbündel) werden als entscheidend für die Weiterleitung von thalamischen Schmerzen angesehen. Die Darstellung dieser Faserbündel gelingt mit dem konventionellen MRT nur unzureichend. Untersuchungsziele waren die Machbarkeit der Darstellung und Integration der diffusion-tensor imaging (DTI) basierten Traktografie des STC in die stereotaktische Planung zur Bestimmung einer objektorientierten Zugangsplanung für die tiefe Mehr-Elektroden-Hirnstimulation (Tiefe Hirnstimulation=THS).

Material und Methoden: Bei 4 Patienten mit Thalamusschmerzen wurde das DTI durchgeführt. Das STC-Faserbündel wurden mit Hilfe eines deterministischen Rekonstruktions-Algorithmus (fiber assignment by continuous tracking=FACT) unter Vorgabe von Start- und Zielregion modelliert [1] und nach geometrischer Entzerrung in die stereotaktische Planung integriert. Der Zugang der Elektroden wurde entlang des modellierten Faserbündels geplant, um das Faserbündel auf einer möglichst langen Strecke mit mehreren Elektroden zu stimulieren.

Ergebnisse: Bei allen 4 Patienten war eine plausible Rekonstruktion des STC-Faserbündels möglich [1]. Nach Implantation der THS-Elektroden konnte bei allen Patienten in Kongruenz zur Darstellung der Traktographie das STC-Faserbündel über eine Länge von 20 mm stimuliert werden. Intraoperativ war bei allen Patienten eine deutliche Schmerzreduktion erzielbar – dem Zielkriterium, auf dem der Entschluss einer permanenten Implantation der Elektrode basiert. 3 der Patienten berichteten nach 12 Monaten über eine Schmerzreduktion von über 40%. Bei einem der Patienten wurde nach 12 Monaten keine Schmerzreduktion mehr erreicht.

Zusammenfassung: Integration von DTI-basierter Traktografie des STC-Faserbündels in die stereotaktische Planung ist möglich und ermöglicht eine Stimulation des Faserbündels auf über 20 mm, die für eine Mehrelektrodenstimulation nutzbar sind. Die Stimulationsergebnisse und der klinische Verlauf deuten auf eine valide Rekonstruktion des Faserbündels hin. Eine weitere Evaluierung der Traktografie-Darstellung mit Hilfe von berechneten Stimulation-Feldern der permanent implantierten Elektroden ist geplant.

Literatur

[1] Hong JH, Son SM, Jang SH. Identification of spinothalamic tract and its related thalamocortical fibers in human brain. Neurosci Lett. 2010;468(2):102-5.

150 Zur Standardisierung von Apparent-Diffusion-Coefficient-Karten diffusionsgewichteter Magnetresonanztomographie

M. Stein[1], R. Haase[1], S. Leger[1], V. Hietschold[2], N.D. Abolmaali[1,2]
[1]Oncoray, Biologisches und Molekulares Imaging , Dresden
[2]Universitätsklinikum C.G.C. Dresden, Institut und Poliklinik für Radiologische Diagnostik, Dresden

Fragestellung: In der bildgebenden Diagnostik für die Onkologie werden unterschiedliche Sequenztechniken der Magnetresonanztomographie (MRT) eingesetzt, da sich so eine differenzierte Diagnostik von Tumorgeweben erreichen lässt. Neben morphologischen Techniken kommen im klinischen Alltag und in Studien immer häufiger auch funktionelle Techniken zum Einsatz, wie z.B. die diffusionsgewichtete (DW) MRT. Für die Auswertung von Bilddaten der DW-MRT werden verschiedene mathematische Modelle verwendet, die es erlauben sogenannte Apparent-Diffusion-Coefficient- (ADC) Karten zu erzeugen. Der ADC erlaubt es, Tumorgewebe vom Normalgewebe zu unterscheiden. Als Grundlage werden Bildstapel unterschiedlich starker Diffusionswichtung gemessen, die sogenannten b-Bilder. Dabei ist noch nicht abschließend geklärt, welchen Einfluss die Auswahl und die Anzahl der b-Bilder auf die erzeugte ADC-Karte haben. Es wurde bereits gezeigt, dass die Wahl des Modells zur Erzeugung der ADC-Karten entscheidend sein kann und unterschiedliche ADC-Werte generiert werden [1], die zu Fehldiagnosen führen könnten. Eine Standardisierung der Aufnahmetechniken der b-Bilder und somit eine einheitliche Generierung von ADC-Karten ist noch nicht erreicht und ist aufgrund der Unterschiede der verschiedenen Hardware schwierig. Ziel dieser Arbeit ist es, die Unterschiede bezogen auf die Wahl des Modells und Anzahl der verwendeten b-Bilder aufzuzeigen und somit eine Aussage über eine optimale Kombination von b-Bildern treffen zu können.

Material und Methoden: Im Rahmen einer prospektiven Studie zu neoadjuvanten Therapie von Patienten mit Pankreaskarzinomen wurden 7 Patienten mittels DW MRT in einem 1.5 T Scanner (Avanto, Siemens, Erlangen) untersucht. Die Patienten waren im Mittel 67 Jahre alt (Median 71, Minimum 49, Maximum 73), fünf waren weiblich. Diese Datensätze beinhalten Aufnahmen des Abdomens mit unterschiedlicher Diffusionswichtung b= {50, 100, 150, 400, 600, 800} s/mm². Bei zwei von sieben Patienten wurden b-Bilder mit einer Diffusionswichtung von b={50, 100, 400, 800} s/mm² verwendet. Zum Einen wurde eine ADC-Karte basierend auf dem mathematischen Modell der proprietären Scannersoftware erzeugt. Außerdem wurden ADC-Karten mittels hauseigener Software erstellt. Dabei kamen zwei Modelle zum Einsatz: loglinear und monoexponentiell [2]. Bei dem monoexponentiellen Modell wurden unter anderem verschiedene b-Werte verwendet. Weiterhin wurden Regionen von Interesse (ROI) in Organen (Gallenblase, Leber, Milz, Niere) und in der Luft zur weiteren Analyse festgelegt (Abb. 1). Die Kontrolle der Regionen erfolgte vor der Auswertung durch einen erfahrenen Radiologen (NA). Von den mittleren Signalwerten dieser ROIs wurden ADC-Werte berechnet.

Ergebnisse: In Abbildung 2 sind beispielhaft drei ADC-Karten abgebildet, die durch die Anwendung der drei oben genannten Modelle generiert wurden. Unterschiede waren visuell nur an Objektkanten erkennbar. Der ADC des proprietären Modells war in Luft unterschiedlich zu den anderen beiden Modellen. Detaillierte Angaben zu den ADC-Werten in den analysierten Regionen sind in Tabelle 1 dargestellt. Auch hier zeigte sich, dass die relativen Unterschiede der ADC-Werte in der Luft am größten waren. Bei der Verwendung des monoexponentiellen Modells mit verschiedenen b-Bildern (Abb. 3), zeigten sich ebenfalls nur geringe visuelle Unterschiede. Die Ergebnisse der ADC-Karte waren abhängig von der Lokalisation der ROIs in der Leber. Dieser Effekt wurde in allen drei Modellen detektiert.

Zusammenfassung: Die Unterschiede der ADC-Werte, die durch die oben beschriebenen Modelle erzeugt wurden, sind als gering einzustufen. Der Vergleich mit dem biexponentiellen Modell ist momentan in Arbeit, sowie die Kombination unterschiedlicher b-Bilder als Eingangsdaten für die verschiedenen Modelle.

Literatur

[1] Zhang JL, Sigmund EE: Variability of Renal Apparent Diffusion Coefficients: Limitations of the Monoexponential Model for Diffusion Quantification, Radiology, 254 (2010), S. 783-792
[2] Koh DM, Thoeny HC: Diffusion-Weighted MR Imaging: Applications in the Body. Heidelberg: Springer, 2010 - ISBN: 978-3-540-78575-0

Anhang 1

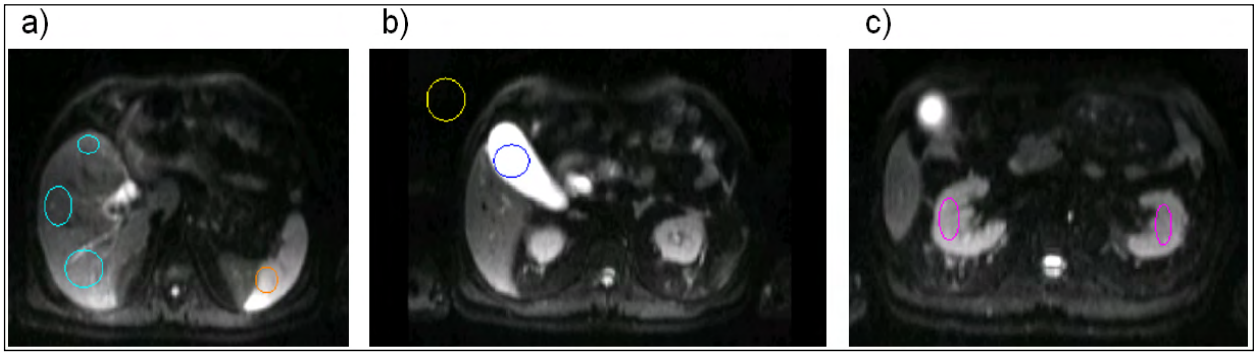


Abb. 1: In a) sind Regionen von Interesse, in der Leber (cyan) und der Milz (orange) dargestellt. In b) sind die Regionen Luft (gelb) und Gallenblase (blau) abgebildet. In c) sind Regionen in den Nieren pink dargestellt.

Anhang 2

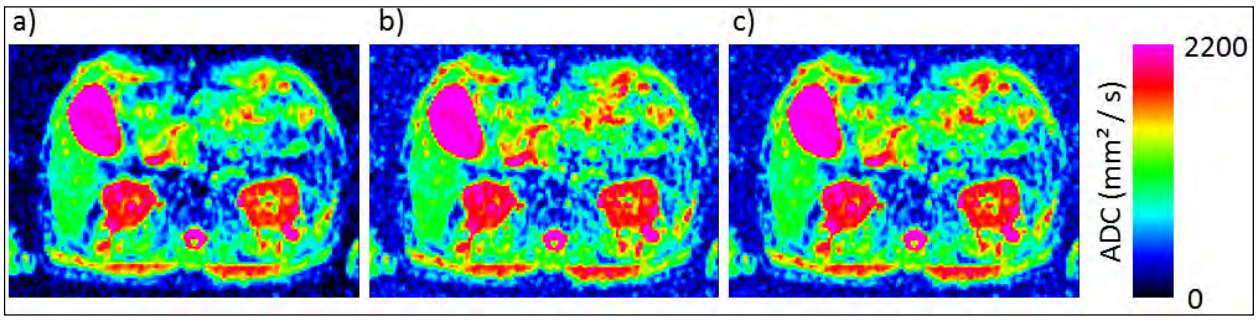


Abb. 2: Der Einsatz verschiedener Modelle führt zu den ADC-Karten der proprietären Software (a), des loglinearen Modells (b) und des monoexponentiellen Modells (c). Unterschiede waren nur an Objektkanten und in der Luft zu erkennen.

Anhang 3

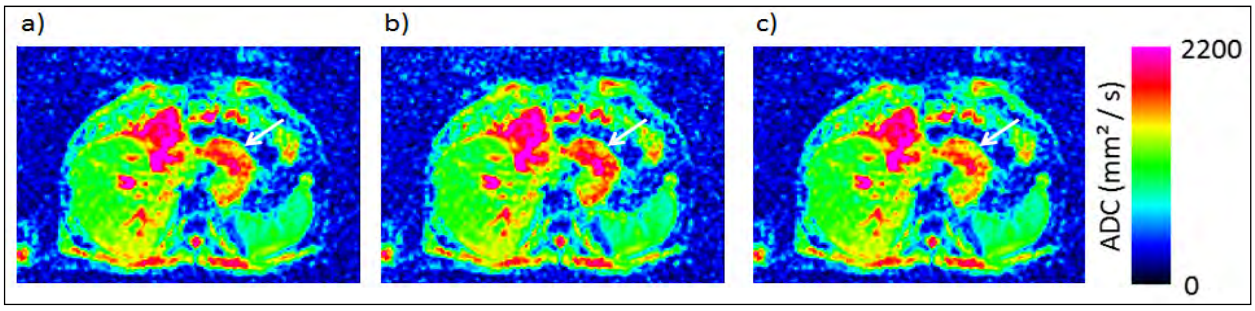


Abb. 3: Diese ADC-Karten wurden mit dem monoexponentiellen Modells generiert. Zum Einen unter Verwendung aller verfügbaren b-Bilder (a). Außerdem wurde jeweils eine ADC-Karte mit den b-Werten 50,400,800 (b) und den b-Werten 50-100-800 (c) erzeugt. Unterschiede waren im Bereich des Magens (weißer Pfeil) und in der Luft zu erkennen.

Anhang 4

	Propriertär b-Werte = {50,800}		Lineares Modell b-Werte = {50, 800}		Monoexponentielles Modell b-Werte = {50, 100, 150, 400, 600, 800}**		Monoexponentielles Modell b-Werte = {50, 100, 800}		Monoexponentielles Modell b-Werte = {50, 400, 800}	
Region	Mittelwert	Standardabweichung	Mittelwert	Standardabweichung	Mittelwert	Standardabweichung	Mittelwert	Standardabweichung	Mittelwert	Standardabweichung
Gallenblase*	2776,7	406,8	2812,9	427,3	2817,1	413,8	2805,6	404,8	2810,5	424,6
Leber dorsal	1071,2	108,5	1103,7	106,2	1111,2	107,1	1088,1	112,5	1090,3	107,1
Leber rechts	980,8	85,2	1026,9	82,1	1030,4	86,6	985,7	84,8	991,9	82,1
Leber ventral	1166,7	159,2	1218,3	158,5	1224,2	162,9	1185,3	155,6	1188,8	156,2
Luft	91,3	53,4	41,8	95,7	35,6	99,5	47,9	92,9	50,3	94,9
Milz	1221,4	185,4	1214,2	175,2	1231,5	186,8	920,1	177,1	920,3	174,8
Niere links	1825,7	60,0	1843,7	56,4	1854,0	59,7	1767,2	55,6	1778,1	55,5
Niere rechts	1888,0	170,7	1906,4	139,9	1917,2	173,6	1855,4	142,9	1868,4	138,3

*Tab. 1: Die aufgeführten Mittelwerte und Standardabweichungen der verschiedenen Modelle sind nach den unterschiedlichen Regionen unterteilt. *Messungen in der Gallenblase waren nur für vier Patienten verfügbar. **Bei zwei von sieben Patienten waren nur vier b-Bilder verfügbar.*

151 Dynamic ^{3}He MRI of human lung – correlations and reproducibility study of bolus shape effect on gas delivery parameters

M. Terekhov[1], K. Gast[1], U. Wolf[1], J. Rivoire[1], C. Hoffmann[1], J. Friedrich[1], L. M. Schreiber[1]
[1]Universitätsmedizin Mainz, Radiologie, Mainz

Motivation: Dynamic Ventilation of lung measured with hyperpolarized ^{3}He MRI (^{3}He-DV-MRI) is an efficient tool to visualize and quantify the intrapulmonary gas inflow[1]. DV measurements give information on a gas temporal and spatial distribution in lung airways and parenchyma, that is of great importance for the diagnostics and studies of airways obstructions e.g. asthma and COPD. Usually, to characterize the gas delivery in the lungs a set of parameters extracted by the fitting of ^{3}He signal-time profile (^{3}He-S(t)) with the model "Fermi-function" are used[2]. The reproducibility of these extracted parameters is important when considering the usage of ^{3}He-DV data in clinical diagnostic. The reproducibility of ^{3}He signal-time curve in lungs is influenced by the (1) input bolus volume-time curve $B_{He}(t)$ and (2) variability of the lung function parameters of a patient (FEV1, RV, VC and others). We performed systematic study and analysis of reproducibility of estimated gas delivery parameters (as estimated from ^{3}He-DV-MRI) and correlations between these parameters and characteristics of applied ^{3}He-bolus (measured both by MRI and by spirometer). The study was done on n=10 healthy volunteers with permission of local Ethic Committee using custom-built application unit (AU) for the controlled gas bolus administration. The standard lung function test was done several hour prior measurements to get standard lung function parameters.

Materials and method: The study was done on 1.5T MRI system (Sonata, Siemens, Germany) with a double tune ^{3}He/^{19}F birdcage resonator (Rapid Biomedical). The projection 2D SGRE sequence (without slice selection), TE=0.9/TR=2.2ms/FA=2^0, matrix 128x64, FOV=400mm was used. The boluses of ^{3}He:N_2 (200:300ml) mixed during the breath with ambient air were administered to volunteers and MR-images visualizing the ^{3}He inflow into the lungs were continuously acquired with effective frame rate of 7 images per second. Two repetitions of scan were done for each individual. The ambient air and He-N_2 mixture bolus flow was monitored by spirometer. Further, the temporal dependence of ^{3}He MR-signal $S_p(t)$ (effectively proportional to local ^{3}He spin density) in lung parenchyma was analyzed from the time series of acquired MR-images, to build parameters map on pixel basis. The extracted by fitting $S_p(t)$ with Fermi-function parameters were: rise-up time RT-(interval between $S_p(t)$ rises from 10% to 90% of maximum (S_p^{max})), maximal flow FM = max($dS_p(t)/dt$) and delivery time TD ($S_p(TD)=0.9\cdot S_p^{max}$). The data were analyzed to find correlations between dispersion of input bolus shape D_t (calculated as bolus curve $B_{He}(t)$ second central moment) and characteristic values of descriptive statistics of RT,TD and FM histograms. For correlation with bolus dispersion the 1-st and 2-nd central moments of RT,TD and FM histograms (i.e median and standard deviation respectively) and the inter-quartile ranges were used. Additionally, the variability and correlations between parameters measured and evaluated in the first and second scan repetition were analyzed. The variability of parameter p was calculated as $V(p)=2*|p_1-p_2|/(p_1+p_2)$.

Results and Discussion: Fig 1a shows exemplary the ^{3}He bolus shapes measured by MRI and by spitometer. The changes in profile of the MRI-measured bolus in comparison with volumetric profile are in good agreement with predictable low-pass filtering effect introduced by k-space encoding [3]. It was found that bolus dispersion D_t determined from spirometer signal and estimated from MR-images has very good correlation (R>0.98) in both repetitions. The dispersion of the bolus profile D_t varies both for different individuals and within two repetitions with the same person (the average variability $<V(D_t)>=0.8$). The similar variations are observed for the RT values. The RT histogram parameters in the first repetition is not reproduced in the second one and both series for 10 volunteers does not correlate to each other (R<0.5). However, a very strong correlation (R>0.95) are observed between D_t and first 2 central moments of RT histogram. The mean and standard deviation values of RT taken for 10 persons follow the variation of the input bolus dispersion in both repetitions (Fig 2b). In contrast, the FM values does not correlate with bolus dispersion but are very well reproducible between 2 scans for all 10 individuals. Therefore, the evaluated series (1-st and 2-nd repetition values for all individuals) of FM histograms descriptors (1-st and 2-nd moments) are strongly correlated to each other(R>0.95). In the same time, no correlation is observed between series of RT and FM histograms descriptive statistics parameters.

Conclusion: The non-resistant AU-administration of ^{3}He bolus makes possible observing direct correlations between parameters characterizing signal-time profile of input bolus and statistical parameter characterizing the gas delivery in parenchyma. Important for the physiological interpretation of ^{3}He-DV-MRI measured values is that the independently measured temporal distribution of 500ml bolus (D_t) in

localized volume of flow-meter is reproducibly correlated with rise-up time RT measured by ^{3}He-DV-MRI within total volume of lung parenchyma (5-6 liters). Also, it is remarkable that the maximal flows FM being perfectly reproducible within two scans is “uncoupled” from the bolus dispersion and, thus, probably characterize purely the lung function (e.g. airways resistance and lung compliance) which are of great importance for the diagnostic of the airways obstruction diseases. To our knowledge this is the first study over the large group of human volunteers with validation of ^{3}He-DV-MRI with volumetric data.

Acknowledgements: Deutsche Forschungsgemeinschaft (FOR 474, SCH 687/5 SCHR 1375/1), EU Marie Curie Research & Training Networks (PHeLINet) and BMBF

Anhang 1

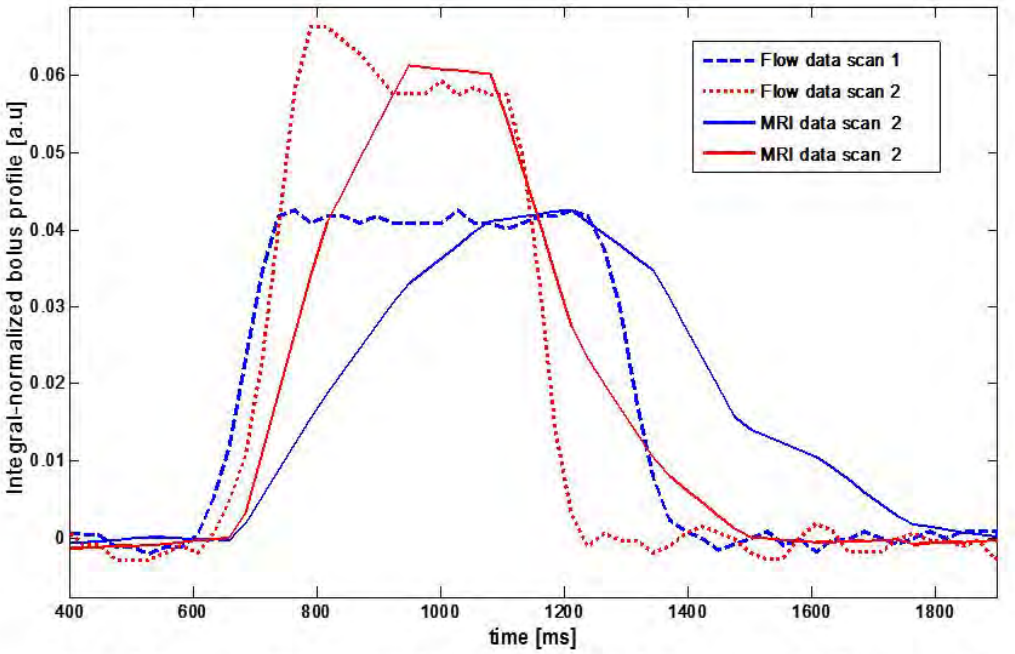


Fig 1 Spirometer data and MRI-measured input bolus profiles. MRI measured data is averaged from 3x3 pixel region in the top of trachea. MRI profile shows characteristic „time-integration“ low-pass filtering effect in comparison with „real-time“sperometer data. Despite of introduced by MRI filtering effect the dispersions of bolus curves (second central moments) measured by both methods are perfectly correlated for 10 patients in 2 scans.

Anhang 2

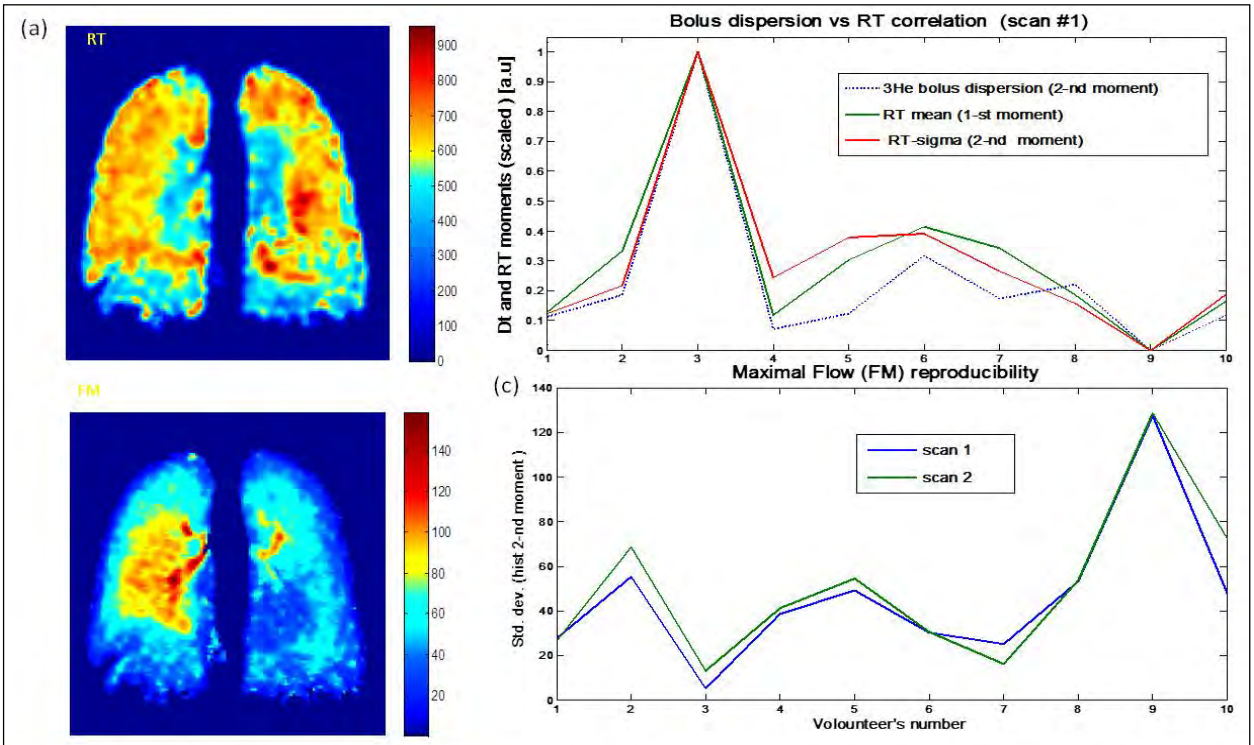


Fig 2 (a) Exemplary RT and FM-parameter map. (b): correlations between bolus dispersion Dt and 1-st and 2-nd moments of RT histograms .The sufficient correlation (R>0.9) for both moments of RT are observed. (c) Reproducibility of FM value, both moments of FM shows very good reproducibility between scans 1 and 2 over whole 10 patients group

References

[1] Terekhov et al, "Measurement of gas transport kinetics in high-frequency oscillatory ventilation (HFOV) of the lung using hyperpolarized 3He magnetic resonance imaging " J Magn Reson Imaging. 2010 Oct;32(4):887-94.
[2] K.Gast et al Intrapulmonary 3He Gas Distribution Depending on Bolus Size and Temporal Bolus Placement. Invest Radiol. 2008; 43(6):439-46.
[3] Terekhov, M, Rivoire, J, Schreiber, W.G., Simulation of Temporal Resolution for Non-Cartesian K-Space Sampling Strategies, ISMRM 16-th Scientific Meeting and Exhibition

152 Parallel MRI acquisitions with hyperpolarized nuclei – using k-space filtering quantification to compare and improve image characteristics

M. Terekhov[1], J. Rivoire[1], U. Wolf[1], C. Hoffmann[1], J. Friedrich[1], L. M. Schreiber[1]
[1]Universitätsmedizin Mainz, Radiologie, Mainz

Introduction: MRI using hyperpolarized substances (HP-MRI) is an effective tool to obtain morphological or functional information not achievable with ^{1}H MRI. The non-renewable finite pool of hyperpolarized magnetisation available for acquiring imaging information makes the HP-MRI demandable for the optimal choosing of k-space sampling strategy. Parallel and other accelerated imaging strategies employs less rf-excitations in comparison with conventional Nyquist sampling that allows for more effective using of the magnetisation pool and potentially better image quality. The SNR and image resolution are the two key aspects of characterizing image quality. The irreversible decay of HP magnetization due to rf-excitations causes weighting of the k-space data points and image blurring called k-space filtering (KSF) [1]. The power of the KSF is usually measured via FWHM of the point spread function (PSF). For accelerated acquisition with parallel imaging the power of the KSF (P_{ksf}) can be determined via the ratio between central and neighbour pixel: P_{ksf}=|PSF(1)|/|PSF(0)| [2]. This parameter represents the contamination of the signal from certain pixel by the neighbouring ones and characterize the effectively achievable image resolution. For the sequential phase encoding (PE), an optimal flip angle (FA_{opt}) can be calculated which provides a maximal total energy of the image [3]. However, using FA_{opt} cannot ensure that the acquired images will have acceptable quality due to the KSF-blurring. When equalizing the P_{ksf} of different k-space trajectories, the effective gain or loss in SNR could be then estimated and compared for different accelerating strategies taking into account effective image resolution. In order to prove this concept of image quality optimisation in the HP-MRI we performed numerical simulation and experimental in-vivo measurements of lung morphology images with HP 3He for **5 healthy volunteers**. The effect of slice ordering and k-space sampling trajectories were of special interest.

Methods: The SNR of two slice acquisition strategies (sequential and interleave) were simulated in presence of the homogeneous and inhomogeneous B1 field of the receiver (RX) coil (birdcage vs. phased array) in slice encoding direction. The flip angle was calculated to provide an equal Pksf= 0.2. The expected SNR in each slice was calculated. Different sampling strategies and acquisition parameters were analyzed: centric/sequential phase encoding (PE) ordering, different flip angles (FA) and different parallel imaging acceleration factors (R). The ^{3}He MRI images were acquired with SGRE sequence, an in-house built 32 channels phased array on 1.5T MR-scanner (1.5T "Avanto Tim", Siemens, Erlangen, Germany) using 200/800ml 3He/N2 gas mixture. 14 coronal slices of 10 mm thickness were acquired with 128x128 matrix size and total acquisition time of 6 second and 9 seconds with R=2 and without acceleration. Prior to these acquisitions, the B1 map were acquired for each volunteer.

Results and discussion: The comparison of simulation results of sequential (SSA) and interleaved (ISA) slice acquisition strategy shows that using a "homogeneous RX" coil, the IAS yields higher SNR through all the slices (Fig.1). By contrast, the strong RX inhomogeneity in slice encoding direction (typically posterior -anterior), the SAS provide higher average SNR, especially, when the acquisition starts from the slice with lowest RX sensitivity profile. This situation typically occurs when acquiring coronal slices with a phased array coil. The central slices are located far from the coil elements and their images SNR suffers from lower coil sensitivity. This simulation results is fully confirmed by the experiment measurement. For the typical 2D slice selective 3He MRI the acquisition time is short in comparison with the T_1 and the KSF remains low (P_{ksf}<0.2). However, for increased image matrix the acquisition duration get close to T_1, the P_{ksf} increases dramatically. That why, for a long measurement with the ISA and, especially, for the 3D imaging, the FA_{opt} should be corrected appropriately to avoid strong losses in image resolution. The images of the Fig 2 were acquired with ISA and SSA and at flip angle FA=FA_{opt}. The remarkable increase of P_{ksf} can be observed on the ISA image (top). By calculating the flip angle providing an equal P_{KSF}=0.2 it was possible to estimate and measure the gain in SNR due to using parallel imaging acceleration. For the matrix size 128x128 and accelerating by factor 2, the SNR gain of -1% and +27% was achieved for the 1st and 10th acquired slice, respectively.

Conclusion: Quantifying the k-space filtering for the HP-MRI allows comparing the SNR of images acquired with different k-space sampling strategies and acceleration methods. This technique can be applied equally to all types of the hyperpolarized nuclei and provide us with the tool for optimisation of the pulse sequences to acquire the images of the best quality at given experimental conditions.

ACKNOWLEDGEMENT: DFG (FOR 474, SCHR 687/2, SCHR 687/5), EU (PHeLINet), BMBF (COSYCONET)

Anhang 1

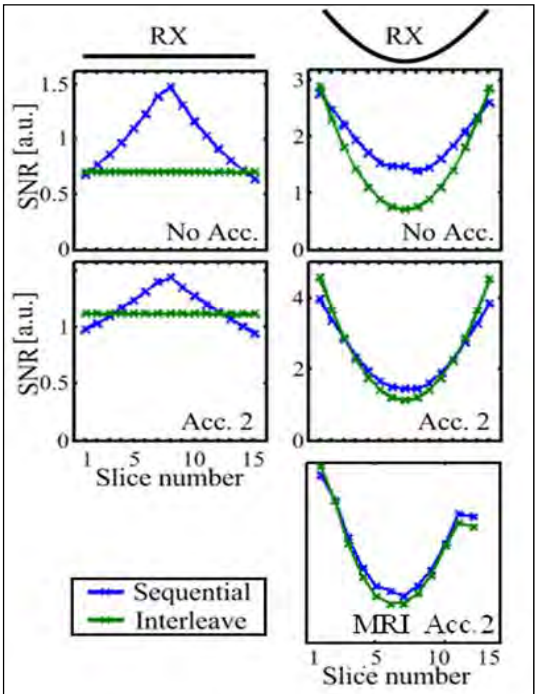


Fig.1. Simulated SNR obtained with sequential and interleave slice ordering strategy and for different RX sensitivities profile (4 top graphs). Bottom graph: Mean measured SNR from MRI acquisition with 32 channel phased array at R=2

Anhang 2

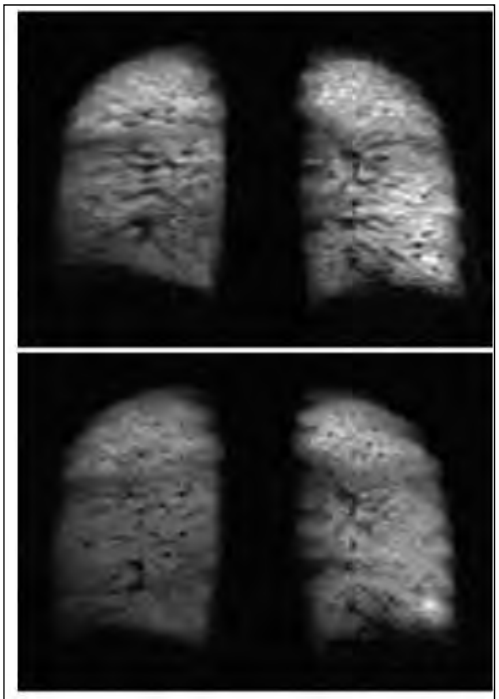


Fig.2. Coronal slice images acquired with the same flip angle but different slice ordering strategies. An increased KSF -blurring can be observed in the case of interleaved acqusition (top) in comparison with sequential (bottom).

References

[1] Wild JM et al MRM 47(4) 687-695
[2] Rivoire J et al (2009) Proceedings of ISMRM#2139
[3] Mugler JP III et al (1998) Proceedings of ISMRM #190

30. Bildverarbeitung, Visualisierung, Computing

153 Einführungsvortrag – Good scientific practice – scientific computing und reproduzierbare Ergebnisse? – typische Probleme bei Bildverarbeitung, Visualisierung und Computing, u. a. im Bereich NeuroImaging

S. Vollmar[1]
[1] Max-Planck-Institut für neurologische Forschung, Köln

Die Bearbeitung wissenschaftlicher Daten, die z.B. aus bildgebenden Verfahren wie MRT oder PET stammen, erfolgt oft durch mehrere Programme und Scripts, die zu einer komplexen Pipeline kombiniert werden können. Meist stammen die Programme auch von unterschiedlichen Autoren und enthalten keinen einheitlichen Standard zur Dokumentation eines Workflows oder sehen erst gar keine Möglichkeit vor, alle relevanten Informationen über einen digitalen Arbeitsschritt zu protokollieren – manchmal ist den Nutzern auch nicht klar, welche "Details" für wissenschaftliches Rechnen entscheidend sein können.

Ein Kern von "Good Scientific Practice" ist, ein bestimmtes Ergebnis auch nach mehreren Monaten noch möglichst genau nachvollziehen zu können. Wendet man z.B. einen digitalen Filter auf Bilddaten an, benötigt man hierfür die benutzten Filterparameter. Leider ist das für vollständige Reproduzierbarkeit aber meist noch nicht ausreichend: man muss auch wissen, welche Software (Version) auf welcher Plattform (Betriebssystem) eingesetzt wurde. Für das FreeSurfer-Paket[1] ist dies exemplarisch untersucht worden [2], andere gängige Anwendungen (z.B. SPM[3]) im Bereich Neuroimaging können hier aber auch Schwierigkeiten machen.

Wir möchten ein paar typische Probleme mit Beispielen aus unserer eigenen Erfahrung mit der Entwicklung wissenschaftlicher Software (VINCI[4]) für mehrere Plattformen dokumentieren (automatisierte Tests, Versionierung). Außerdem wollen wir im Zusammenhang mit der Reproduzierbarkeit von Ergebnissen auf Werkzeuge eingehen, die in dieser Session genutzt werden (z.B. Matlab[5]) und Ansätze "live" demonstrieren, wie man Workflows automatisiert protokollieren kann [6].

Literatur

[1] "FreeSurfer is a set of automated tools for reconstruction of the brain's cortical surface from structural MRI data, and overlay of functional MRI data onto the reconstructed surface." –http://surfer.nmr.mgh.harvard.edu/
[2] Gronenschild EH, Habets P, Jacobs HI, Mengelers R, Rozendaal N, van Os J, and Marcelis M (2012). The Effects of FreeSurfer Version, Workstation Type, and Macintosh Operating System Version on Anatomical Volume and Cortical Thickness Measurements. PloS one, 7 (6) PMID:22675527
[3] Friston KJ Holmes AP Worsley KJ Poline JB Frith CD and Frackowiak RSJ. Statistical Parametric Maps in functional imaging: A general linear approach Hum. Brain Mapp. 2:189-210, 1995.
[4] "VINCI (Volume Imaging in Neurological Research, Co-Registration and ROIs included) was designed for the visualization and analysis of volume data generated by medical tomographical systems with special emphasis on the needs for brain imaging with PET." – http://www.nf.mpg.de/vinci
[5] "MATLAB is a high-level language and interactive environment for numerical computation, visualization, and programming." – http://www.mathworks.com/products/matlab
[6] "The VHIST project defines a file format designed to document data-processing workflows." – http://www.nf.mpg.de/vhist

154 Referenzobjektbasierte quantitative Evaluation der Bildqualität von Computertomographen

M. Krüger[1], T. Schrader[2], E. Blank[3], C. Willomitzer[1], A. Buchali[3]
[1]Praxis für Strahlentherapie und Radioonkologie OGD Ostprignitz-Ruppiner-Gesundheitsdienste GmbH, Brandenburg an der Havel
[2]FH Brandenburg, Brandenburg an der Havel
[3]Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie OGD Ostprignitz-Ruppiner-Gesundheitsdienste GmbH, Neuruppin

Fragestellungen: Zur Konstanzprüfung der Bildqualität von Computertomographen werden spezielle Phantome genutzt. Diese enthalten verschiedene Referenzobjekte, mit denen die jeweiligen Qualitätsattribute auf Konstanz geprüft werden können. Die Auswertung erfolgt normalerweise über die ROI-Funktionalitäten eines DICOM-Viewers. Da diese Messungen von individuellen Mitarbeitern durchgeführt werden, enthalten die Messergebnisse subjektive Einflüsse und unter Umständen auch Fehler. Außerdem ist die Durchführung sehr mühselig und nimmt viel Zeit in Anspruch. An diesen Punkt setzt diese Arbeit an. Diese Fehler sollen durch eine automatisierte, quantitative Evaluation unterbunden werden und eine schnelle Durchführung ermöglichen.

Material und Methoden: Als Phantom und Referenzobjekt wurde das *Catphan® 504* von der Firma *The Phantom Laboratory* genutzt [1]. Es ist modular aufgebaut und beinhaltet verschiedene Testeinsätze. Diese beinhalten eine Reihe von unterschiedliche Testmodule zur Prüfung unterschiedlicher Leistungskriterien. Die Algorithmen zur automatischen Evaluation wurden mit der Software *MATLAB* in der Version *2012a* des Unternehmens *The MathWorks* realisiert [2]. Unter anderem kam dabei die *Hough-Kreistransformation*, eine robuste Methode der modellbasierten Segmentierung, zum Einsatz (Abb. 1).

Ergebnisse: Es wurden Algorithmen zur automatischen Evaluation der folgenden Qualitätsattribute implementiert: Ortsauflösung, MTF, Schichtdicke, Pixelgröße, Sensitometrie, Niedrigkontrast, Rauschen und Bilduniformität. Zur Benutzung der Algorithmen wurde eine grafische Benutzeroberfläche erstellt. Es wurden CT-Aufnahmen von 5 verschieden CT-Geräten mit der Software ausgewertet.

Zusammenfassung: Im Rahmen der regelmäßigen Konstanzprüfung ermöglicht die entwickelte Software eine schnelle und quantitative Auswertung von CT-Aufnahmen des *Catphan® 504* Phantoms. Die jeweiligen Methodiken und Grenzen der Algorithmen werden erläutert und Ideen für Weiterentwicklungen gegeben.

Anhang 1

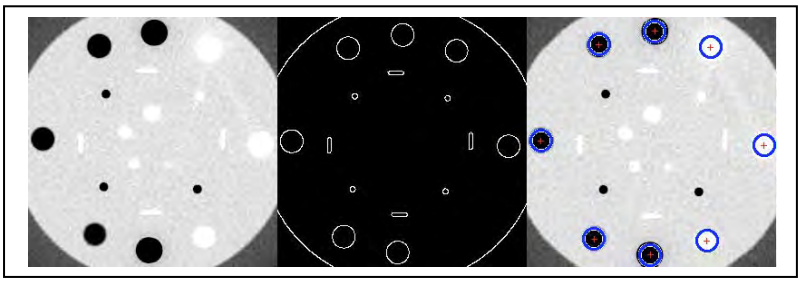


Abb.1: Segmentierung und Messung der Sensitometrie-Prüfkörper mittels Hough-Kreistransformation

Literatur

[1] http://www.phantomlab.com/products/catphan.php
[2] www.mathworks.de/products/matlab/

155 Region Growing zur Verbesserung von Fuzzy Clustering in MRT Bilddaten

S. Leger[1], R. Haase[1], H.-J. Böhme[2], N. D. Abolmaali[1]
[1]OncoRay - National Center for Radiation Research in Oncology, Biologisches und Molekulares Imaging, Dresden
[2]HTW Dresden, Fakultät Informatik/Mathematik, Dresden

Fragestellung: In der diagnostischen Radiologie ist die Magnetresonanztomographie (MRT) ein wesentliches Bildgebungsverfahren für onkologische Fragestellungen. Neben der morphologischen Darstellung erlaubt die diffusionsgewichtete MRT die Darstellung von molekularer Bewegung im Gewebe. Diese zusätzliche Perspektive ermöglicht den Radiologen eine genauere Abgrenzung zwischen gesunden und bösartigen Geweben. Durch die Vielzahl an unterschiedlichen Bildsequenzen entstehen schnell große Datenmengen, mit weit über 1000 Bildern, z.B. bei einer Ganzkörper-MRT, für deren Auswertung der Radiologe viel Zeit benötigt. Eine automatische Segmentierung und Klassifizierung der Bilddaten könnte hier unterstützend wirken. Ein häufig eingesetztes Verfahren zur automatischen Segmentierung von Gewebe ist das Fuzzy Clustering. Die dabei entstehenden Cluster können stark fragmentiert sein und somit wenig Aussagekraft besitzen. Gerade bei Bilddaten mit niedrigem Signal und hohem Rauschanteil ist dieser Effekt zu beobachten. Ein Ansatz die Fragmentierung zu korrigieren wurde in Hsieh et al. anhand von Kopf MRT Bilddaten beschrieben. Dazu wurde nach dem Fuzzy Clustering ein weiteres Verfahren, das Region Growing, angewendet um die stark fragmentierten Cluster zu rekonstruieren.
Anhand der gewonnen Erkenntnisse wird untersucht, inwiefern sich dieses Verfahren auf MRT Bilddaten des Abdomens anwenden lässt.

Material und Methoden:
Die Datenbasis bestand primär aus drei Datensätzen mit MRT Aufnahmen des Abdomens von Patienten, die an Pankreaskarzinomen erkrankt waren. Fuzzy Clustering zählt zu den iterativen und unüberwachten Lernverfahren mit dem Ziel eine Zielfunktion zu minimieren. Die initialen Parameter des Algorithmus wurden auf eine Clusteranzahl von 32, ein untere Fehlerschranke von 0.0001 sowie auf maximal 100 Iterationsschritte festgelegt. Eine ausreichend große Clusteranzahl ist bei kleinen Grauwertabstufungen von Vorteil. Der Algorithmus verarbeitet jeweils ein T1 und ein diffusionsgewichtetes MRT Bild des Abdomens. In jedem Iterationsschritt wird für jeden Grauwert des Voxels ein Zugehörigkeitswert berechnet. Dieser Zugehörigkeitswert gibt an mit welcher Wahrscheinlichkeit der Voxel zu einem Cluster gehört. Der Zugehörigkeitswert wird anhand des Euklidischen Abstandes vom Grauwert des Voxels zum jeweiligen Grauwert des Clusterzentrums bestimmt. Das Ergebnis des Fuzzy Clustering Algorithmus wird in 32 einzelnen Bildern, die jeweils ein Cluster repräsentieren, dargestellt. Diese 32 Bilder ergeben zusammen ein segmentiertes Bild. Durch die einzelnen Cluster kann es vorkommen, dass zusammenhängende Regionen stark fragmentiert werden und somit weniger aussagekräftig sind. Um diesen Effekt zu korrigieren, wurde nach dem Fuzzy Clustering das Region Growing eingesetzt. Region Growing beschreibt ein iteratives Verfahren mit dem ähnliche Regionen zusammengefasst werden können. Dazu werden die um einen Startpunkt liegenden Voxel anhand eines Ähnlichkeitsmaßes bewertet. Sind die umliegenden Voxel ähnlich, werden sie zu der Region hinzugefügt und als neue Startpunkte definiert. Das Ähnlichkeitsmaß wurde anhand einer Gaussianverteilung beschrieben und alle umliegenden Voxel mit einem Zugehörigkeitswert von mehr als 65% zu der Region hinzugefügt.

Ergebnisse:
In Abbildung 1 sind die Segmentierungsergebnisse der drei Patientendatensätze dargestellt. Es ist gut erkennbar, dass beispielsweise die Leber und die Nieren aus mehreren Teilklassen zusammengesetzt sind. Mit Hilfe des Region Growing konnten diese Teilklassen wieder zu einer Klasse zusammengefügt werden, wie in Abbildung 2 gezeigt wird. Somit konnten Organe wie Leber und Nieren wieder eindeutig identifiziert werden. Des Weiteren konnte anhand der Segmentierungsergebnisse beobachtet werden, dass die Tumorregionen immer ein Cluster bilden. Dies ist für eine spätere Klassifizierung von Gewebe von wichtiger Bedeutung.

Zusammenfassung:
Wir konnten zeigen, dass anhand von Fuzzy Clustering eine Segmentierung von MRT Bilddaten des Abdomens möglich ist. Zudem konnte gezeigt werden, dass in Verbindung mit dem Region Growing stark fragmentierte Cluster wieder zusammengefügt werden konnten und damit aussagekräftiger sind. Basierend auf dieser Untersuchung kann in zukünftigen Arbeiten untersucht werden, inwiefern sich dieses Verfahren erweitern lässt um eine Klassifikation von gesunden und bösartigen Geweben zu realisieren.

Anhang 1

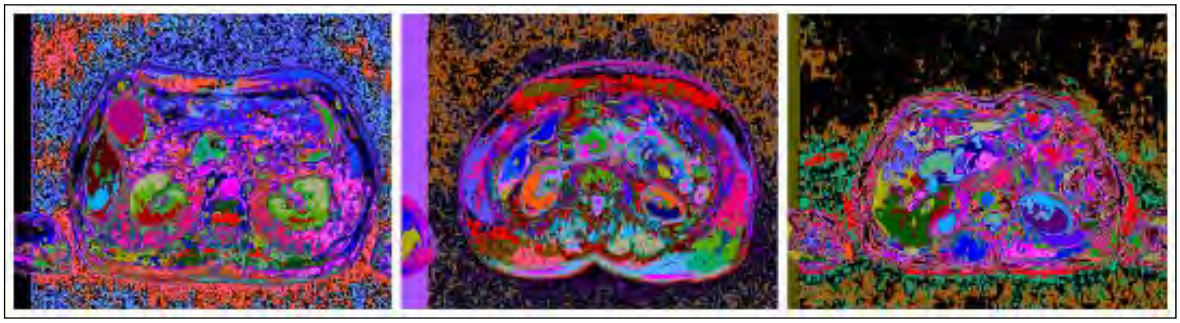


Abb. 1: Beispielhafte Segmentierungsergebnisse des Fuzzy Clustering einer MRT Abdomenschicht der drei Patienten.

Anhang 2

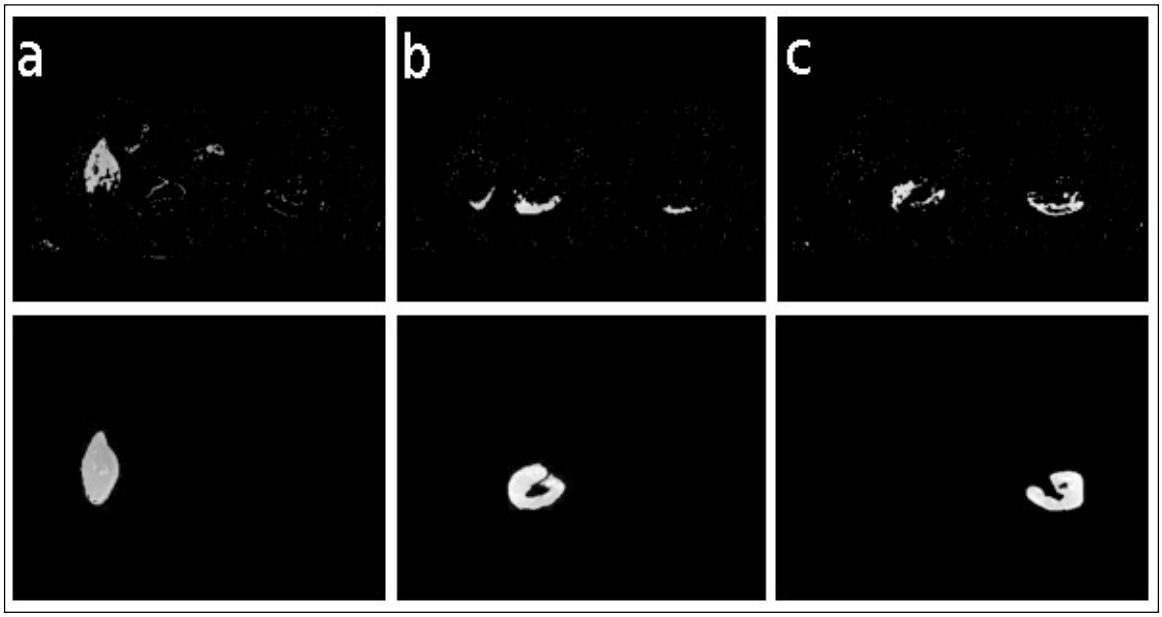


Abb. 2: Beispielhafte einzelne Cluster (a-c) des Fuzzy Clustering Algorithmus. Mit Hilfe von Region Growing konnte die Leber (links unten) sowie die linke und die rechte Niere (mitte/rechts unten) wiederhergestellt werden.

Anhang 3



Abb. 3: Abdomenschicht und die Kontur der Pankreastumoren von den drei Patientendatensätzen.

Literatur

[1] Hsieh, et al.: Automatic segmentation of meningioma from non-contrasted brain MRI integrating fuzzy clustering and region growing., BMC Medical Informatics and Decision Making, (2011)

156 Effect of filter functions on noise levels and image quality

C. Piel[1,2], H. Yoshida[2], W. Cai[2], J.-G. Lee[2], M. Fiebich[1]
[1]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen
[2]Massachusetts General Hospital, Department of Radiology – 3D Imaging, Boston, USA

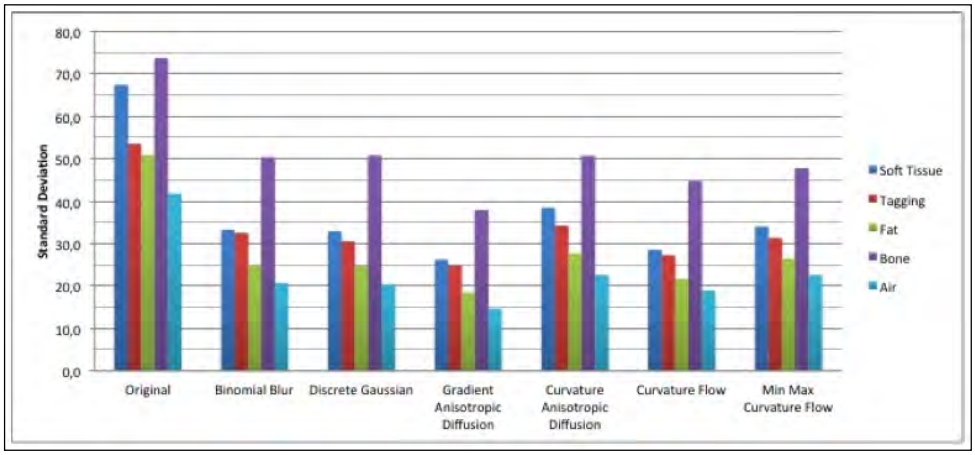
Introduction: The computed tomography is one of the most important diagnostic procedures in medicine. Nevertheless the radiation exposure, with which the patient has to deal with, is still around 1 to 10 mSv and could be reduced. The problem in reducing the dose is that the CT image becomes noisier.
This work deals with an evaluation of six different filter functions regarding to their noise levels and generated image quality. These filter functions were applied on low-dose CT images. Furthermore the filtered low-dose CT images were compared with an original higher-dose CT image.
To receive comparable CT images, where different kVp settings were used, we scanned a phantom multiple times and used these images for the filtering and the comparison.

Materials and Methods: The phantom consists of human simulated bones, fat and soft tissue. In addition it has a hollow cavity, which was filled with simulations of different non-cathartic tagged fecal residuals. The phantom has a similar absorption as a human body at the regular exposure level.
The CT scan of the phantom was performed under different dose conditions to receive image sets with varied dose levels, which were used for the comparison.
The different filtering methods were coded in C++ and integrated in the ITK toolkit. The ITK toolkit is an open-source software package for image processing and analysis in medical imaging. Two blurring and four edge preventing smoothing filters were implemented.
Initially ImageJ was used to measure the standard deviation for each material type three times in areas on each image. The noise measurements of the original and the filtered low-dose CT images as well as the original high-dose CT image were compared with each other.
Since a noise reduced CT image does not guaranty a good image quality only, an ImageJ plug-in was coded in Java, which evaluates the image quality. The plug-in is able to work with 16 bit DICOM images. The original CT image was subtracted from the filtered CT image, where an entropy code was used afterwards to maintain the minimum and maximum pixel values, which are remained after the subtraction.

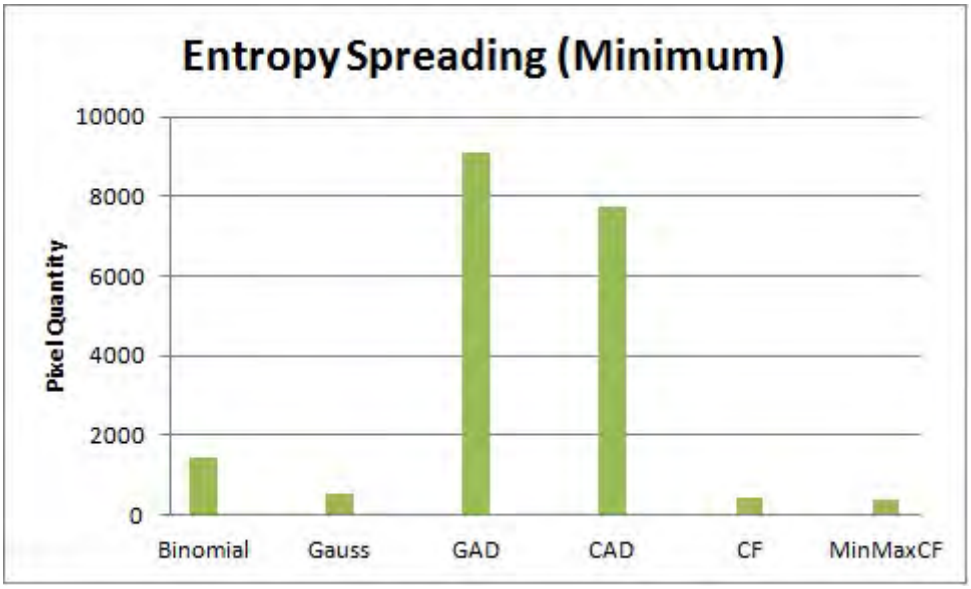
Results: Table 1 displays the noise levels of the original and the filtered low-dose CT images. The noise reduction is clearly visible for the filtered CT images in this table and in the following data. The filtered low-dose CT images have similar noise levels as the high-dose CT images.
The distributions of the minimum and maximum pixel values are displayed in table 2 and table 3. The results of the CT images after applying the ImageJ plug-in are inserted in table 4 as well.

Discussion: The gradient anisotropic diffusion image filter showed the best results in regarding to the measured noise levels. This filter function had the lowest noise level by far and edges in the images were well preserved.
The curvature flow image filter had a quite low noise level as well, but there were a few artifacts on the image after the application of this filter function. The minimum maximum curvature flow image filter produced several artifacts as well.
The entropy value proved to be a very helpful tool in the assessment of the preservation of the edges in the image. A difference of the blurring image filter functions and the edge preserving image filter functions were clearly visible. The noise reduction of the first two filter functions occurred over the entire image, while the other four images were concentrated on the edges of the different tissues, but had more artifacts, which were spread out over the entire image.

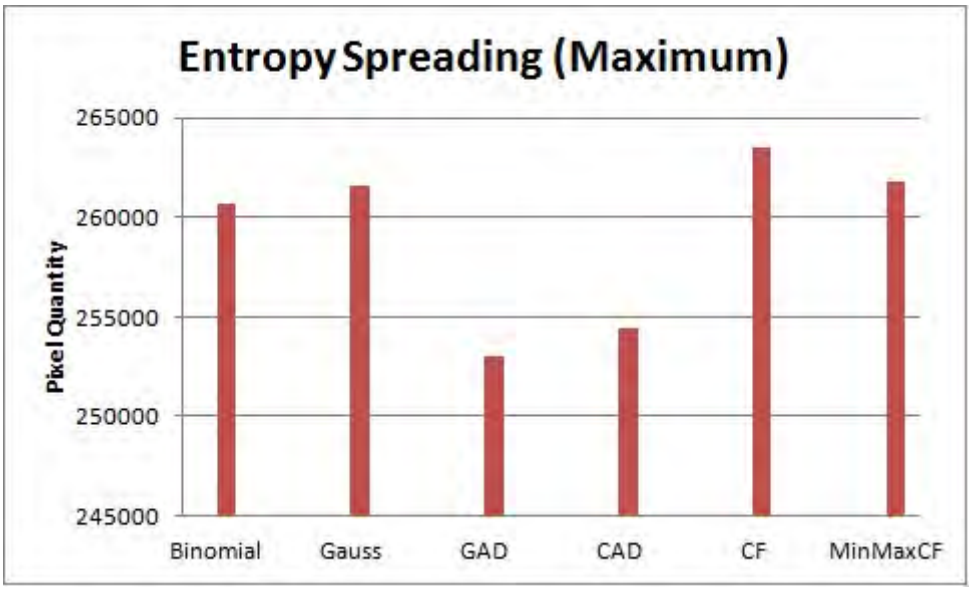
Anhang 1



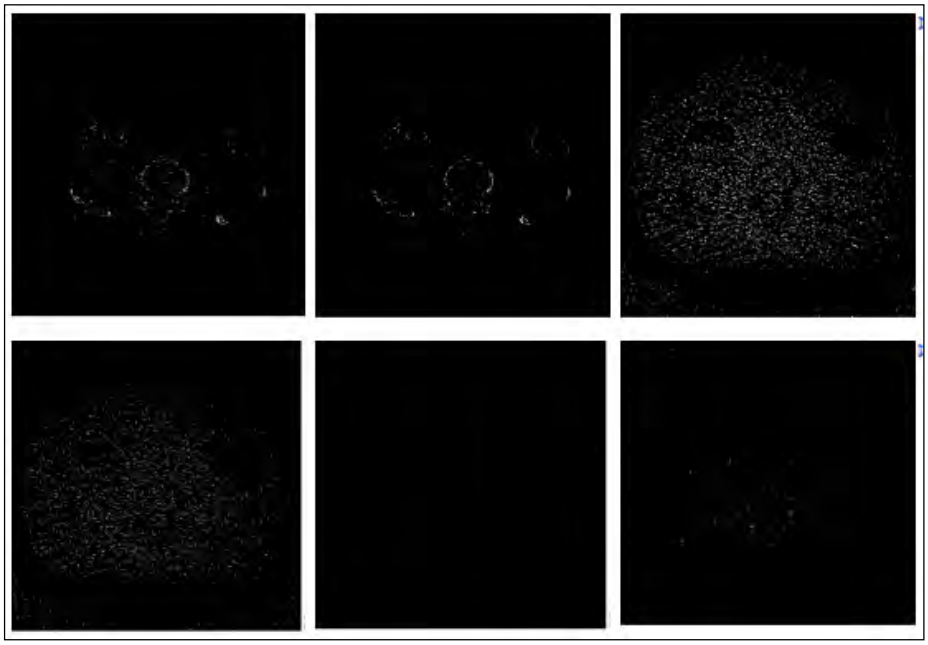
Anhang 2



Anhang 3



Anhang 4



References

[1] Josh Cates, Lydia Ng, Will Schroeder, and Luis Ibaéñez. The ITK Software Guide. pages 1–836, November 2005.
[2] Thomas M. Deserno. Biomedical Image Processing. Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering. January 2012.
[3] Robert Cierniak. X-Ray Computed Tomography in Biomedical Engineering. September 2011.
[4] Otmar Scherzer. Handbook of Mathematical Methods in Imaging. Wien, Österreich, January 2011.
[5] Esam Hussein. Computed Radiation Imaging. Physics and Mathe- matics of Forward and Inverse Problems. Elsevier, 2011.
[6] Peter R. Seidensticker and Lars K. Hofmann. Dual Source CT Imaging. May 2008.
[7] Shaharuddin Salleh, Albert Y. Zomaya, and Sakhinah Abu Bakar. COMPUTING FOR NUMERICAL METHODS USING VISUAL C++. Hoboken, New Jersey, February 2008.
[8] Anne Angermann, Michael Beuschel, Martin Rau, Ulrich Wohlfarth. MATLAB - Simulink - Stateflow: Grundlagen, Toolboxen, Beispiele. November 2011.
[9] Klaus D. Tönnies, Grundlagen der Bildverarbeitung, April 2005

157 Schwarmintelligenz zur Segmentierung von FMISO-PET-Daten – Den Experten überlegen?

R. Haase[1], R. Perrin[1], K. Zöphel[2], W. Enghardt[1], H.-J. Böhme[3], N. Abolmaali[1,4]
[1]OncoRay, TU Dresden, Dresden
[2]Universitätsklinikum C.G.C. Dresden, Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin, Dresden
[3]HTW Dresden, Fakultät Informatik, Dresden
[4]Universitätsklinikum C.G.C. Dresden, Institut und Poliklinik für Radiologie, Dresden

Fragestellungen: Positronenemissionstomographie (PET) ist heute für die bildgebende Diagnostik in der Onkologie nicht mehr wegzudenken. Während Kliniker gerne auf die Diagnostik mit Standard-Tracern, wie [18F]Flour-Deoxyglukose (FDG) zur Visualisierung des Glukosemetabolismus zurückgreifen, entwickeln Forscher neue Tracer und Auswertemethoden um bspw. hypoxische (meist gleichbedeutend mit höherer Malignität) Tumorareale zu lokalisieren. Quantitative Analyse von Hypoxiebildgebung wie sie mit dem Tracer [18F]Fluor-Misonidazol (FMISO) durchgeführt wird, stellt hohe Anforderungen an angewandte automatische Analyseverfahren. FMISO-PET-Aufnahmen zeigen in der Regel einen Kontrast zwischen Zielobjekt und Hintergrund, der um etwa eine Größenordnung niedriger ist, als bei FDG-PET. Deshalb scheitern die verfügbaren automatischen Segmentierungsverfahren bei FMISO-PET. Inhalt dieser Arbeit ist die Vorstellung und Validierung eines neuen Segmentierungsalgorithmus, der speziell für FMISO-PET entwickelt wurde.

Material und Methoden: Zur automatischen Segmentierung der Bilddaten wird ein Algorithmus eingesetzt, der vom Verhalten von Ameisenvölkern in der Natur abgeleitet ist. Virtuelle Ameisen werden im Bildraum ausgesetzt und folgen dem Gradienten im Volumen zu Regionen mit hoher Aktivitätskonzentration. Währenddessen geben sie künstliches Pheromon ab, das ihnen zur Kommunikation untereinander dient. Ameisen in Regionen hoher Aktivitätskonzentration geben mehr Pheromon ab, das zusätzliche Ameisen anzieht. Somit sammeln sich in potentiellen Zielobjekten mehr Ameisen an, die wiederum mehr Pheromon abgeben und somit mehr Ameisen anziehen. Wie in Abbildung 1 dargestellt, erlaubt es dieser autokatalytische Prozess, von entstandener Ameisenverteilung und/oder dem Pheromonfeld eine Zielvolumenkontur abzuleiten.
Für eine Analyse des neuen Algorithmus wurden 155 klinische FMISO-PET-Datensätze herangezogen, die von 43 Patienten mit Kopf- und Halstumoren vor und während kombinierter Strahlen- und Chemotherapie im Rahmen einer prospektiven Studie akquiriert wurden. Die klinische Studie wurde von der Ethikkommission der Fakultät und vom Bundesamt für Strahlenschutz genehmigt. Alle Patienten wurden über den Zweck der Studie und die elektronische Verarbeitung der Bilddaten informiert und gaben ihr schriftliches Einverständnis.
Zur Validierung der Segmentierungsergebnisse des Algorithmus konturierten drei erfahrene Experten, ein Radiologe, ein Nuklearmediziner und eine Medizinphysikerin mit Erfahrung in Strahlentherapieplanung, Zielvolumina in diesen 155 FMISO-PET-Datensätzen manuell. In Ermangelung einer allgemein anerkannten Referenz, dienen jene Konturen als Referenzstandard für die Validierung. Um zu evaluieren, inwiefern der Algorithmus die richtigen PET-Datensätze als FMISO-positiv klassifizieren kann, wie es die Experten tun würden, wurde die Receiver-Operating-Characteristic (ROC) ausgewertet. Für eine Entscheidung, ob der Algorithmus den Experten überlegen ist, wurden die Segmentierungsergebnisse des Algorithmus mit jeweils einem Experten und die Ergebnisse der Experten paarweise miteinander verglichen. Konturvergleiche wurden mit dem Jaccard-Index und dem mittleren Konturabstand durchgeführt. Mit dem gepaarten *t*-Test wurde die Signifikanz der Unterschiede ermittelt. Ein *p*-Wert < 0.05 wurde dazu als Schwelle für signifikante Unterschiede festgelegt.

Ergebnisse: Beispielhaft sind Segmentierungsergebnisse des Algorithmus und der Experten in Abbildung 2 dargestellt. Die in Abbildung 3a dargestellte ROC-Kurve zeigt, dass der vorgestellte Algorithmus FMISO-PET-Datensätze mit Experten vergleichbar in positiv und negativ klassifiziert. Die Fläche unter der Kurve beträgt $A_{ROC} = 0{,}93$, der optimale Trennwert von mittlerem Zielobjekt-zu-Hintergrund-Verhältnis (genauer target-to-muscle-ratio, *TMR*) betrug $TMR = 1{,}46$ und führte zu Sensitivität $p_{tp} = 86\%$ und Spezifität $p_{tn} = 92\%$. Für die folgenden Konturvergleiche wurden die 93 FMISO-PET-Datensätze herangezogen, die von allen Experten übereinstimmend als positiv klassifiziert wurden. Der in Abbildung 3b dargestellte Jaccard-Index beim Vergleich automatischer Ergebnisse mit denen der Experten ist im Mittel mit $JI_{AvE} = 0{,}43 \pm 0{,}13$ nicht signifikant höher als beim Vergleich manueller Expertenergebnisse miteinander mit $JI_{EvE} = 0{,}41 \pm 0{,}15$ ($p < 0{,}30$). Der mittlere Konturabstand zwischen Algorithmus und Experten betrug $d_{AvE} = 4{,}6 \pm 2{,}2$ mm und zwischen Experten paarweise miteinander verglichen $d_{EvE} = 4{,}5 \pm 2{,}0$ mm (siehe Abbildung 3c). Mit $p < 0{,}78$ sind letztere Unterschiede nicht signifikant niedriger.

Zusammenfassung: Die hohen Werte für Sensitivität und Spezifität deuten an, dass der Algorithmus durchaus in der Lage ist, zwischen FMISO-PET-Datensätzen zu unterscheiden, die die Experten als positiv bzw. negativ klassifiziert haben. Da sich die Konturunterschiede zwischen Algorithmus und Experten nicht signifikant von den Unterschieden zwischen Experten unterscheiden, ist der Algorithmus den Experten nicht grundsätzlich überlegen. Es konnte aber so gezeigt werden, dass er den Experten auch nicht unterlegen ist. Sein Einsatz zur Unterstützung klinischer Forscher ist somit naheliegend. Weiterhin entsteht bei seiner Nutzung ein Zeitgewinn: eine automatische Konturierung dauert nur ca. 20 Sekunden, während eine manuelle Konturierung bis zu 20 Minuten in Anspruch nehmen kann.

Danksagungen: Die Autoren RH und NA wurden durch die Sächsische Landesexzellenzinitiative bzw. dem Europäischen Regionalentwicklungsfond EFRE (Projekt 100066308) und dem Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF-03ZIK042) gefördert.

Anhang 1

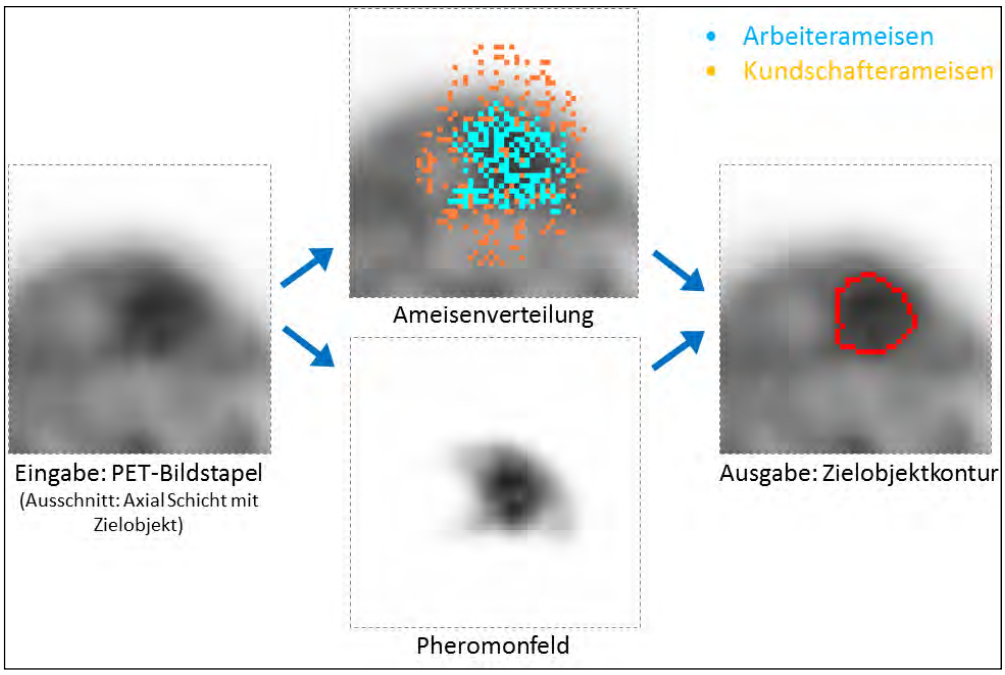


Abb. 1: Das Prinzip dieses Schwarmintelligenzalgorithmus sind virtuelle Ameisen, die sich im Zielgebiet ansammeln und mittels eines Pheromonfeldes kommunizieren. Aus entstehendem Pheromfeld und der Ameisenverteilung lässt sich eine Zielkontur ableiten.

Anhang 2

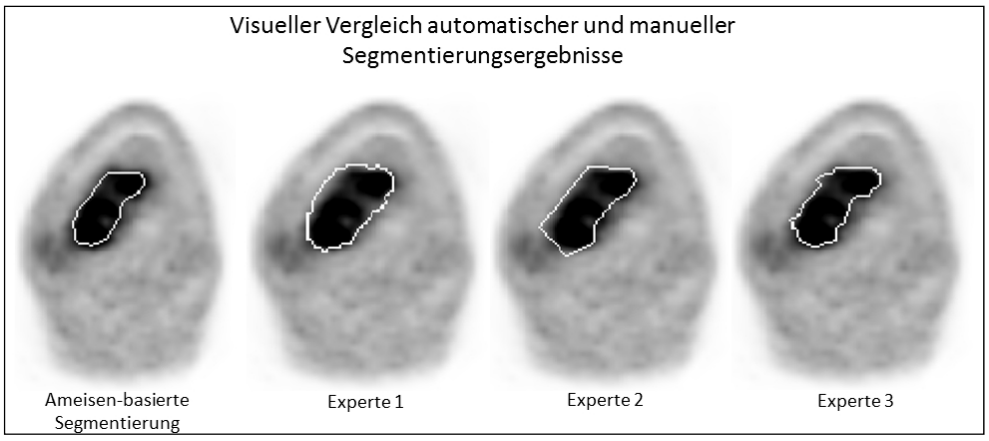


Abb. 2: Der visuelle Vergleich von automatisch und manuell generierten Zielvolumendefinitionen zeigt Unterschiede zwischen den erzeugten Konturen.

Anhang 3

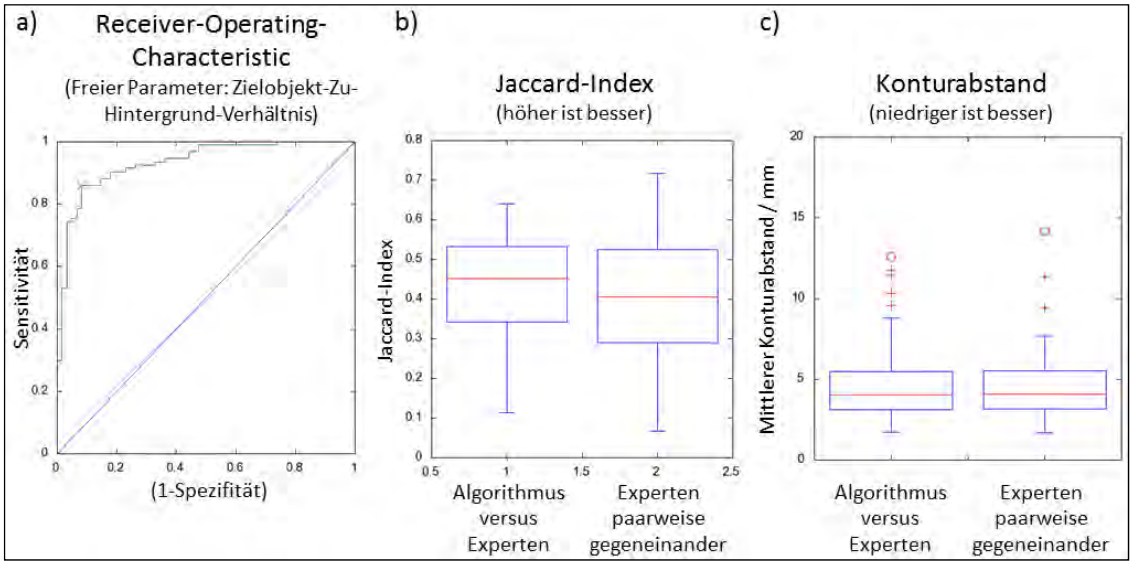


Abb. 3: Die in a) dargestellte ROC-Kurve verdeutlicht die hohe Zuverlässigkeit einer FMISO-positiv- bzw. negativ-Entscheidung mittels vorgeschlagenem Algorithmus. In b) und c) sind Boxplots der Konturvergleiche mittels Jaccard-Index bzw. Konturabstand dargestellt. Sie deuten an, dass die Unterschiede zwischen Algorithmus- und Experten-basierter Segmentierung nicht signifikant sind.

158 Vergleich der Schwerpunktsbewegung für die Bestimmung der Atemphase im Midpositon-CT und im Midposition-PET

U. Christ[1], L. Kuder[1], U. Nestle[1], M. Mix[2]
[1]Universitätsklinikum Freiburg, Strahlenklinik, Freiburg
[2]Universitätsklinikum Freiburg, Nuklearmedizin, Freiburg

Fragestellungen: Um das zu bestrahlende Volumen (Planning Target Volume = PTV) von bewegten Läsionen zu verkleinern, wird in der Strahlentherapie unter anderem der Ansatz des Midposition-CTs gewählt [1]. Dabei wird für das Gross Tumor Volume (GTV) die Atemphase aus den verschiedenen Atemphasen gewählt, die die höchste Übereinstimmung mit der zeitlich gemittelten Position zeigt. Da es sich beim CT allerdings nur um eine Momentaufnahme handelt, besteht die Frage, inwieweit dies repräsentativ die Patientenatmung wiedergeben kann. In dieser Arbeit wird daher untersucht, ob sich die Ergebnisse durch Anwendung des Midposition-Ansatzes auf die PET-Datensätze gegenüber dem CT verändern. Vorteil bei der Verwendung des PET besteht darin, dass die Atemphasen bereits einen gemittelten Wert über mehrere Minuten und viele Atemzyklen hinweg darstellen und somit repräsentativer für die Atembewegung des Patienten sein sollte.

Material und Methoden: Die Aufnahme der 4D PET/CT Daten erfolgte mittels eines Time-of-Flight PET-Scanners (Gemini TF 64, Phillips [2]). Die Zuordnung der Atemphase in der zeitlich aufgelösten Datenakquisition im PET- und im CT erfolgte retrospektiv auf Basis der elektrischen Trigger-Signale, die das verwendete Atemgurtsystem (Mayo Clinic Respiratory Feedback System), welches um den Thorax des Patienten positioniert ist, aussendet. Die Aufnahmedauer der PET-Daten betrug 15 Minuten. Für die Rekonstruktion der List-mode Daten wird der Atemzyklus in zehn Atemphasen unterteilt. Die einzelnen Phasen des 4D-PET werden mit den korrespondierenden Phasen der 4D-CT Daten schwächungskorrigiert. Insgesamt wurden 16 Läsionen von 11 Patienten ausgewertet. Die Konturierung des GTV sowohl in den PET- als auch den CT-Daten erfolgte mit Hilfe der Software Rover [3]. Dabei wird eine Maske vom Benutzer in einem Referenzbild um den Tumor gelegt und anschließend auf die anderen Atemphasen übertragen. Um den Einfluss der Definition der Maske auf die Ergebnisse der Volumenbestimmung zu minimieren, wurde die Bestimmung des Volumens drei Mal durchgeführt, wobei drei verschiedene Referenzbilder (0%, 30% und 70% Phase) verwendet wurden. Das Volume of Interest (VOI) wurde für die PET-Daten mittels eines Source-to-Background-Algorithmuses [4] und für die CT-Daten über einen geeigneten HU-Schwellwert bestimmt. Für die Auswertung der geometrischen Schwerpunktskoordinaten in den entsprechenden Atemphasen wurden die jeweiligen Ergebnisse der drei unterschiedlichen Referenzbilder gemittelt. Neben der mittleren Schwerpunktsposition wurden zudem die maximale Auslenkung sowie die resultierende Midposition-Atemphase analysiert.

Ergebnisse: Für die mittlere Position des Schwerpunktes ergab sich zwischen CT und PET Bestimmung im Mittel eine Abweichung von (-1,7±4,08)%, in Tabelle 1 ist die genauere Aufschlüsselung in die drei verschiedenen Raumrichtungen zu sehen. Deutlich größere Unterschiede ergeben sich für die Auslenkungen in die drei Raumrichtungen. Im Durchschnitt erhält man hier eine Abweichung von (-26,9±78,86)% (siehe hierzu Abb. 2 und Abb.). In drei der analysierten Läsionen ergab sich jedoch für die maximale Auslenkung einen Abweichung von über 100%. Schließt man diese als „Ausreißer“ in der Auswertung aus, so erhält man eine mittlere Differenz von (-1,0±51,79)%. Zusätzlich wurde der maximale, vektorielle Betrages der Auslenkung untersucht. Hierbei zeigte sich ohne die drei Ausreißer eine Abweichung von (-9,5±34,87)% statt (-35,1±63,46)%. Die Atemphase der zeitgewichteten mittleren Position wurde aus dem Schnittpunkt der Kurve mit der mittleren Position (siehe Abb.1) bestimmt. In der cranio-caudalen Richtung ergab sich hierbei in drei von 16 Läsionen eine Übereinstimmung zwischen den beiden Modalitäten und bei vier Läsionen eine Abweichung von mehr als zwei Atemphasen (siehe hierzu Tabelle 2). In den meisten Fällen (neun von 16 Läsionen) entsprach die finale Atemphase der PET-Daten genau eine Phase vor der ermittelten Atemphase des CT.

Zusammenfassung: In dieser Untersuchung wurde deutlich, dass sich zwischen den Schwerpunktsbewegungen der Tumorläsionen, die anhand des über viele Atemzyklen gemittelten PETs und des eher nur eine Momentanaufnahme repräsentierenden CTs bestimmt wurden, durchaus große Unterschiede ergeben. Diese sind bedingt durch den unterschiedlichen Informationsgehalt der bildgebenden Verfahren sowie die deutlich unterschiedliche Akquisitionsdauer. Für die Atemphase der zeitlich gemittelten Position (Midposition) wurden zumeist dieselbe oder eine aufeinanderfolgende Atemphasen ermittelt. Wegen der im PET repräsentativeren Atemsituation empfiehlt es sich für die Bestrahlungsplanung die Midposition aus der Schwerpunktsbewegung in den PET-Daten zu ermitteln.

Anhang 1

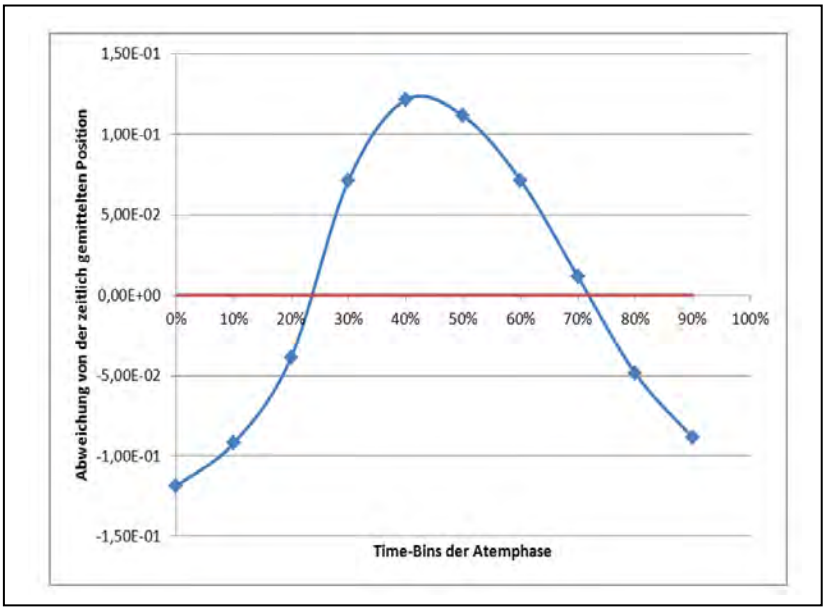


Abb.1: Bestimmung der Atemphase, welches am besten die zeitlich gemittelte Position (rot) wiedergibt. Generell gibt es zwei Schnittpunkte, einmal für Inhale (bei 20%) sowie für Exhale (70%). Für die Auswertung wurde die exhale-Position verwendet.

Anhang 2

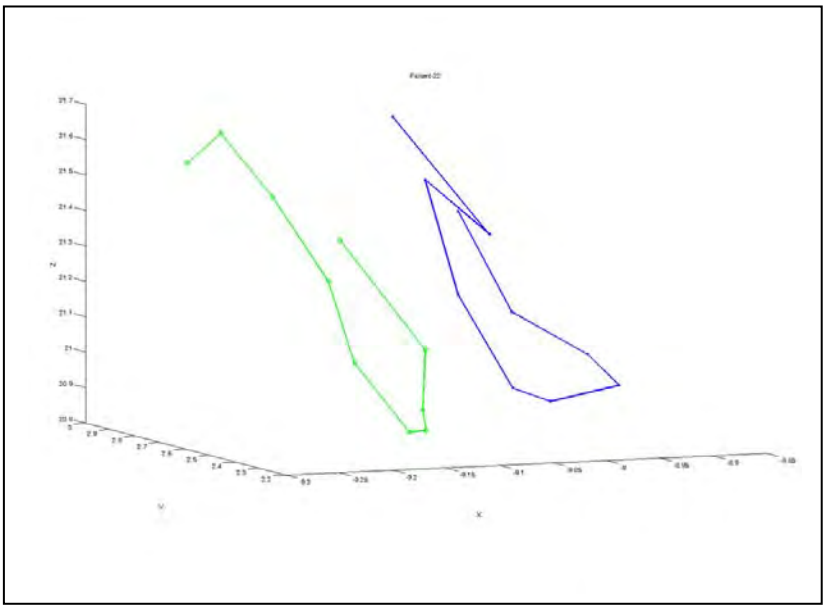


Abb.2: Vergleich der beiden Schwerpunktstrajektorien, bei einer hohen Übereinstimmung der Auslenkung. Blau: PET, Grün: CT

Anhang 3

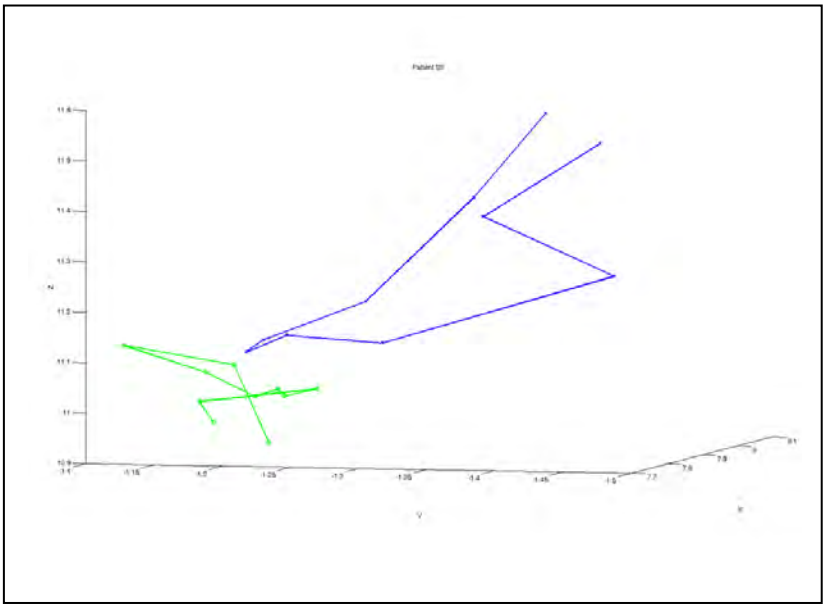


Abb.3: Vergleich der beiden Schwerpunktstrajektorien. (Blau: PET, Grün: CT) im Falle einer hohen Abweichung der Auslenkungen

Anhang 4

	Medio-Lateral	Anterior-Posterior	Cranio-Caudal
Mittlere Position des Schwerpunktes	-0,9±3,64	-3,5±5,14	-0,9±2,7
Maximale Auslenkung	-14,8±104,54	-25,8±55,76	-40,2±71,43
Ohne Ausreißer			
Mittlerer Position des Schwerpunktes	-0,9±3,95	-3,8±5,07	-0,8±2,91
Maximale Auslenkung	21,1±54,47	-7,3±39,25	-16,8±56,07

Tab. 1: Prozentuale Abweichung zwischen den Werten aus den Datensätzen der PET und CT.

Anhang 5

Patient	7-1	7-2	7-3	7-4	7-5	7-6	8	9
Midposition-CT	80%	90%	80%	70%	80%	60%	90%	80%
Midposition-PET	70%	80%	70%	70%	80%	80%	80%	70%
Patient	13	15	17	19	20	21	22	23
Midposition-CT	30%	80%	80%	70%	80%	70%	60%	50%
Midposition-PET	60%	70%	70%	90%	70%	50%	60%	60%

Tab. 2: Übersicht über die ermittelten Atemphasen des Mitposition-CTs und des Midposition-PETs.

Literatur

[1] Wolthaus J., Sonke J., van Herk M., Belderbos J., Rossi M., Lebesque J., Damen E.: Comparison of different strategies to use four-dimensional computed tomography in treatment planning for lung cancer patients. IJROBP 2008 (Vol. 70), p. 1229-1238

[2] Surti S, Kuhn A, Werner M, Perkins A, Kolthammer J, Karp J. Performance of Philips Gemini TF PET/CT Scanner with Special Consideration for Its Time-of-Flight Imaging Capabilities. JNucl Med. 2007;48:471-480

[3] Rover. Rover ROI Visualization, Evaluation and Image Registration.ABX Radeberg.http://www.abx.de/rover/; 2012.

[4] Schaefer A, Kremp S, Hellwig D, Christian R, Kirsch C, Nestle U. A contrast-oriented algorithm for FDG-PET-based delineation of tumour volumes for the radiotherapy of lung cancer: derivation from phantom measurements and validation in patient data. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2008;35:1989-1999

Diese Arbeit ist Teil des SALOME Projekts (E!5949), das durch Eurostars Programme (eine gemeinsame Initiative von EUREKA und der europäischen Union) finanziert wird. Die Informationen und die Ansichten in dieser Publikation, sind die des Autors und zeigen nicht notwendigerweise die offizielle Meinung der Europäischen Union. Weder die Institutionen der Europäischen Union noch Personen, die in ihrem Namen handeln, können verantwortlich gemacht werden für den Gebrauch, der hier enthaltenen Informationen.

159 In-vitro-Detektion von 2HG mit VeSPA-Simulationen

G. Oeltzschner[1,2], E. Cankaya[2], G. Antoch[2], H.-J. Wittsack[2]
[1]Institut für Klinische Neurowissenschaften und Medizinische Psychologie, Medizinische Fakultät, Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Düsseldorf
[2]Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Medizinische Fakultät, Heinrich-Heine-Universität, Düsseldorf

Fragestellungen: Bestimmte Mutationen der Enzyme Isocitrat-Dehydrogenase 1 und 2 (IDH1 bzw IDH2) produzieren 2-Hydroxyglutarat (2HG). Im Vergleich mit IDH-Wildtyp-Gliomen ist der 2HG-Spiegel in Gliomen mit den Enzymmutationen um ein Vielfaches erhöht. Vorhandensein der Mutationen korreliert mit einer verbesserten Überlebensprognose. Die Detektion von 2HG mittels in-vivo-Magnetresonanzspektroskopie (MRS) eröffnet daher Möglichkeiten zu Diagnose und Prognose [1]. Ziel dieser Arbeit war zunächst die Optimierung der Spektroskopieparameter an einem klinischen 3T-MRT. Zudem sollte eine Spektrensimulation etabliert werden, mit deren Hilfe ein geeignetes Metaboliten-Basisset zur verlässlichen in-vitro-Detektion von 2HG entwickelt wurde.

Material und Methoden: Sämtliche Metabolitenspektren (PRESS = Point Resolved Spectroscopy) wurden mit der frei erhältlichen Software VeSPA simuliert [2]. Spektren für 2HG (die Kopplungskonstanten wurden aus [3] entnommen), GABA, NAA, Cr, Cho, mI und Glu wurden mit unterschiedlichen PRESS-Subechozeiten TE1 = 10, 11, …25 ms und TE2 = 69, 70, … 90 ms simuliert und als LCModel-Basissets ([4]) exportiert. Zur Optimierung der Sequenzparameter und Überprüfung der Simulationen wurde eine 10-mM-Lösung von 2HG hergestellt (pH = 7.0). 1H-MRS dieser Lösung wurde an einem klinischen 3T-Ganzkörper-MRT (Siemens Magnetom TIM Trio, Siemens Healthcare AG, Erlangen) mit einer 12-Kanal-Kopfspule durchgeführt (PRESS, TR = 5000 ms, BW = 1600 Hz, NEX = 96). Dabei wurden Spektren mit TE = 70, 71…100 ms aufgenommen und anhand des Wassersignals aus demselben Voxel (NEX=8) wirbelstromkorrigiert. Mit Hilfe von jMRUI v4 [5] wurden die Spektren analysiert und die optimalen Echozeiten für die 2HG-Detektion ermittelt. Zur Qualitätsprüfung der simulierten Basissets wurden zwei Hirnphantomlösungen (jeweils pH = 7.0) hergestellt: Phantom A mit sämtlichen simulierten Metaboliten, Phantom B mit sämtlichen simulierten Metaboliten mit Ausnahme von 2HG. PRESS-Spektren von Phantom A wurden bei der optimierten Echozeit aufgenommen (TR = 5000 ms, BW = 1600 Hz, NEX = 128) und mit den LCModel-Basissets analysiert. Das Basisset mit den niedrigsten Standardabweichungen in der LCModel-Quantifizierung wurde als bestgeeignet angesehen. Zur Überprüfung der Sensitivität der Methode wurden zudem PRESS-Spektren von Phantom B bei der optimierten Echozeit aufgenommen und mit dem bestgeeigneten LCModel-Basisset analysiert.

Ergebnisse: Im in-vitro-Experiment waren die relevanten 2HG-Resonanzen um 4,02 ppm und 2,24 ppm bei Echozeiten zwischen 94ms und 99ms besonders ausgeprägt. Dies stimmt mit den theoretischen Berechnungen in [1] überein. Abb. 1 zeigt die gute Übereinstimmung zwischen den gemessenen und simulierten Spektren (exemplarisch TE = 97 ms) bezüglich Peakpositionen und -intensitäten. Die LCModel-Analyse der Hirnphantomspektren ergab verlässliche Konzentrationsbestimmungen für die meisten TE zwischen 10 ms und 15 ms. Die Wahl von Basissets mit höheren TE1-Werten führte zum Divergieren der Standardabweichungen. Das Basisset (TE = 94 ms, TE1/TE2 = 10/84 ms) wies durchweg niedrige Standardabweichungen auf (11% für 2HG, <10% für alle anderen) und wurde als bestgeeignet ausgewählt (Tab. 1). Mit diesem Basisset detektierte LCModel im 2HG-haltigen Hirnphantom A korrekt 2HG (Abb. 2), im 2HG-freien Hirnphantom B detektierte es ebenfalls korrekt kein 2HG (Abb. 3).

Zusammenfassung: Die Ergebnisse dieser in-vitro-Arbeit deuten darauf hin, dass 2HG mit Hilfe der 1H-MRS auf einem klinischen 3T-MRT erfolgreich detektiert werden kann. Die simulierten Spektren zeigten gute Übereinstimmung mit den gemessenen Spektren. Unsere Ergebnisse aus in-vitro-Messungen, Simulationen und LCModel-Analyse zeigen, dass in-vivo-1H-MRS in Gliomen bei einer PRESS-Echozeit von 94 ms (TE1/TE2 = 10/84 ms) durchgeführt werden sollte, um 2HG verlässlich nachzuweisen. Weitergehende Studien in Tumorpatienten werden derzeit zur Validierung der bisherigen Resultate durchgeführt.

Anhang 1

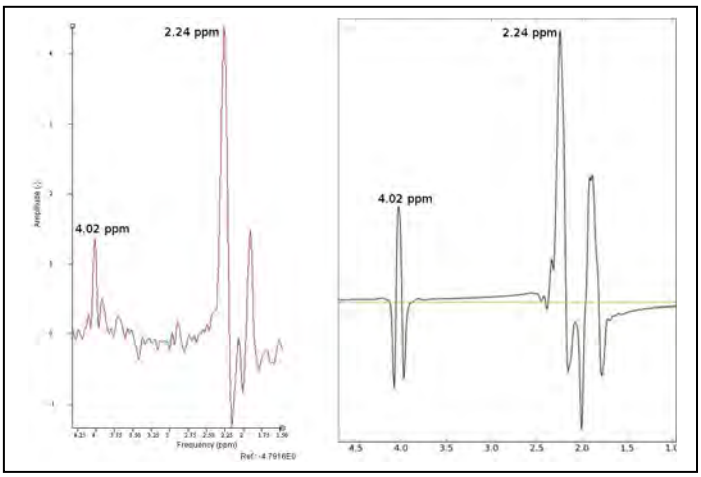


Abb. 1: Vergleich von gemessenen (links) und mit VeSPA simulierten (rechts) 2HG-Spektren

Anhang 2

TE / ms	2HG	Cho	Cr	Glu	ml	NAA	GABA
94/10/84	11	**2**	**2**	**9**	**8**	**2**	**7**
95/10/85	**10**	3	3	10	10	**2**	**7**
95/15/80	12	3	**2**	10	**8**	**2**	8
96/10/86	12	3	3	12	11	**2**	8
96/15/81	12	3	**2**	11	9	**2**	8
97/15/82	12	3	3	14	13	**2**	8
98/11/87	13	3	3	15	16	**2**	8
98/15/83	11	3	3	12	12	**2**	8
99/12/87	12	3	3	14	16	**2**	8
99/15/84	11	3	3	12	13	**2**	9

Tab. 1: Standardabweichungen (in %) der von LCModel geschätzten Metabolitenkonzentrationen

Anhang 3

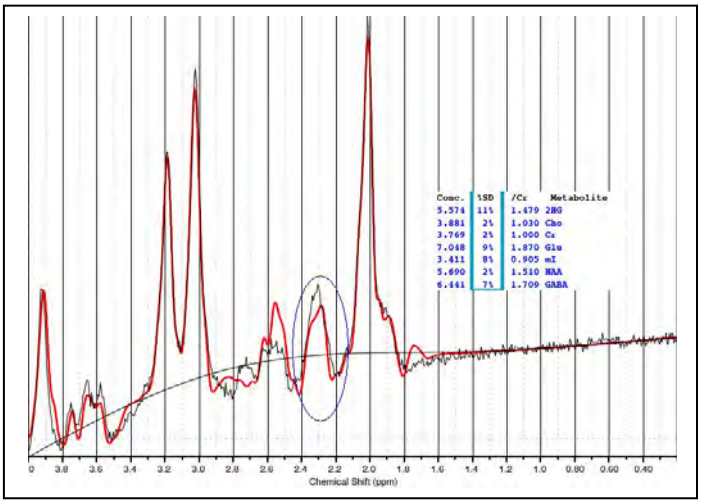


Abb. 2: LCModel-Analyse von Hirnphantom A (mit 2HG)

Anhang 4

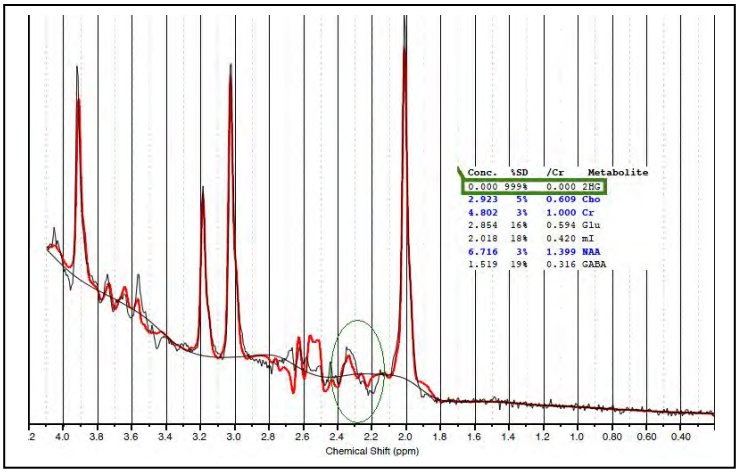


Abb. 3: LCModel-Analyse von Hirnphantom B (ohne 2HG)

Literatur

[1] Choi C, Ganji SK, DeBerardinis RJ et al. 2-hydroxyglutarate detection by magnetic resonance spectroscopy in IDH-mutated patients with gliomas. Nat Med. 2012;18:624-629.
[2] Soher BJ, Semanchuk P, Todd D, Steinberg J, Young K. VeSPA: Integrated applications for RF pulse design, spectral simulation and MRS data analysis. ISMRM Quebec, Canada. 2011 p.1410
[3] Bal D, Gryff-Keller A. 1H and 13C NMR study of 2-hydroxyglutaric acid and its lactone. Magn Reson Chem. 2002;40:533-536
[4] Provencher S. Estimation of metabolite concentrations from localized in vivo proton NMR spectra. Magn Reson Med. 1993;30:672-679
[5] Stefan D, Di Cesare F, Andrasescu A et al. Quantitation of magnetic resonance spectroscopy signals: the jMRUI software package. Meas Sci Technol. 2009;20:104035

31. Strahlenschutz

160 Strahlenexposition in der Computertomographie – geben die vom Gerät dokumentierten Werte valide Auskunft über die Dosis?

K. Reddy Gunreddy[1], B. Alikhani[2], L. Büermann[2], M. Borowski[1]
[1]Klinikum Braunschweig, Institut für Röntgendiagnostik und Nuklearmedizin, Braunschweig
[2]Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Fachbereich 6.2 "Dosimetrie für die Strahlentherapie und Röntgendiagnostik", Braunschweig

Fragestellungen: Zur Abschätzung der Strahlenexposition in der Computertomographie werden der CT-Dosisindex (CTDI) und das damit im Zusammenhang stehende Dosislängenprodukt (DLP) verwendet. Werte für beide Messgrößen werden von modernen Computertomographen automatisch für jede einzelne Untersuchung protokolliert. Für diese Werte sind diagnostische Referenzwerte als Richtwerte festgelegt, die bei klinischen Untersuchungen im Mittel nicht ohne Begründung überschritten werden dürfen. Die protokollierten Werte dienen der Optimierung klinischer Untersuchungen. Sie müssen der zuständigen Ärztlichen Stelle bei deren Überprüfung vorgelegt werden.
Die Methodik, nach der der CTDI ermittelt wird, reicht in die Anfangszeit der Computertomographie zurück [1]. Sie wurde immer wieder überarbeitet, dennoch zeigen sich bei modernen Computertomographen mit großer Kollimationsbreite des Strahls Probleme bei der Verwendung der traditionellen Messstrategie. Um auch für diese Geräte eine praktikable Anwendung des CTDI-Konzeptes zu ermöglichen, wurde 2012 von der IEC eine modifizierte Messprozedur vorgeschlagen, nach der der CTDI-Wert einer Untersuchung bestimmt werden soll [2].
Der CTDI-Wert wird ausschließlich im Rahmen von technischen Prüfungen unter Verwendung von spezifischen Phantomen gemessen. Die bei klinischen Untersuchungen von den Computertomographen angezeigten Werte werden allgemein als wahr angenommen. Eine unabhängige Prüfung, ob die angezeigten Werte wirklich stimmen, besteht während des Betriebs in den meisten Fällen nicht.
Informationen über die Strahlenexposition einzelner Organe sowie die effektive Dosis, die mit einer Untersuchung einhergeht, ist nicht unmittelbar durch die von den Computertomographen protokollierten Werte verfügbar. Diese Informationen werden allgemein mit bewährten Computerprogrammen, in Deutschland meistenteils dem CT-Expo [3], abgeschätzt. Neben den Patienten bezogenen Dosiswerten werden von dem Programm auch die mit einer Untersuchung verbundenen CTDI- und DLP-Werte angegeben.
Im Rahmen der hier vorgestellten Studie wurde untersucht, in wieweit die unter Anwendung der aktuellen Vorgaben der IEC gemessenen CTDI-Werte mit den von den Computertomographen dokumentierten sowie den vom CT-Expo-Programm abgeschätzten Werten in Einklang sind.

Material und Methoden: Es wurden drei Computertomographen (GE Lightspeed, Siemens Somatom Sensation 16, Toshiba Aquilion One) im gesamten Umfang der jeweils möglichen Strahlkollimationen untersucht. Betrachtet wurden an jedem Gerät die CTDI-Werte für das Kopf-Phantom sowie die für das Körperphantom, d.h. für Schädel- bzw. Korpusuntersuchungen.
Zur Dosismessung wurden PTB-seitig kalibrierte CTDI-Messkammern mit einer Länge von 100 mm (Typ: TM30009 – PTW) sowie 300 mm (Typ: TM30017 – PTW) zusammen mit einem Unidos-Dosimeter (PTW) verwendet. Die Messwerte wurden auf die Temperatur sowie den Druck zum Messzeitpunkt korrigiert.
Die Messungen erfolgten in Standard-CTDI-Phantomen gemäß IEC 60601-2-44 sowie frei in Luft. Bei Kollimationsbreiten oberhalb von 40 mm wurden die mit der 100 mm-Messkammer im Phantom gemessenen CTDI-Werte anhand der frei-Luft-Messungen unter Verwendung der 300 mm-Messkammer korrigiert. Der Unterschied, der sich bei der Nutzung einer 300 mm-Messkammer im Vergleich zu einer 100 mm-Messkammer für die frei-Luft-Messungen ergibt wurde abgeschätzt.
Anhand der Expositionsparameter wurde der vom Programm CT-Expo berechnete CTDI-Wert für sämtliche Untersuchungen ermittelt.
Die gemessenen CTDI-Werte wurden mit den von den Computertomographen dokumentierten sowie den vom CT-Expo berechneten Werten verglichen.

Ergebnisse: Eine Messung von CTDI-Werten nach der Vorgabe der IEC 60601-2-44 aus 2012 ist gut praktikabel und sorgt für stabile und plausible Messwerte auch bei großen Kollimationsbreiten.
Die von den untersuchten Exemplaren der Computertomographen protokollierten CTDI-Werte sind, insbesondere bei großen Kollimationsbreiten, durch die durchgeführten Messungen nachvollziehbar. Es wurden gleichwohl in Grenzfällen Abweichungen bis zu 20% beobachtet, s. Abbildung 1.

Bis zu einer Gesamtkollimation von 80 mm unterscheiden sich die mit der 100 mm- bzw. der 300 mm-Ionisationskammer gemessenen Werte um weniger als 5%. Bei Computertomographen mit einer maximalen Gesamtkollimation von weniger als 100 mm erscheint daher eine Messung des CTDI gemäß IEC 60601-2-44 unter Nutzung einer 100 mm-Ionisationskammer möglich.
Das CT-Expo schätzte in den betrachteten Expositionsszenarien sowie bei den untersuchten Geräten die Dosis stets konservativ ab. Die Konservativität betrug dabei in einigen Fällen mehr als 50%.

Zusammenfassung: Es wurden für drei Exemplare von Computertomographen unterschiedlicher Hersteller die CTDI-Werte bei sämtlichen möglichen Strahlkollimationen nach der Vorgabe der aktuellen IEC 60601-2-44 gemessen und mit den von den Geräten dokumentierten sowie den mittels CT-Expo berechneten Werten verglichen.
Es zeigte sich, dass die Messung gemäß der aktuellen Vorgabe der IEC mit vertretbarem Aufwand und bei den meisten Computertomographen ohne zusätzliches messtechnisches Equipment durchzuführen ist. Sie ermöglicht es, die Validität der protokollierten Daten zur Strahlenexposition festzustellen bzw. bei festgestellten Unterschieden Korrekturfaktoren für das Dosismonitoring vor Ort zu erstellen.
Die von den untersuchten Exemplaren der Computertomographen protokollierten CTDI-Werte für standardisierte Untersuchungen stimmen erfreulich gut mit den Messungen überein. Es bleibt zu untersuchen, ob die Übereinstimmung bei komplexeren Untersuchungsprotokollen, wie sie bei Patientenuntersuchungen verwendet werden, ähnlich gut ist.
Eine erste Abschätzung der Strahlenexposition durch Computertomographien durch einfache Hilfsmittel, wie das CT-Expo, ist gut möglich. Es sollte dem Anwender jedoch klar sein, dass die berechneten Werte nur einen Hinweis auf die Höhe der Exposition geben. Die berechneten Werte sind nicht als exakt anzunehmen und im Zweifel durch eigene Messungen zu verifizieren.

Anhang 1

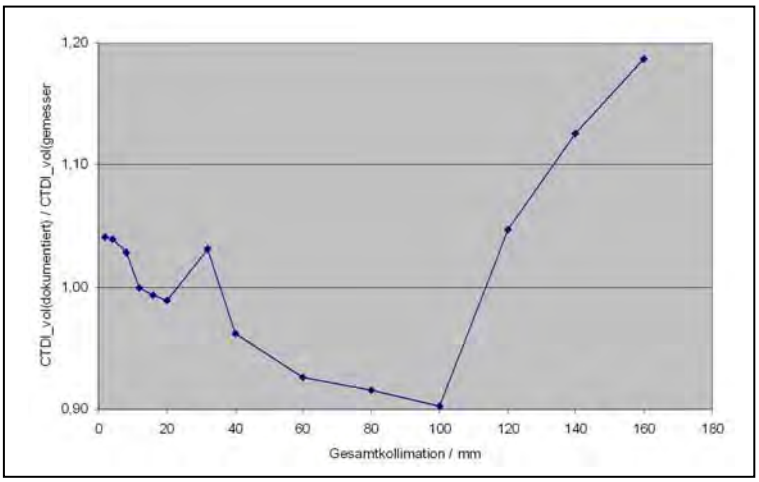


Abb.1: Verhältnis des vom Computertomographen dokumentierten zum gemessenen $CTDI_{vol}$-Wert bei unterschiedlicher Strahlkollimation für das untersuchte Exemplar des Toshiba – Aquilion One.

Literatur

[1] Shope T.B., Gagne R.M., Johnson G.C., A Method for Describing the Doses Delivered by Transmission X-ray Computed Tomography, Medical Physics, 1981: 8
[2] IEC, Medical electrical equipment - Part 2-44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography (Ed. 3.1), 2012-09
[3] Stamm G, Nagel HD. CT-Expo – ein neuartiges Programm zur Dosisevaluierung in der CT, Fortschr. Röntgenstr. 2002, 174: 1570 - 1576

161 Dosisoptimierung an einem digitalen C-Bogen zur Vorbereitung einer Operation unter Durchleuchtungskontrolle einer schwangeren Patientin mit Lendenwirbelfraktur

A. Block[1], J.P. Stahl[2]
[1]Klinikum Dortmund, Medizinische Strahlenphysik, Dortmund
[2]Klinikum Dortmund, Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie, Dortmund

Zielsetzung: Der Medizinphysiker wird immer mal wieder nach Röntgenuntersuchungen schwangerer Patientinnen um eine Uterusdosisabschätzung gebeten, die er meistens mit den Tabellen des DGMP-Berichtes 7 vornimmt. Im vorliegenden Fall wurde der Medizinphysiker im Vorfeld einer geplanten Operation einer schwangeren Patientin (8. Schwangerschaftswoche), die durch einen Unfall eine instabile Lendenwirbelfraktur erlitten hatte, gebeten, die maximale, strahlenhygienisch noch vertretbare Durchleuchtungszeit anzugeben. Die präoperative Diagnostik war mittels MRT erfolgt. Im Wissen, dass Applikationsspezialisten dem klinischen Anwender lieber Untersuchungsprogramme mit sehr guter Bildqualität einrichten, als die Möglichkeiten Dosiseinsparender Programme voll auszunutzen, vereinbarten Medizinphysiker und Unfallchirurgen im Vorfeld der erforderlichen OP, eine Phantomstudie mit gekoppelter Dosismessung durchzuführen, um herauszufinden, wie weit die Dosis durch entsprechende Wahl der Untersuchungsparameter bei gerade noch gegebener Diagnosesicherheit gesenkt werden kann.

Methodik:
Die Operation war unter Durchleuchtungskontrolle mit dem C-Bogen Arcardis Varic (Fa.Siemens) geplant. Mit einem Beckenphantom wurde die reale Patientenlagerung am C-Bogen von den Unfallchirurgen nachgestellt. Die Dosismessungen erfolgten mit der PTW-Messkammer 7733, welche am Dosimeter PTW-Dali angeschlossen war. Als Referenzmessung dient die für diese Untersuchungen vom Applikationsspezialisten programmierte Standard-Einstellung (Hochkontrast-Kennlinie mit 73 kV, 7,5 mA und einer Pulsrate von 8 Pulsen pro Sekunde). Diese Einstellungen ergeben eine Ausgangsdosisleistung von 1,75 µGy/s. Den größten Einfluss auf die Patientendosis haben die Strom-Spannungs-Kennlinien und die Pulsrate. Daher wurden von dem Medizinphysiker neue Untersuchungsprogramme konfiguriert, sowohl mit der S-1-Kennlinie (Antiisowatt-Kennlinie, 89 kV, 1,5 mA), als auch mit der LD-Kennlinie (LowDose-Kennlinie, 99 kV, 1,0 mA). Bei beiden Kennlinien wird mit unterschiedlichen Pulssequenzen (von 8 P/s bis herunter zu 0,5 P/s) durchleuchtet, die Dosis dabei vom Physiker bestimmt und die Bildqualität vom Unfallchirurgen beurteilt.

Ergebnis: Die Ergebnisse der jeweils besten Bildqualität beider Kennlinien sind in der folgenden Tabelle unter Messung 2 und 3 zusammengefasst, Messung 1 liefert die Daten für die einprogrammierte Standard-Einstellung:

Mes-sung	Kenn-linie	kV	mA	Pulse pro Sekunde	Ausgangs-dosisleistung	Zeit (s)	Dosis (µGy)	DFP (cGy*cm^2)
1	HC2	73	7,5	8/s	1,75 µGy/s	60	90	160,68
2	S1	89	1,5	0,5/s	0,10 µGy/s	60	5,7	6,32
3	LD	99	1	1/s	0,20 µGy/s	60	10,5	9,7

Erwartungsgemäß hatten die mit der LD-Kennlinie erzeugten Durchleuchtungsbilder den schlechtesten Kontrast und die mit der HC2-Kennlinie erzeugten den mit Abstand besten Kontrast. Auch hier bewahrheitete sich die häufig in Strahlenschutzkursen weitergegebene Merkregel, dass man durch Erniedrigung der Spannung und Erhöhung des Röhrenstroms den Kontrast verbessert, aber zu dem Preis, dass eine 20-prozentige Kontraststeigerung mit einer zusätzlichen Dosis von 40 Prozent bezahlt werden muss. Die LD-Kennlinie besitzt als kleinste verfügbare Pulsrate 1 Puls/s. Obwohl die Dosis pro Puls bei der LD-Kennlinie geringer als bei der S1-Kennlinie ist, kann mit der S1-Kennlinie durch Wahl der niedrigsten verfügbaren Pulsrate von 0,5 Pulse/s die Dosis noch stärker gesenkt werden und trotzdem eine geringfügig bessere Bildqualität erzielt werden. Mit dem dann auch bei der Operation verwendeten

neu konfigurierten Untersuchungsprogramm, basierend auf der S1-Kennlinie, ließ sich im Vergleich zur Standardeinstellung eine Dosisreduktion um den Faktor 16 erzielen! Es lag in diesem Fall an dem statischen Objekt, dass eine Reduzierung der Pulsrate zu keinen Einbußen bei der Bildqualität führte. Bei dynamischen Zielstrukturen dürfte die LD-Kennlinie die besten Durchleuchtungsbilder bei geringster Strahlenexposition liefern.
Die Operation wurde schließlich mit einem einzigen Röntgenimpuls am Ende der Instrumentierung erfolgreich durchgeführt.

Schlussfolgerung: Moderne digitale C-Bögen haben ein enormes technisches Potenzial, um die Dosis zu senken, wenn der Anwender eine gewisse Einbuße an Bildqualität, die sich an der diagnostischen Fragestellung orientieren sollte, hinzunehmen bereit ist. Da das Programmieren von neuen Untersuchungsprogrammen sich häufig technisch etwas komplizierter gestaltet, sollte im Idealfall schon bei der Geräteeinweisung darauf gedrängt werden, gerade für dosissensible Patientenkollektive wie Schwangere und Kinder, entsprechend gekennzeichnete Dosissparuntersuchungsprogramme einzurichten. Die Anwesenheit eines Medizinphysikers bei der Geräteeinweisung wäre auf jeden Fall nützlich und würde von den medizinischen Fachdisziplinen sehr wahrscheinlich wohlwollend in Anspruch genommen. Da der Medizinphysiker in der Regel eine geringere Hemmschwelle vor der technischen Beschäftigung mit den bestehenden Röntgeneinrichtungen als der Mediziner hat, ergibt sich hier mit der Ermöglichung dosiseinsparender Spezialanwendungen ein interessantes Betätigungsfeld zur technischen Unterstützung der Ärzte.

162 Patientenschutzmittel in der Computertomographie – Schutz vor schlechten Einstellungen

M. Liebmann[1,2,3], T. Lüllau[1,2], A. Kluge[4], B. Poppe[1,2], H. von Boetticher[5]
[1]Carl von Ossietzky Universität, Medizinische Strahlenphysik, Oldenburg
[2]Pius-Hospital, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Oldenburg
[3]Reinhard-Nieter-Krankenhaus, Klinik für Strahlentherapie, Wilhelmshaven
[4]Pius-Hospital, Institut für diagnostische und interventionelle Radiologie, Oldenburg
[5]Klinikum Links der Weser, Zentrum für Radiologie & Nuklearmedizin und Seminar für Strahlenschutz, Bremen

Fragestellungen: Patientenabdeckungen und -schutzmittel sind in der klassischen Röntgendiagnostik nicht wegzudenken. Für die Computertomographie wird das Vorhandensein dieser geprüft [1], allerdings werden diese Schutzmaßnahmen seltener genutzt, da ihre Schutzfunktion durch das rotierende Strahlenfeld geringer ausfällt. Falls sie im Scanbereich verwendet werden, schränkt ihre oftmals starke Absorption, die zu Bildrekonstruktionsartefakten führt, die Bildqualität ein und ihre Handhabung ist bei nicht kooperierenden Patienten oftmals schwierig. Dennoch ist ihre Anwendung für strahlensensible Organe außerhalb des Scanbereichs von Vorteil und Neuentwicklungen sollen die Praxistauglichkeit verbessern. In dieser Arbeit wurden die Dosisreduktion durch verschiedene Patientenabdeckungen sowie der Einfluss der Einstellparameter, insbesondere der Lage des Übersichtsscans zu Beginn eines CT-Scans im Vergleich einer früheren Studie [2], untersucht.

Material und Methoden: Untersucht werden craniale CT Untersuchungen mit einem Siemens Somatom Sensation 64 Multi-Zeilen-CT-Scanner. Mittels Thermolumineszenzdosimetrie (TLD) wurden Organdosen für Schilddrüse, Sternum und Brust in einem anthropomorphen weiblichen Phantom gemessen. Als Dosimetermaterial wurde LiF:Mg, Cu, P unter dem Handelsnamen GR200A genutzt. Die Kalibrierung der TLDs erfolgte durch Kreuzkalibrierung mit einer Dosislängenprodukt-Ionisationskammer und dem mittels radiochromen Films [3] gemessenen Dosisprofils frei Luft im Direktstrahl des Siemens Somatom Sensation 64 Computertomographen. Das Untersuchungsprotokoll entspricht dem Standard-Protokoll für craniale CT Untersuchungen im Pius-Hospital Oldenburg und besteht aus der Übersichtsaufnahme (120 kV, 97 mAs, laterale Röhrenposition) und einer Serie sequenzieller Schichtbildakquisition (120 kV, 400 mAs, 793 mGy*cm DLP und 28,8 mm Gesamtkolimation) bei 6,5° Gantrykippung.

Ergebnisse: Eine Verschiebung der Übersichtsaufnahme um 2,5 cm in caudaler Richtung erhöht die Organdosen für Schilddrüse, Sternum und Brust um 14%–17% (Tab. 1). Je nach verwendetem Patientenschutzmittel konnte die Dosis der Schilddrüse um 5%–24%, die Dosis des Sternums um 25%–55% und die Brustdosis um 25%–70% reduziert werden (Abb. 2).

Zusammenfassung: Die untersuchten Patientenabschirmungen senken die Organdosen für strahlensensible Organe im Streustrahlenfeld der CT-Untersuchung. Zusätzlich sind sie umso effektiver je größer der untersuchte Bereich, bzw. je länger die Übersichtsaufnahme ist. Somit bieten diese Abdeckungen gerade bei nicht optimalen Einstellbedingungen, wie sie im klinischen Alltag auftreten können einen größeren Nutzen.

Anhang 1

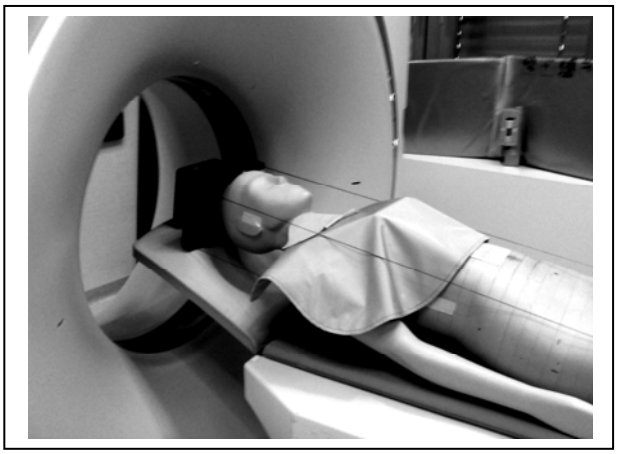


Abb.1: MAVIG RP648 Protektor für die Schilddrüse, Sternum, Brust und Schultergelenke am CIRS ATOM Phantom Irene

Anhang 2

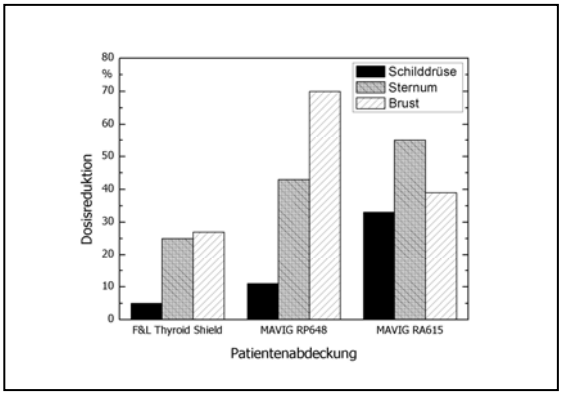


Abb.2: Reduktion der Organdosen durch verschiedene Patientenabschirmungen

Anhang 3

Organ	Schilddrüse	Sternum	Brust
Ohne Verschiebung	232,8 µSv	55,6 µSv	23,2 µSv
2,5 cm Verschiebung caudal	265,0 µSv	65,3 µSv	26,9 µSv

Tab. 1: Gemessene Erhöhung der Organdosis einer gesamten CT-Untersuchung bestehend aus Übersichtsaufnahme und einer Serie Bildakquisition für Schilddrüse, Sternum und Brust durch Verschiebung der Übersichtsaufnahme um 2,5 cm caudal.

Literatur

[1] Richtlinie für Sachverständigenprüfungen nach der Röntgenverordnung (SV-RL). 2009, Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit
[2] Buchgeister, M. et al.: Dosisreduktion der Augen- und Schilddrüsenexposition durch Abschirmung in der klinischen Thorax Computertomographie, Fortschr Röntgenstr, 184 (2012), WI_PO48
[3] Martin C.J. et al.: Application of Gafchromic film in the study of dosimetry methods in CT phantoms, Journal of Radiological Protection, 31 (2011), S. 389-409

163 Exposition der Augenlinse des Untersuchers und Effizienz der Strahlenschutzmittel bei fluoroskopischen Interventionen

C. Guhl[1], M. Galster[2]
[1]Klinikum Nürnberg, Institut für Medizinische Physik, Nürnberg
[2]Klinikum Nürnberg, Institut für Diagnostische Radiologie, Nürnberg

Fragestellungen: Bestimmung der Effizienz der Strahlenschutzmittel bezüglich der Augenlinsendosis des Untersuchers bei fluoroskopischen Interventionen. Es muss evaluiert werden ob die neue Empfehlung der ICRP [1,2], den Grenzwert der Augenlinsendosis für beruflich strahlenexponierte Personen von 150 mSv/Jahr auf 20 mSv/Jahr gemittelt über 5 Jahre zu reduzieren, wobei 50 mSv in keinem Jahr überschritten werden sollten, eingehalten werden kann.

Material und Methoden: Ein Patientenphantom wurde an einer DSA-Anlage exponiert (Abb. 1). Dosismessungen erfolgten mittels Ionisationskammer in Augenposition des Untersuchers. Die Messungen imitierten fluoroskopische Interventionen, wobei die Reduktion der Streustrahlung durch den tischmontierten Strahlenschutz (Untertisch-Vorhang und Übertisch-Aufsatz) beurteilt wurde. Die Effizienz der deckenmontierten Bleiacrylglasscheibe wurde im Streustrahlungsfeld eines Quaderphantoms bestimmt. Die Schutzwirkung verschiedener Bleiglasbrillen und Bleiacrylglasvisiere wurde durch Thermolumineszenzdosimetrie an einem Kopfphantom in Direktstrahlung evaluiert (Abb. 2). Die detailierte Vorgehensweise ist in [3] beschrieben.

Ergebnisse: Die Exposition der Linse bei radiologischen Untersuchungen von ca. 110 - 550 µSv wird durch den Untertisch-Vorhang nur gering reduziert. Durch Vorhang plus Aufsatz kann die Linsendosis bei Interventionen am Abdomen in PA-Projektion etwa um den Faktor 2 reduziert werden. In 25°-LAO ergibt sich ein Reduktionsfaktor zwischen 1,2 und 5. Die AP-Projektion ergibt die höchsten Dosiswerte, auch ist die Wirkung des tischmontierten Strahlenschutzes minimal. Die deckenmontierte Bleiacrylglasscheibe reduziert die Linsendosis bei optimaler Positionierung etwa um den Faktor 30. Die Bleiglasbrillen und -visiere reduzieren die Linsendosis maximal um den Faktor 8–10. Je nach Design der untersuchten Modelle ist die Schutzwirkung geringer, insbesondere für Strahlungen am Kopfphantom aus laterokaudaler Richtung. Teils werden sogar Erhöhungen der Linsendosis durch die Visiere beobachtet. Tab. 1 enthält Abschätzunger der Linsendosis bei einer Auswahl fluoroskopischer Interventionen.

Zusammenfassung: Zur Einhaltung der neuen, von der ICRP empfohlenen Dosisgrenzwerte der Augenlinse ist eine konsequente und kombinierte Anwendung der Strahlenschutzmittel anzuraten. Die alleinige Verwendung von Strahlenschutzbrillen könnte, wie die Messungen gezeigt haben, ein falsches Sicherheitsgefühl vermitteln. Künftig ist auch die Überwachung der Teilkörperdosis der Augenlinse anzuregen, eventuell auch durch elektronische Personendosimeter mit akustischer Warnung bei hoher Dosisleistung [3]. In ihrer aktuellen Publikation ICRP 118 (Oktober 2012) wird für die Kataraktbildung ein Schwellenwert von 500 mGy vorgeschlagen [4].

Anhang 1



Abb.1: Messaufbau mit Alderson-Phantom im PA-Strahlengang. Das tischmontierte Strahlenschutzsystem aus Untertisch-Vorhang und Übertisch-Aufsatz (BGW jeweils 0,5 mm) sind im Einsatz. Rechts oben am Bildrand (Pfeil) die Ionisationskammer in Augenposition des Untersuchers bei femoralem Zugang.

Anhang 2

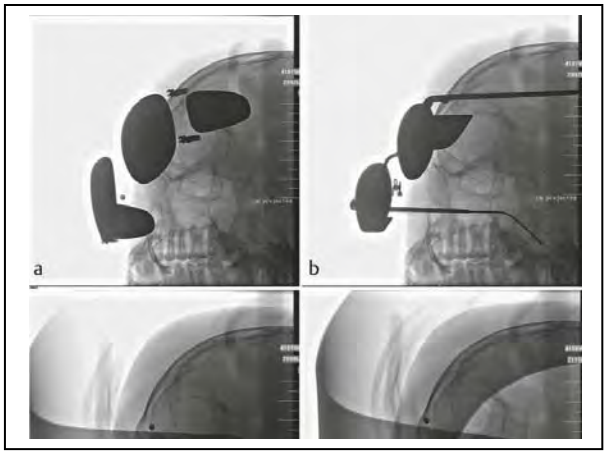


Abb.2: Untersuchte Bleiglasbrillen und Bleiacrylglasvisiere, Radiografie des Kopfphantoms aus 75° LAO mit 30° kaudokranialer Angulation. Zur Verdeutlichung des TLD-Messorts wurden die Augen mit Metallkügelchen markiert. Modelle: a BR124, b GL3523, c BRV 501, d BRV 500.

Anhang 3

Tab. 1: Abschätzung der Linsendosis bei einer Auswahl fluoroskopischer Interventionen. Die DFP-Daten stammen aus einer RIS-Auswertung des Klinikums Nürnberg Nord (jeweils oben) und des Universitätsklinikums Erlangen (jeweils unten). Für den Strahlenschutz werden die obigen Scatter-Faktor-Daten des jeweiligen PA-Strahlengangs und die Daten des strahlungsnahen Auges des Brillenmodells GL3523, MD McCauley Co. Inc., zugrunde gelegt. Der geräteseitige Strahlenschutz umfasst den Untertisch-Bleivorhang mit Übertisch-Aufsatz. Für die Bleiglasscheibe wird ein konservativer Schutzfaktor von 7 angenommen [6]. In Klammern ist die maximale Untersuchungszahl pro Jahr bis zur Überschreitung des empfohlenen ICRP-Grenzwerts von 20 mSv/a angegeben.

			Linsendosis $H_p(0,07)$ in µSv, in Klammern max. mögliche Untersuchungsanzahl pro Jahr			
Interventionen	**Stichprobenumfang n**	**DFP in µGym², Mittelwert**	**nur Untertisch-Bleivorhang**	**Untertisch-Bleivorhang und Übertisch-Aufsatz**	**geräteseitiger SS (Bleivorhang und Aufsatz) + Bleiglasscheibe**	**geräteseitiger SS+ Bleiglasscheibe + Bleiglasbrille**
Bronchialarterienembolisation	16	8426,5	124,7 (160)	119,7 (167)	17,1 (1169)	6,1 (3278)
	4	15304,3	226,5 (88)	217,3 (92)	31,0 (645)	11,1 (1801)
TIPSS	30	28290,0	441,3 (45)	364,9 (54)	52,1 (383)	9,0 (2222)
	11	34187,6	533,3 (37)	441,0 (45)	63,0 (317)	10,9 (1834)
transarterielle Leberembolisation	44	9132,4	196,3 (101)	77,6 (257)	11,1 (1801)	6,2 (3225)
	11	16884,3	363,0 (55)	143,5 (139)	20,5 (975)	11,5 (1739)
PTC(D)	32	2914,7	108,1 (185)	59,5 (336)	8,5 (2352)	8,3 (2409)
	k. A.					
Blutungssuche abdominal	30	12597,4	270,8 (73)	107,1 (186)	15,3 (1307)	8,6 (2325)
	11	28193,1	606,2 (32)	239,6 (83)	34,2 (584)	19,3 (1036)
Embolisation Becken, z. B. Uterus	33	7020,0	111,6 (179)	72,3 (276)	10,3 (1941)	5,8 (3448)
	4	9089,3	144,5 (138)	93,6 (213)	13,4 (1492)	7,5 (2666)
antegrade PTA/Stent femoropopliteal	39	631,1	9,8 (2040)	4,0 (5000)	0,6 (33333)	0,3 (66666)
	16	504,8	7,8 (2564)	3,2 (6250)	0,5 (40000)	0,3 (66666)

Literatur

[1] ICRP. ICRP Statement on tissue reactions. 2011 www.icrp.org/page.asp?id=123
[2] ICRP. ICRP Publication 103. 2007. Recommendations of the ICRP. Annals of the ICRP Volume 37/2- 4
[3] M. Galster, C. Guhl, M. Uder, R. Adamus. Exposition der Augenlinse des Untersuchers und Effizienz der Strahlenschutzmittel bei fluoroskopischen Interventionen. Fortschr Röntgenstr 2013; 185(5): 474-481
[4] Borowski M, Poppe B, Looe HK et al. Sind elektronische Personendosimeter in klinischen Expositionssituationen grundsätzlich nicht einsetzbar?. Fortschr Röntgenstr 2010; 182: 773-779
[5] ICRP. 2012 ICRP Statement on tissue reactions/ early and late effects of radiation in normal tissues and organs - threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context. ICRP Publication 118. Ann. ICRP 41 (1/2)
[6] Martin C. A review of radiology staff doses and dose monitoring requirements. Radiat Prot Dosimetry 2009; 136: 140-157

164 Personendosismessung vor der Schutzkleidung – Möglichkeit zur konservativen Bestimmung der Augendosis und der effektiven Dosis

H. von Boetticher[1], J. Rommerscheid[2], J. Lachmund[3], W. Hoffmann[4], F. Steinberg[2]
[1]Klinikum Links der Weser, Seminar für Strahlenschutz und Zentrum für Radiologie und Nuklearmedizin, Bremen
[2]Klinikum Links der Weser, Zentrum für Radiologie und Nuklearmedizin, Bremen
[3]ATLAS Elektronik GmbH, Bremen
[4]Universität Greifswald, Institut für Community Medicine, Greifswald

In der Röntgendiagnostik wird die mit der Filmplakette unter der Schürze gemessene Personendosis in der Regel mit der effektiven Dosis des Personals gleichgesetzt. Nach einer Reihe von Publikationen wird bei diesem Vorgehen die effektive Dosis (bestimmt gemäß ICRP 103) systematisch unterschätzt. Die Bestimmung der Augendosis ist mit diesem Verfahren kaum möglich und erfordert daher erheblichen zusätzlichen Aufwand. Eine Messung vor der Schürze – wie in mindestens 10 von 30 europäischen Staaten üblich – würde dieses Problem vermeiden.
In dem Beitrag wird ein neues Konzept der Personendosimetrie vorgeschlagen: Die Filmplakette sollte grundsätzlich als erstes Dosimeter vor der Schürze im Halsbereich getragen werden. Dies ermöglicht mit hinreichender Genauigkeit eine Abschätzung der Kopf- und Augendosis. Die effektive Dosis kann durch Division des so gewonnenen Messwerts mit spezifischen Faktoren erhalten werden (z. B. Faktor 11 bzw. 7 für Schutzkleidung von 0,5 mm Bleiäquivalent mit bzw. ohne Schilddrüsenschutz).
Um die effektive Dosis in Bereichen mit höheren Personendosen mit besserer Genauigkeit bestimmen zu können, kann bei Bedarf zusätzlich ein zweites empfindliches (elektronisches) Dosimeter in Brusthöhe unter der Schutzkleidung getragen werden. Für dieses 2-Dosimeter-Verfahren, bei dem die effektiven Dosis als Linearkombination der Messwerte beider Dosimeter unabhängig vom Bleigleichwert der Schutzkleidung bestimmt werden kann, liegen entsprechende Koeffizienten vor. Diese Doppeldosimetrie ist in der Schweizer Dosimetrieverordnung für bestimmte Anwendungsbereiche vorgeschrieben.
Ausgehend von umfangreichen Ortsdosismessungen werden die zu erwartenden Organdosen und effektiven Dosen ermittelt; die Ergebnisse werden den verschiedenen Ansätzen zur Personendosimetrie gegenübergestellt und die Werte abgeleitet, die man bei der üblichen Filmdosimetrie unter der Schutzkleidung erhalten würde. Zusätzlich wird auf die Erfahrungen eingegangen, die in einer radiologischen Abteilung durch Messung der Personendosis vor der Schutzkleidung über einen Zeitraum von 3 Jahren gewonnen werden konnten. Dieses Vorgehen wurde durch eine Sondergenehmigung der Aufsichtsbehörde möglich.

165 Strahlenschutz in Bangladesh

H.A. Azhari[1], G.A. Zakaria[1,2], M. Haider[3]
[1]Gono University, 1Dept. of Medical Physics and Biomedical Engineering, Gono University, Dhaka, Bangladesh, Dhaka
[2]Gummersbach Hospital, Academic Teaching Hospital of the University of Cologne, Dept of Medical Radiation Physics, Gummersbach
[3]BAEC, Radiation Control Unit, Bangladesh Atomic Energy Regulatory Authority (BAERA, Dhaka, Bangladesh

Einleitung: Bangladesh Atomic Energy Commission (BAEC) wurde im Februar 1973 nach der Verkündung des Presidential Order 15 im Jahr 1973 gegründet. Seitdem engagiert sich BAEC in der Planung und Entwicklung um neue Nukleartechnologien zu erwerben, die friedliche Anwendungen in den Bereichen Lebensmittel, Landwirtschaft, Gesundheit, Industrie und Umwelt, sowie die nukleare Sicherheit und des Strahlenschutzes gewährleistet.
Die Bangladesh Atomic Energy Regulatory Authority (BAERA) welches kürzlich von BAEC getrennt wurde, ist die zuständige nationale Behörde zur gesetzlichen Regelung im Bereich der Sicherheit in der nuklearen Wissenschaft und Technik. In diesem Zusammenhang spielt die BAERA eine wichtige Rolle für die Umsetzung der Bestimmungen zur Einhaltung des Strahlenrisikos innerhalb akzeptabler Grenzen.

Verfahren und Materialien: Die wichtigsten Aktivitäten des BAERA sind:
- die Anmeldung, Autorisierung, Inspektion, Nachprüfung und Beurteilung der Lizenz
- die Entwicklung von regulatorischen Führungen
- die Kontaktpflege zu nuklearen Aufsichtsbehörden anderer Länder sowie der IAEA
- die Durchführung von Prüfungen im Strahlenschutz und
- die Ausbildungen der Arbeitnehmer bezüglich des Strahlenschutzes im Land.

Die Bangladesh Atomic Energy Commission (BAEC) hat wiederum mehrere Abteilungen wie Nuclear Safeguards und Sicherheitsabteilung (NSSD), Health Physics Division und Radiation Laboratory für Prüfungen und Überwachung.

Die zur Verfügung stehenden Einrichtungen in Health Physics Division sind:
- Gamma-Spektrometrie-Systeme
- Alpha-Beta-Zähler
- Alpha-Spektroskopie-Systeme
- Thermo-Lumineszenz-Dosimetrie-(TLD)-Systeme
- Flüssigszintillationszähler (LSC)
- verschiedene Arten von Ortsdosimetern und Taschendosimetern
- Persönliche Schutzausrüstungen und
- Kontaminationsmonitore.

Sie sind auch verantwortlich für:
- die Überwachung von Lebensmitteln mit High-Purity-Germanium-(HPGe)-Detektoren
- für Trainingsprogramme zum Strahlenschutz und zur Sicherheit
- für die berufliche Strahlenexposition mithilfe der Thermolumineszenz-Dosimeter (TLD).

Die Leistungen der Health Physics Division sind:
- Strahlenschutz
- Environmental Radiation Monitoring (ERM)
- Secondary Standard-Dosimetrie Laboratory
- Management radioaktiver Abfälle
- Personal-Überwachung
- Arbeitsplatz-Monitoring und
- Überwachung der Umweltradioaktivität um den Forschungsreaktor TRIGA Mark II (~ 10 km radialen Abständen).

Aufgaben des National Sekundärstandard Dosimetrie Laboratory (SSDL) sind:
- externe Dosimetrie
- Kalibrierung von Überwachungseinrichtungen für die Industrie, in der Medizin, in der Landwirtschaft, für Forschungs- und Bildungseinrichtung sowohl auf dem öffentlichen als auch privaten Sektor nach dem IAEA-SS (Safety Reports Series No-16)

- Kalibrierung von Ionisationskammern für Röntgentherapiegeräte, Teletherapieanlagen und medizinische Linearbeschleuniger.

Die Aufgaben des Radiation Laboratory Testing and Monitoring Laboratory sind u.a.:
- die Überprüfung aller importierten und exportierbaren Lebensmittel im Hafen von Chittagong seit 1987 und Erstellung von Reinheitszertifikaten bezüglich der Radioaktivität in den Lebensmitteln
- Überwachung der Strahlung an Arbeitsplätzen
- Prüfung von Metallschrott auf radioaktive Kontamination und
- Strahlenschutz-Dienst in verschiedenen kerntechnischen Anlagen.

Insgesamt 5881 strahlenexponierte Arbeiter-/innen von 2.700 Firmen / Organisationen werden vierteljährlich strahlenschutzmäßig überwacht.
Zur Abwicklung und sicheren Lagerung radioaktiver Abfälle auf Zwischengewinn-Basis bis zur endgültigen Entsorgung wurde das INST (Institute of Science and Technology) gegründet. Diese einzigartige Anlage in Bangladesch wurde offiziell 2006 in Betrieb genommen und hat eine Fläche von 1.163 m².

Ergebnisse: Die Hintergrund-Dosisleistung in und um Dhaka wird regelmäßig überwacht. Die beobachtete durchschnittliche Hintergrundstrahlung hat einen Wert von 1,75-2,63 mSv/a. Die Radioaktivität wurde sowohl qualitativ als auch quantitativ in 262 verschiedenen Umweltproben wie Boden, Wasser, Luft, Vegetation, Fisch, usw. gemessen, die in verschiedenen Bezirken von Bangladesh gesammelt wurden (Zeitraum: 01.01.2010 bis 30.03.2011). Es wurden keine künstlichen Radionuklide festgestellt. Insgesamt 160 importierte Lebensmittel-Proben, wie Sojaöl, Palmöl, Linsen, Reis, Weizen, Anker Bohnen, Knoblauch, Ingwer, Check-Erbse (sola) etc., wurden auf Radioaktivität analysiert. Es konnten keine künstlichen Radionuklide beobachtet werden. Die Alpha-Aktivität wurde in 34 Leitungswasserproben von verschiedenen Orten des Landes gemessen. Die Konzentration der Brutto-Alphastrahlung ist geringer als 0,1 Bq / L, ein Wert, der von der WHO empfohlen wurde. Es wurden auch 2459 Proben importierter Lebensmittel, 9 Proben zum Export vorgesehener, 31 Proben persönlicher und 8 Proben andere Lebensmitteln getestet. Es wurde festgestellt, dass 137Cs innerhalb der akzeptablen Grenze lag (95 Bq/kg beziehungsweise 50 Bq/kg für Milch und Milchprodukte und andere Lebensmittel). Die Strahlendosis, die die strahlenexponierte Arbeiter erhielten, lag unterhalb der Dosisgrenzwerte nach NSRC Rule 1997.

Fazit: BAEC/BAERA bietet Strahlenschutzprogramme für Einrichtungen, die mit ionisierender Strahlung umgehen und hält durch Prävention / Begrenzung die mögliche schädliche Auswirkungen der Strahlenexposition der Patienten, Arbeiter sowie die Mitglieder der Öffentlichkeit und Umwelt, in akzeptablen Grenzen.

Literatur

[1] www.iaea.org/NuclearPower/Downloads/Infrastructure/...03.../25.pdf
[2] kisoe.kins.re.kr/.../08_Status of Radiation Protection
[3] http://www.baec.org.bd/baec/

166 Neugestaltung der Prüfung nach § 66 StrlSchV an medizinischen Elektronenbeschleunigern

T. Allinger[1], H. Alborzi[2], M. Debes[3], P. Denger[4], H. Fluhr[5], I. Lehmann[6], J. Lorenz[7], U. Wolf[8]
[1]Hess. Landesamt für Umwelt und Geologie, Strahlenschutz, Kassel
[2]Sächsisches Landesamt für Umwelt und Geologie, Dresden
[3]TÜV Nord, Ensys, Hannover
[4]TÜV Nord, Röntgentechnik, Hannover
[5]Landesamt für Umwelt, Wasserwirtschaft und Gewerbeaufsicht, Mainz
[6]TÜV Nord, Röntgentechnik, Berlin
[7]Sächisches Staatsministerium für Umwelt, Dresden
[8]Universitätsklinik, Klinik für Strahlentherapie, Leipzig

Fragestellungen: Die jährlich wiederkehrende Prüfung an medizinischen Elektronenbeschleunigern dient dem Ziel, den Strahlenschutz und die damit verbundene sicherheitstechnische Funktion und Sicherheit der Anlage oder Einrichtung für Personal, Umgebung und für den Patienten zu gewährleisten. Sie wird seit über 10 Jahren auf der Basis der “Rahmenrichtlinie zu Überprüfungen nach § 66 Abs. 2 der Strahlenschutzverordnung“ durchgeführt. Prüfgrundlage sind dabei die relevanten Regeln der Technik, wie sie in den einschlägigen Normen niedergelegt sind (u.a. DIN 6847 Teil 2, DIN EN 60601-2-1). Neben der Beurteilung des baulichen Strahlenschutzes sind diese Prüfungen auf die traditionellen Kernkomponenten des Beschleunigers und dessen originäre Sicherheitselemente fokussiert, werden fast ausschließlich im Service-Mode absolviert, lassen neuere Entwicklungen der Strahlentherapie und nicht unmittelbar die Strahlerzeugung und -formung betreffendes Zubehör unberücksichtigt (z.B. Systeme zur IGRT) und haben keinen Bezug zum Workflow einer Patientenbestrahlung. Daher wird derzeit vom Arbeitskreis der Sachverständigen nach § 66 StrlSchV Umfang und Ablauf der Prüfung überarbeitet.

Material und Methoden: Neben der vollen Einbeziehung des aktuellen Normenwerks in die Kontrollen, soll ein so genanntes Musterpatientenverfahren eingeführt werden, bei dem relevante Teile der Prüfung im Patienten-Mode unter Berücksichtigung der an der jeweiligen Einrichtung praktizierten Techniken durchgeführt werden. Ziel dabei ist ein deutlich wirklichkeitsnäheres Szenario, bei dem neben dem korrekten Ablauf komplexer Bestrahlungen und der korrekten Datenübergabe auch das Verhalten des Systems bei Unterbrechung oder Abbruch der Bestrahlungssequenzen v.a. hinsichtlich einer korrekten Fortsetzung bzw. Wiederaufnahme und Dokumentation geprüft wird. Um dies möglichst effizient und zeitsparend realisieren zu können, ist die Vorbereitung typischer Bestrahlungspläne durch den Medizinphysikexperten erforderlich. Hierzu wird es eine entsprechende Vorab-Information geben, die nach Inkrafttreten der Neuregelung von den zuständigen Behörden an alle Nutzer verschickt werden soll.

Ergebnisse: Auf der Tagung soll dieses Musterpatientenverfahren sowie Neuerungen bei der § 66 Prüfung vorgestellt werden.

Literatur

[1] Rahmenrichtlinie zu Überprüfungen nach § 66 Abs. 2 StrlSchV. RdSchr. d. BMU v. 11. 6. 2002 - RS II 3 - 15208/1
[2] Norm DIN 6847-2, Medizinische Elektronenbeschleuniger-Anlagen – Teil 2: Regeln für die Auslegung des baulichen Strahlenschutzes, September 2008, Berlin: Beuth-Verlag
[3] Norm Medizinische elektrische Geräte - Teil 2-1: Besondere Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale von Elektronenbeschleunigern im Bereich von 1 MeV bis 50 MeV, Dezember 2003, Berlin: Beuth Verlag

167 Personendosimetrie in der Teletherapie – ist eine Überwachung durch direkt ablesbare Dosimeter möglich?

M. Borowski[1], F. Wetzel[2], O. de la Cruz[2], C. Höschen[3], M. Lüpke[4]
[1]Klinikum Braunschweig, Institut für Röntgendiagnostik und Nuklearmedizin, Braunschweig
[2]Klinikum Braunschweig, Klinik für Radioonkologie und Strahlentherapie, Braunschweig
[3]Helmholtz Zentrum München, Medizinische Strahlenphysik und Diagnostik, München
[4]Tierärztliche Hochschule Hannover, Allgemeine Radiologie und Medizinische Physik, Hannover

Fragestellungen: An Personen, die sich in Kontrollbereichen aufhalten, ist in Deutschland gemäß geltendem Strahlenschutzrecht eine personendosimetrische Überwachung erforderlich. Im Normalfall erfolgt die Überwachung durch amtliche Ganzkörperdosimeter, welche von den amtlichen Messstellen bezogen und von diesen auch ausgewertet werden. Neben diesem Normalfall gibt es jedoch Personengruppen sowie lokale Gegebenheiten, die es erforderlich machen, ergänzend eine Überwachung durch zusätzliche Dosimeter vorzunehmen. Primär handelt es sich hier um Schwangere, bei denen bei einer Weiterbeschäftigung mit Zutritt zu Überwachungs- oder Kontrollbereichen eine arbeitswöchentliche Ermittlung der in der Schwangerschaft aufgelaufenen Dosis erfolgen muss. Weiterhin haben zuständige Stellen die Möglichkeit im Rahmen von Genehmigungsbescheiden eine Überwachung durch zusätzliche, z.B. direkt ablesbare, Dosimeter zu fordern.
Die als amtliche Ganzkörperdosimeter verwendeten Systeme messen nach heutigem Kenntnisstand in allen in der Medizin denkbaren Expositionsszenarien vertrauenswürdig die Personendosis. Bei den elektronischen direkt ablesbaren Personendosimetern (EPD) ist dieses nicht in allen Fällen sichergestellt. Hier ist aus Untersuchungen bekannt, dass bei zu hoher Dosisleistung in den Strahlungsfeldern das Ansprechvermögen der Dosimeter sinkt. Daraus resultiert eine fehlerhafte Unterschätzung der realen Dosis [1-2]. Es sind sogar Szenarien denkbar, in denen EPD eine stattgefundene Exposition vollständig ignorieren. Zahlreiche EPD besitzen die Funktion eines Dosisleistungsalarms. Dieser hat das Ziel, Personen beim Zutritt in Strahlungsfelder hoher Leistungsdichte zu informieren. Bei ordnungsgemäßer Konfiguration der Alarmschwellen ist es möglich, EPD so einzustellen, dass der Alarm auch dann noch ausgelöst wird, wenn bereits eine deutliche Abnahme des Ansprechvermögens besteht [3]. Eine Person wird auf diesem Weg über ein ungewolltes Expositionsereignis informiert, worauf direkt eine qualifizierte Abschätzung der Personendosis anhand der Expositionssituation erfolgen kann.
Für den Bereich der Röntgendiagnostik wurden diverse Studien durchgeführt, die das Ziel hatten, Einsatzmöglichkeiten und Limitationen direkt ablesbarer Dosimeter festzustellen [2-5]. Für den Bereich der Teletherapie, in denen gleichermaßen Strahlungsfelder hoher Dosisleistung auftreten, stehen entsprechend umfangreiche Studien noch aus.
Mit dem Ziel, zu klären, wie vertrauenswürdig auf dem Markt verfügbare, direkt ablesbare Dosimeter in möglichen Strahlungsfeldern der Teletherapie eine Strahlenexposition messen, wurden die im Folgenden vorgestellten Untersuchungen an exemplarischen Dosimetern und Strahlungsfeldern durchgeführt.

Material und Methoden: Im Rahmen der Studie wurde das dosisleistungsabhängige Ansprechvermögen von vier auf dem Markt verfügbaren Personendosimetertypen betrachtet. Neben EPD der Typen Mk2.3 (Thermo Elektron), RAD-60SE (Mirion/Rados) und DMC2000X (Mirion/Rados) wurde ein über ein Smartphone-App realisiertes Dosimeter („Radioactivity Counter“/HotRay) untersucht. Als Referenzdosimeter wurden TLDs vom Typ TLD-100H (Harshaw/Thermo Fisher Scientific) verwendet.
Die Untersuchung erfolgte an einem medizinischen Linearbeschleuniger des Typs SL15 (Elekta) bei Nominalenergien von 6 MV und 10 MV. Die Strahlrichtung war in allen Fällen senkrecht nach unten gerichtet. Als Patientenäquivalent wurde ein PMMA-Streukörper der Maße 30x30x20 cm^2 verwendet. Die Dosimeter wurden außerhalb des Direktstrahls mit einem minimalen Abstand von 50 cm zum Streukörper positioniert. Die Dosisleistung am Ort der Dosimeter wurde über eine Variation des Abstands zum Streukörper verändert. Alle Dosimeter wurden auf einem 20 cm dicken PMMA-Rückstreukörper befestigt. Die TLDs wurden für die Messungen in zylindrische PMMA-Behältnisse mit einer Wandstärke von etwa 2 mm gebracht. Es wurden jeweils zwei Exemplare der Personendosimeter sowie drei bis vier TLDs je Strahlenergie und Dosisleistung untersucht und die Messwerte linear gemittelt.
Die TLDs wurden im Vorfeld der Messungen auf die Messgröße Luftkerma K_A mit einer ^{90}Sr-Quelle kalibriert. Die spektrale Zusammensetzung der Strahlung an den Messorten weicht von derjenigen der Kalibrierquelle ab. Der hieraus resultierende Einfluss auf das Ansprechvermögen der TLDs wurde ansatzweise theoretisch sowie mit dem Programm EGS-Ray simulationstechnisch abgeschätzt und bei der Dosisermittlung berücksichtigt. Die resultierende Gesamtunsicherheit der aus den TLD-Messungen bestimmten K_A-Werte wird mit 20% angenommen. Der Konversionskoeffizient k von K_A zur Personentiefendosis $H_P(10)$, der Messgröße der EPD, ist in dem relevanten Energiebereich weitgehend

konstant, s. ISO 4037-3 [6]. Im Rahmen dieser Studie wurde k=1,2 mit einer Unsicherheit von 0,1 verwendet.
Die Gesamtunsicherheit der ermittelten Dosisleistung an einem Messort wird mit 30% angenommen, die des relativen Ansprechvermögens eines Personendosimeters mit 15%.
Die Dosisleistung am Dosimeterort wurde aus der gemessenen Dosis der TLDs anhand der Struktur und Länge der Pulse des Linearbeschleunigers berechnet. Hierbei wurde die Dosisleistung betrachtet, die auf der Zeitskala eines Strahlungspakets von 5 µs auftritt. Der Grund für die Wahl ist, dass die Dosisleistung der Binnenstruktur der Pulse mit den Personendosimetern nicht aufgelöst werden kann. Die Dosisleistung auf größerer Zeitskala ist irrelevant für die Signalerfassungs- und Verarbeitungselektronik.

Ergebnisse: In Abbildung 1 ist exemplarisch das Ansprechvermögen der drei untersuchten EPD-Typen in Abhängigkeit der Dosisleistung innerhalb eines Strahlungspakets für 10 MV nominelle Strahlenergie dargestellt. Der dosisleistungsabhängige Zusammenhang ist bei allen EPD-Typen qualitativ ähnlich. Die Dosisleistung zu der das Ansprechvermögen unter einen Wert von 80% sinkt liegt bei etwa 3 Sv/h und entspricht damit recht gut derjenigen, die auch bei Untersuchungen im Bereich der Röntgendiagnostik festgestellt wurde [5].
Ab einem Abstand von etwa 4 m zum Streukörper werden bei 10 MV nomineller Strahlenergie etwa 75% der Dosis von den drei untersuchten EPD-Typen gemessen. Bei 6 MV Nominalenergie wird dieser Wert bei etwa 3,5 m erreicht. Bei einem kürzeren Abstand zum Streukörper geht das Ansprechvermögen deutlich zurück. Die von den EPD gemessene Dosis ist jedoch selbst bei einem Abstand von 1 m zur Streuquelle immer noch so groß, dass der in den EPD beinhaltete Dosisleistungsalarm bei korrekter Konfiguration die Exposition anzeigt.
Das Ansprechvermögen des über das Smartphone-App realisierten Dosimeters zeigte bei den durchgeführten Untersuchungen keine relevante Dosisleistungsabhängigkeit. Bis zu der höchsten, untersuchten Dosisleistung von mehr als 100 Sv/h lag das Ansprechvermögen oberhalb von 75%.

Zusammenfassung: Es gibt Anwendungsfälle innerhalb der Teletherapie, in denen eine Personendosisüberwachung durch direkt ablesbare Personendosimeter notwendig ist. In wieweit exemplarische, auf dem Markt verfügbare Typen von Dosimetern hierzu prinzipiell geeignet sind, wurde im Rahmen der vorliegenden Studie untersucht.
Es zeigte sich, dass die untersuchten EPD ab einem Abstand zum Streukörper von etwa 3,5 m bei 6 MV Nominalenergie sowie etwa 4 m bei 10 MV die reale Dosis um weniger als 25% unterschätzen. Bei kleinerem Abstand ist der gemessene Dosiswert deutlich zu niedrig. Die gemessene Dosis ist gleichwohl immer noch so groß, dass auch bei 1 m Abstand zum Streukörper ein Dosisleistungsalarm durch die EPD ausgelöst wird. Damit wird auch in einem Unfallszenario die ungewollte Exposition bekannt und eine nachträgliche qualifizierte Abschätzung der Dosis ermöglicht.
Der Anwendungszweck der EPD als Systeme zur jederzeitigen Überwachung der Personendosis bleibt somit in sämtlichen als realistisch anzunehmenden Expositionssituationen erhalten. Insbesondere kann bei jeglicher Tätigkeit außerhalb von Unfallszenarien davon ausgegangen werden, dass die Personendosis im Bereich der Teletherapie durch die untersuchten EPD-Typen vertrauenswürdig gemessen wird.
Das über das Handy-App realisierte Dosimeter zeigte bis zu der höchsten untersuchten Dosisleistung keine relevante Abnahme des Ansprechvermögens. Es ist aufgrund dieser Eigenschaft für den Einsatz in den Strahlungsfeldern der Teletherapie sehr gut geeignet. Über Handy-Apps realisierte Dosimeter haben jedoch andere Limitation, z.B. im Hinblick auf die Winkelabhängigkeit des Ansprechvermögens, die aktuell einer unkritischen und uneingeschränkten Nutzung noch entgegenstehen [7]. Wann diese Limitationen überwunden sein werden, bleibt abzuwarten.

Anhang 1

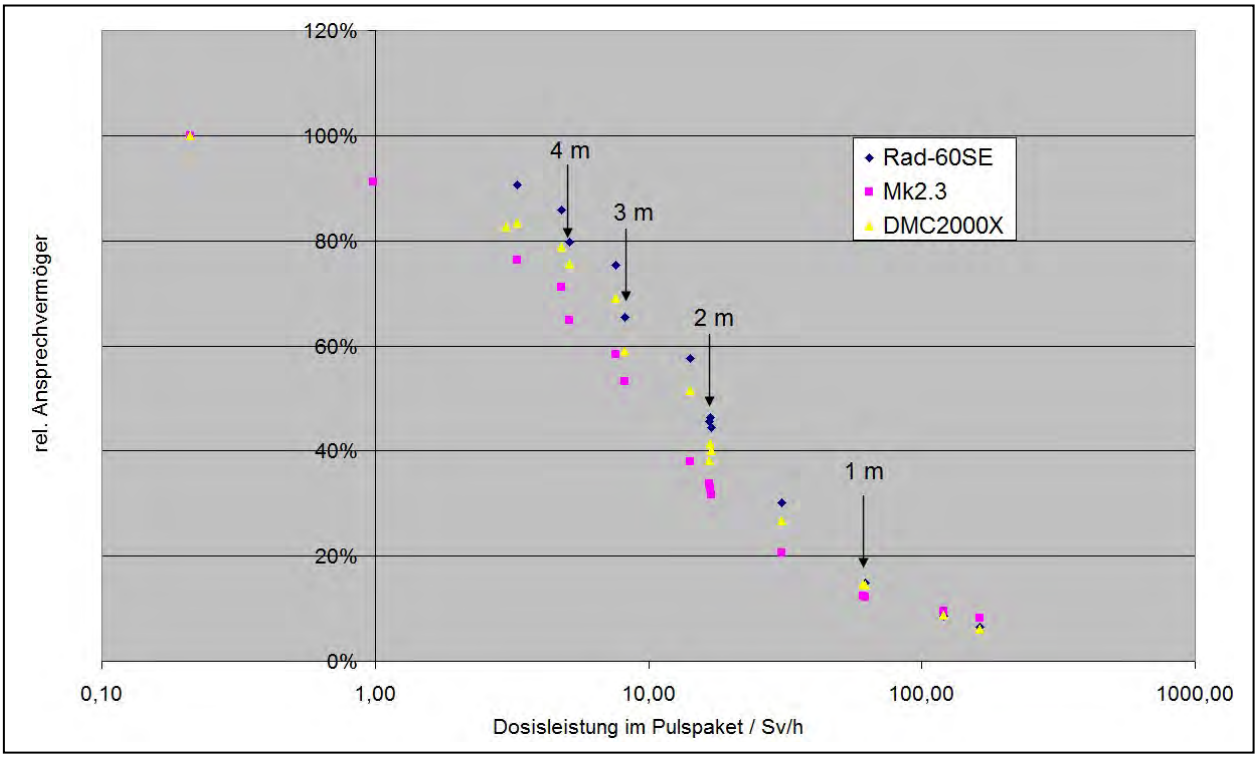


Abb.1: Ansprechvermögen der drei untersuchten EPD-Typen bei 10 MV Strahlung in Abhängigkeit der Dosisleistung im Strahlungspuls; das Ansprechvermögen bei ausgezeichneten Abständen zum Streukörper ist gesondert markiert

Literatur

[1] U. Ankerhold, O. Hupe, P. Ambrosi, Deficiencies of active electronic radiation protection dosemeters in pulsed fields, Radiat. Prot. Dosim. 135, 149-153, 2009

[2] J. Henninger et. al., Abschlussbericht zum BFS-Ressortforschungsvorhaben 3608S02002 „Personendosimetrie mit elektronischen Personendosimetern in gepulsten Strahlungsfeldern“, urn:nbn:de:0221-2009082197

[3] P. Ambrosi, M. Borowski, M. Iwatschenko, Considerations conserning the use of counting active personal dosemeters in pulsed fields of ionizing radiation, Radiat. Prot. Dosim. 139, 483-493, 2010

[4] M. Borowski et. al., Sind elektronische Personendosimeter in klinischen Expositionssituationen grundsätzlich nicht einsetzbar?, Fortsch. Röntgenstr. 182, 1-7, 2010

[5] M. Borowski et.al. , Abschlussbericht zum BfS Ressortforschungsvorhaben 3610S20001 „Dosimetrie mit elektronischen Dosimetern in gepulsten Strahlungsfeldern – Teil 2“, http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:0221-2012121710260

[6] DIN, ISO 4037-3 Röntgen- und Gamma-Referenzstrahlungsfelder für die Kalibrierung von Dosis- und Dosisleistungsmeßgeräten und für die Ermittlung des Ansprechvermögens in Abhängigkeit von der Photonenenergie - Teil 3: Kalibrierung von Orts- und Personendosimetern und Messung ihres Ansprechvermögens in Abhängigkeit von Energie und Einfallswinkel, 1999

[7] Stamm G. et. al. , Der Einsatz von Smartphones als Dosiswarner, Fortschr Röntgenstr 2013; 185 - VO311_1

168 Quantitative Analyse der Reduktion von Organdosen im neurovaskulären Bereich durch Einsatz von ROI-Filtern in der 3D-Cone-Beam-Angiografie mittels Monte-Carlo-Verfahren

F. Göpfert[1], R. Schmidt[1], K. Zink[1]
[1]Institut für medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen

Einleitung: Die 3D-Cone-Beam-Angiografie (CBA) ermöglicht eine dreidimensionale Visualisierung des Gefäßsystems im Gehirn und kommt bei der Diagnose und der Therapie neurovaskulärer Erkrankungen zum Einsatz. Um eine artefaktfreie, dreidimensionale Rekonstruktion durchführen zu können, muss die komplette Köperstruktur im Field of View (FOV) liegen. Die interessierende Region (region of interest – ROI), z.B. eine Gefäßstruktur im Gehirn, ist jedoch oft wesentlich kleiner, was eine unnötige Strahlenexposition im Randbereich des Patienten zur Folge hat. Mit dem Ziel die Strahlbelastung zu senken, untersuchten Schäfer et al. [1] die Anwendung eines halbdurchlässigen Filters, welcher die Dosisleistung außerhalb der ROI reduziert. Zugleich verbleibt noch ausreichend Schwächungsinformation zur Rekonstruktion der Bilddaten. Als Filtermaterial wurden dabei Kodak-Lanex Röntgenfilme eingesetzt, welche aus Gadoliniumoxysulfid sowie weiteren Kunststoff-Komponenten bestehen. Neben der Entwicklung einer Methode zur artefaktfreien Bildrekonstruktion beim Einsatz eines derartigen Filters führten Schäfer et al. [1] in ihrer Arbeit theoretische Berechnungen der Reduktion der integralen Dosis (Dosisflächenprodukt) durch und verifizierten diese mit entsprechenden Messungen. Dabei wurde beispielsweise beim Einsatz eines 1,72 mm dicken Filters mit einer 20%-ROI-Öffnung eine Reduktion der integralen Dosis von ca. 70% bei unveränderter Bildqualität festgestellt. Wie sich die Verwendung eines ROI-Filters auf die Organdosen eines Patienten auswirkt, wurde jedoch nicht untersucht.
Ziel der hier vorgestellten Arbeit war das Dosisreduktionspotential von ROI-Filtern unterschiedlicher Dicke und Größe hinsichtlich der Organdosen des Patienten zu ermitteln. Die Untersuchungsregion lag dabei im Kopf-Hals-Bereich des adult female Referenzphantoms der ICRP [2]. Durchgeführt wurden die Untersuchungen mittels des Monte-Carlo-Tools GMctdospp [3].

Material und Methoden: Das Simulationsprogramm GMctdospp dient der Monte-Carlo-basierten Berechnung einzelner Organdosen bzw. der resultierenden effektiven Dosis von Patienten bei computertomographischen Untersuchungen. Es stellt eine grafische Benutzerschnittstelle zur Steuerung eines speziell angepassten EGSnrc-User-Codes dar [4] und unterstützt die Rotation einer Strahlenquelle unter gleichzeitiger Einbindung von Filtergeometrien in den virtuellen Strahlengang. Zunächst mussten die Geometrien verschiedener, virtuellen ROI-Filter erstellt werden. Aufgrund fehlender Information über die genaue materialspezifische Zusammensetzung des von Schäfer et al. [1] verwendeten ROI-Filters wurde das Material der simulierten Filter-Geometrie als reines Gadoliniumoxysulfid angenommen. Diese Annahme erforderte eine experimentelle Anpassung der simulierten ROI-Filterdicken an die Dicken der realen ROI-Filter (0,43 mm, 0,86 mm, 1,29 mm, 1,72 mm). Aus den Messergebnissen einer von Schäfer et al. [1] durchgeführten Schwächungsmessung des Filtermaterials von einer bis vier Lagen des Filters wurde jeweils die Transmission berechnet. Anschließend wurde die Transmission von reinem Gadoliniumoxysulfid als Filtermaterial für verschiedene Dicken mittels Monte Carlo Simulation bestimmt. Die Anzahl der Lagen des Filters blieb zwischen Simulation und Messung gleich. Durchgeführt wurde dies für Röhrenspannungen von 80 kVp und 100 kVp, wobei die entsprechenden Röntgenspektren mit einem Algorithmus von Boone et al. [5] generiert wurden. Die Abweichung der so bestimmten effektive Filterdicke war für alle Lagen und Energien kleiner 1%. Die Vorfilterung des von Schäfer et al. [1] verwendeten DVT-Geräts (Toshiba Infinix) wurde in den Simulationen unverändert übernommen (0,1 mm Kupfer und 2,6 mm Aluminium). Nach der Berechnung der effektiven Dicken wurden Filtergeometrien mit einer kreisförmigen 20%- und 40%-ROI-Öffnung, welche das FOV zu 80% bzw. zu 60% abdecken, erstellt. Abbildung 1 zeigt eine beispielhafte Filtergeometrie in EGSnrc.
Um vergleichbare Bestrahlungsbedingungen zu schaffen, wurde das DVT-Gerät in GMctdospp auf die von Schäfer et al. [1] angewandten Untersuchungsparameter (106 Projektionen, Winkelsegmente von 2°, Startposition der Röntgenquelle von 106°, 250 mA Röhrenstrom, 6,3 ms Bestrahlungsdauer pro Winkelsegment, 110 cm Fokus-Detektor-Abstand, 70 cm Fokus-Isozentrum-Abstand) eingestellt und bei den Röhrenspannungen von 80 kV und 100 kV kalibriert. Die Kalibrierung diente dabei der Herstellung eines Zusammenhangs zwischen relativer Dosis (Einheit: Gy/Primärphoton) und absoluter Dosis (Einheit: Gy pro mAs). Zur Berechnung von Organdosen eines Patienten bei einer Untersuchung mittels CBA wurde das weibliche Referenzphantom der ICRP (Voxel-Phantom) in GMctdospp eingebunden. Es enthält Information über Dichte, stoffliche Zusammensetzung, Geometrie und Lage zahlreicher Organstrukturen im Körper. Unter Anwendung der verifizierten ROI-Filtergeometrien wurden im Anschluss Simulationen einer CBA-Untersuchung im Kopfbereich durchgeführt (siehe Abbildung 2). Die Lage des Isozentrums in der Simulation konnte durch Analyse einer DICOM-Datei einer realen CBA-

Untersuchung aus Schäfer et al. [1] ermittelt werden. Bei den Simulationen wurden sowohl Filterdicke, Filterart (20%- oder 40%-ROI-Öffnung) und die Röhrenspannung variiert. Bei der Auswertung der Dosisverteilung wurde die Dosis in den Organen Rückenmark, Gehirn, linke/rechte Speicheldrüse sowie linke/rechte Augenlinse betrachtet.

Ergebnisse/Diskussion: Für die realen Filterdicken von 0,43 mm, 0,86 mm, 1,29 mm und 1,72 mm ergaben sich in den Simulationen für reines Gadoliniumoxysulfid effektive Filterdicken von 0,1 mm, 0,2 mm, 0,3 mm und 0,4 mm. Bei diesen Filterdicken wichen die Transmissionswerte der Simulation um maximal ± 2% von der Transmission der Messung ab. In Abbildung 3 sind die Ergebnisse der Anpassung von simulierten Querprofilen (entlang der x-Achse) an die Messwerte von Schäfer et al. [1] bei unterschiedlichen Filterdicken, ROI-Öffnungen und Röhrenspannungen dargestellt. Die Erhöhung der Röhrenspannung von 80 kV auf 100 kV bewirkte minimal erhöhte Transmissionswerte im gefilterten Bereich (etwa 1-3 %).
Die Auswertung der einzelnen Organdosen im Kopfbereich des ICRP-Phantoms ergab, dass die Organdosen unabhängig vom Einsatz des ROI-Filters bei einer Röhrenspannung von 80 kV um etwa 40% geringer ausfallen als bei 100 kV Röhrenspannung. Beispielsweise beträgt die Organdosis für das Rückenmark bei einer CBA-Untersuchung ohne ROI-Filter bei 80 kV etwa 3 mSv, während sie bei 100 kV auf etwa 5 mSv ansteigt. Dieser Unterschied ist auf die annähernd quadratische Abhängigkeit der Dosis von der angelegten Röhrenspannung zurückzuführen.
Außerdem zeigte sich, dass das Ausmaß der Dosisreduktion durch Erhöhung der ROI-Filterdicke nicht für jedes Organ gleich ist. Bestimmte Organstrukturen liegen nahezu vollständig im Bereich der ROI, weshalb eine Erhöhung der Filterdicke nur geringen Einfluss auf die Dosisreduktion hat. Wie Abbildung 4 zeigt, ist dies in der hier durchgeführten Simulation zum Beispiel bei den linken Speicheldrüsen der Fall, wobei die Organdosis bei Einsatz eines 1,72 mm dicken 40%-ROI-Filters lediglich um knapp 30% abnimmt. Andere Organstrukturen liegen hingegen in jedem Projektionswinkel nahezu vollständig im Schatten des ROI-Filters, was zu einer deutlichen Reduktion der jeweiligen Organdosis führt. Ein Beispiel hierfür ist die große Dosisreduktion der linken Augenlinse. Selbst bei einer geringen Filterdicke von 0,43 mm kann die Organdosis um ca. 40% reduziert werden. Folglich ist die von Schäfer et al. [1] durchgeführte Abschätzung der Dosisreduktion anhand der theoretischen Berechnung der integralen Dosis für die Bestimmung von Organdosen nur eine erste Näherung.

Fazit: In der vorliegenden Arbeit ist mit Hilfe des EGSnrc-basierten Monte Carlo Programms GMctdospp ein virtuelles Modell eines 3D-Cone-Beam-Angiographie-Arbeitsplatzes erstellt worden und die mögliche Reduktion der Patienten-Organdosis durch Einsatz eines ROI-Filters untersucht worden. Die Ergebnisse belegen, dass eine Senkung der Organdosis durch Einsatz eines 20%- bzw. eines 40%-ROI-Filters um 80% bzw. um 60% theoretisch möglich ist.

Literatur

[1] Schäfer S., Noël P. B., Walczak A. M., Hoffmann K. R.: “Filtered region of interest cone-beam rotational angiography”, Med. Phys., vol. 37, pp. 694-703, 2010
[2] ICRP, 2009. Adult Reference Computational Phantoms. ICRP Publication 110. Ann. ICRP 39 (2)
[3] Schmidt R, Wullf J., Kästner B., Jany D., Heverhagen J. T., Fiebich M., Zink K.: “Patient individual equivalent dose calculations for CT examinations”, IFMBE Proceedings, vol. 25/3, pp. 632-634, 2009
[4] Kawrakow I., Mainegra-Hing E., Rogers D.W.O., Tessier F.,Walters B.R.B.: “The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport”, NRC Report PIRS-701, Ottawa Canada, 2011
[5] Boone J. M., Seibert J.A.: “An accurate method for computer-generating tungsten anode x-ray spectra from 30 to 140 kV”, Med. Physics, Volume 24, pp. 1661-1670, 1997

Anhang 1

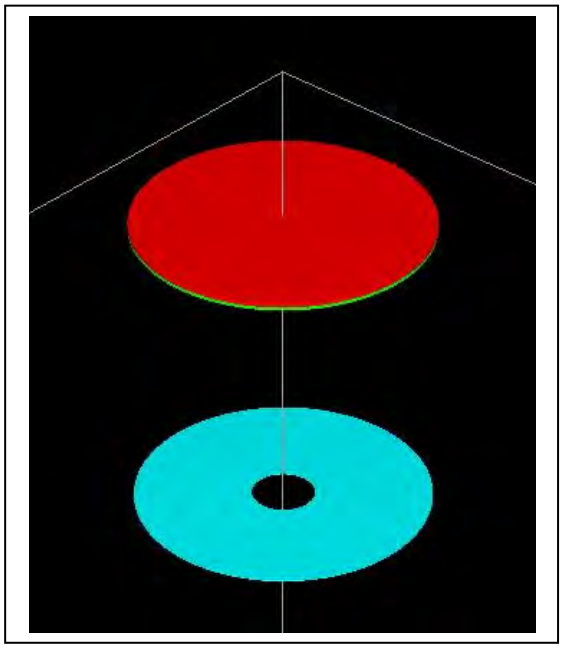


Abb. 1: Beispiel der geometrische Definition eines Filtermoduls im Kopf der virtuellen Röntgenröhre (Fokus im Koordinatenursprung), oben: Vorfilter, bestehend aus 2,6 mm Aluminium (rot) und 0,1 mm Kupfer (grün), unten: 20%ROI-Filter, bestehend in diesem Beispiel aus 0,1 mm Gadoliniumoxysulfid

Anhang 2

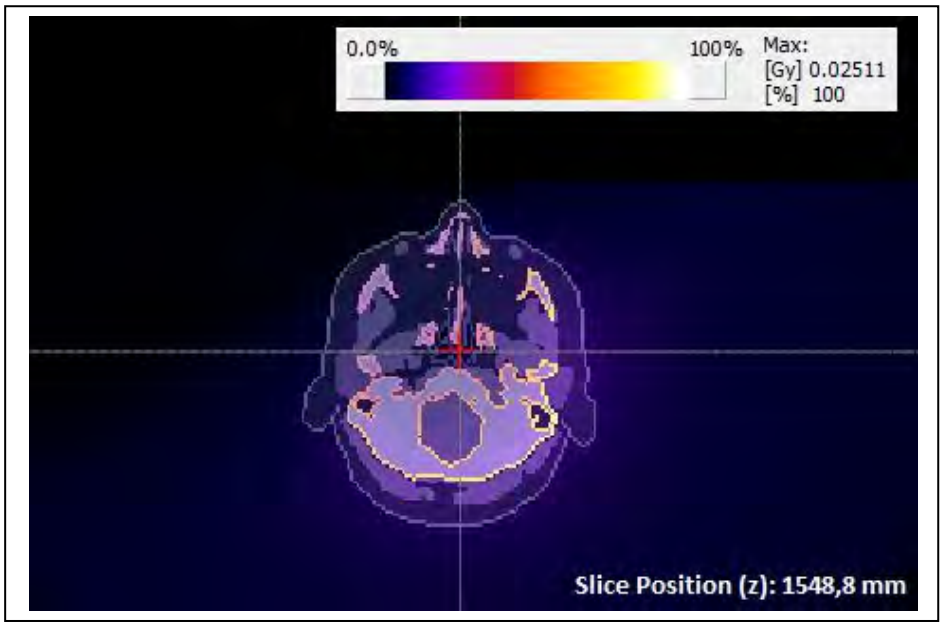


Abb. 2: Darstellung der Dosisverteilung bei der Simulationen einer CBA-Untersuchung im Kopf-Hals-Bereich des adult female Referenzphantoms der ICRP mit Hilfe des Monte Corlo Programms GMctdospp

Anhang 3

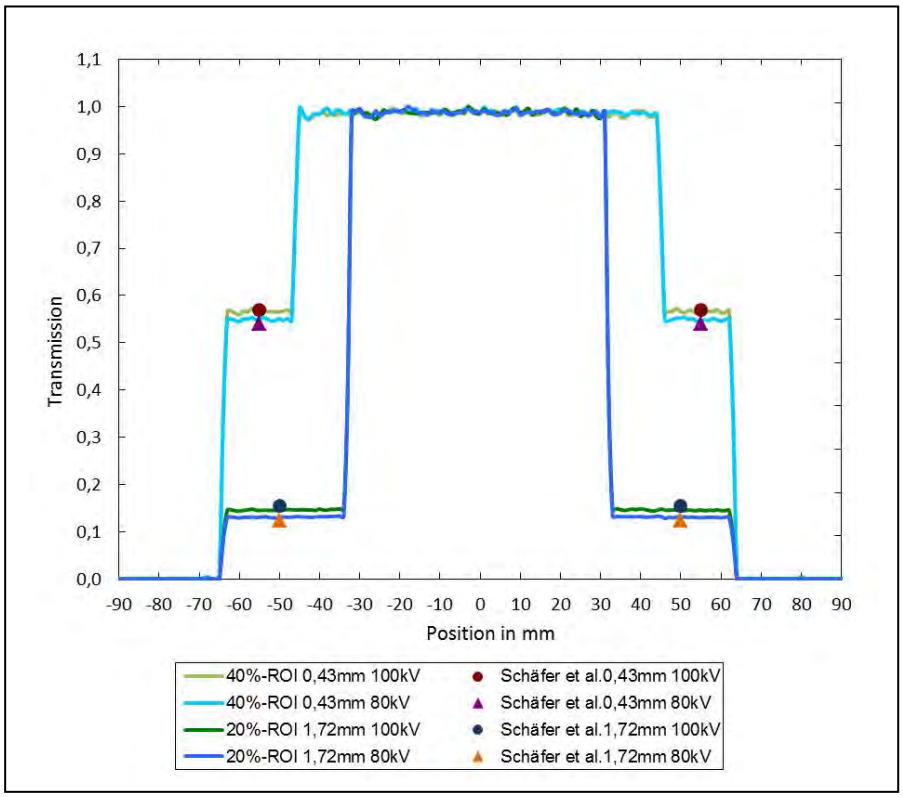


Abb. 3: Ergebnisse der Anpassung simulierter Querprofile entlang der x-Achse an die Messergebnisse bzw. die berechneten Transmissionen von Schäfer et al. [1], dargestellt bei verschiedenen ROI-Größen und Filterdicken

Anhang 4

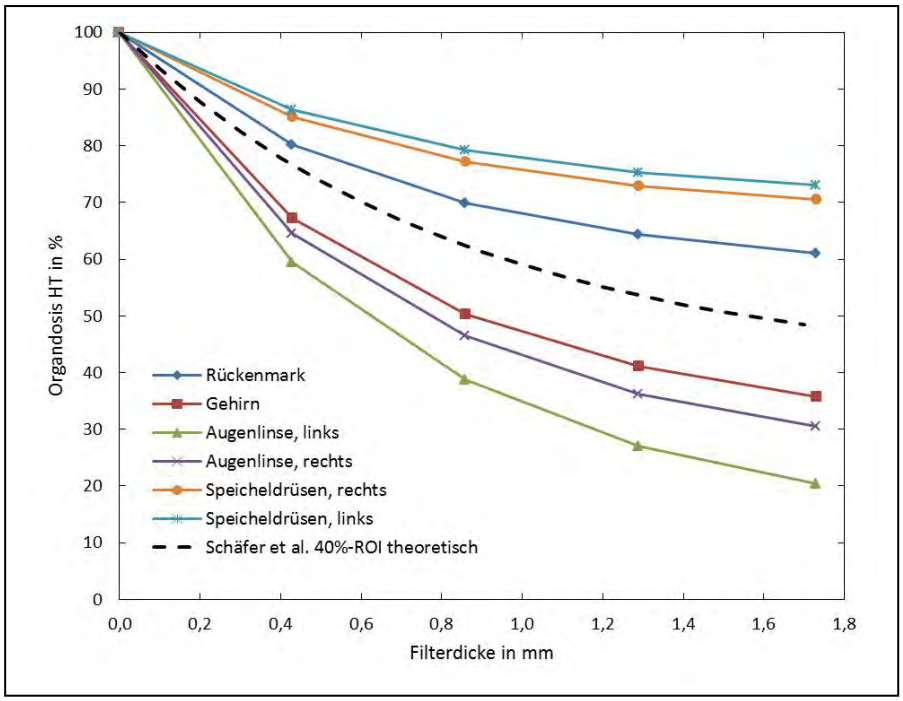


Abb. 4: Mittels Monte Carlo Simulation berechnete relative Dosisreduktion in verschiedenen Organstrukturen im Kopfbereich des weiblichen ICRP-Referenzphantoms durch Einsatz eines 40%-ROI-Filters. Ebenfalls aufgetragen: Theoretische Reduktion der integralen Einfalldosis aus Schäfer et al. Die statistische Unsicherheit der Simulation betrug maximal 3%.

32. 2D/3D-Dosimetrie

169 Anthropomorphic hybrid voxel models for use in simulations of medical exposures and dose

N. Petoussi-Henss[1], J. Becker[1], H. Schlattl[1], M. Zankl[1], M. Greiter[1], C. Hoeschen[1]
[1]Helmholtz Zentrum München, Abteilung Medund Diagnostik, Neuherberg

Background: Organ doses from medical diagnostic or therapeutic procedures can be assessed using Monte Carlo simulations and computational phantoms. The computational phantoms used are mostly stylized i.e. MIRD–type, or voxel, the later stemming from medical images. The third generation of phantoms is the so called hybrid; the organs are described by either non-uniform rational B-spline (NURBS) or polygon mesh (PM) surfaces[1]. This offers both flexibility in organ alterations and anatomical realism.

Materials und Methods: For this work, a previously developed voxel phantom of an adult female[2] has been transformed to a NURBS/PM hybrid phantom. The procedure involved firstly the polygonization of the initial voxel phantom by rendering with IDL 8.2 (http://www.exelisvis.com/ProductsServices/IDL.aspx) each organ separately to a polygon mesh surface (step 1). The rendering process resulted in jagged-looking objects which have to be smoothed. The PM data were therefore exported to the 3D modeling software, Rhinoceros (version 4.0) (Robert Mc Neel and Associates, USA). Subsequently, NURBS smooth surfaces were created for each organ (step 2). An exception of this procedure was the skeleton: the one used for this work was obtained as a PM surface from http://www.creativecrash.com/marketplace/3d-models/anatomy/skeletal-system/c/anatomy-skeleton-male. The contours of this skeleton were smooth, thus, it was not then necessary to convert the PMs to NURBS but its size and form were adjusted to fit the anatomy of the female phantom. Since the to-date Monte Carlo radiation transport codes cannot be coupled to NURBS or PM surface geometries, the resulting NURBS and PM organs have then been voxelized (step 3). This was achieved by triangulation with Rhinoceros and then by voxelization using the software Binvox http://www.cs.princeton.edu/~min/binvox/). Monte Carlo simulations of medical exposures and image quality were then performed with the code EGS4nrc[3].

Results: A NURBS, PM phantom was obtained as well as its respective voxelized version. Figure 1 shows the liver as a PM surface (left) and NURBS surface (right). Figure 2 shows the lungs, stomach, heart and liver of the phantom as NURBS surfaces.

Summary: A hybrid phantom, based on NURBS and PM surfaces, has been constructed from an existing voxel phantom. The organs of the hybrid phantom can be scaled and deformed in a non-uniform way i.e. organ by organ, thus they can be adapted to patient characteristics, without losing their anatomical realism. The hybrid phantom will be presented, as well as the subsequent voxelized phantom which is used for the Monte Carlo calculations. First results of simulations using this phantom will be shown.

Literature

[1] Lee C., Lodwick D., Hurtado J., Pafundi D., Williams J., and Bolch W. E.: The UF family of reference hybrid phantoms for computational radiation dosimetry. Phys Med Biol 55 (2010), pp 339-363.
[2] Zankl, M.: The GSF voxel computational phantom family. In: Handbook of anatomical models for radiation dosimetry, ed X G Xu and K F Eckerman, 2010, Boca Raton, London, New York: Taylor & Francis, pp 65-85
[3] Kawrakow I., Mainegra-Hing E., Rogers D. W. O., Tessier F. and Walters B. R. B.: The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport, 2009, Ottawa: National Research Council of Canada (NRCC)

Anhang 1

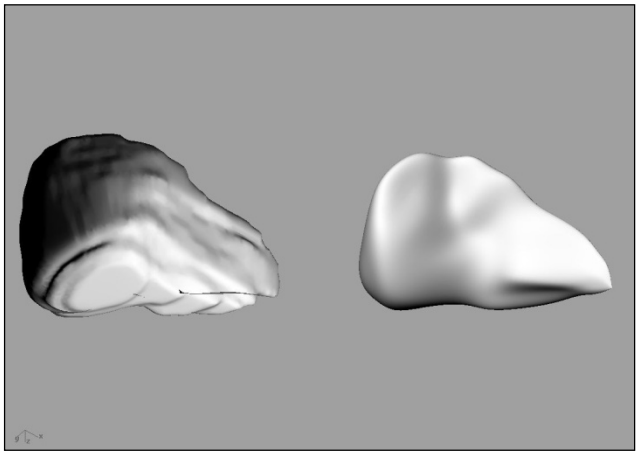


Fig.1: Liver, original (left) and as NURBS (right)

Anhang 2

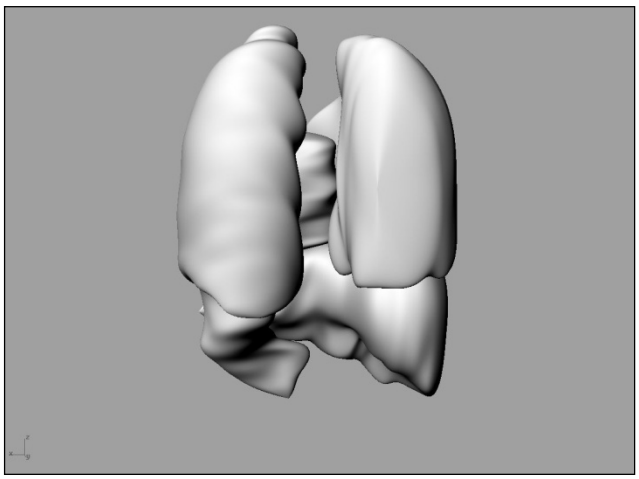


Fig. 2: NURBS surfaces of lungs, stomach, liver, heart

170 Dosimetrie mit Radiochromfilmen – rechnerische Korrektur des Parabeleffekts

D. Poppinga[1], A. Schönfeld[1], O. Blanck[2], D. Harder[3], B. Poppe[1]
[1]Universität Oldenburg, Medizinische Strahlenphysik, Oldenburg
[2]CyberKnife Center Northern Germany, Güstrow
[3]Universität Göttingen, Göttingen

Fragestellung: Für die Auswertung von Radiochromfilmen werden handelsübliche Flachbettscanner vom Hersteller empfohlen und auch in der Praxis verwendet (Abb. 1). Optische Effekte, teilweise durch den Film, teilweise durch den Scanner hervorgerufen, führen trotz homogener Filmexposition zu inhomogenen, zum Rande hin ansteigenden Werten der optischen Dichte längs der x-Achse des Scanners (Abb. 2); dieses Artefakt wird von uns als "Parabeleffekt" bezeichnet. In dieser Arbeit wird am Beispiel des Epson XL10000 Scanner ein Korrekturalgorithmus entwickelt, welcher den Parabeleffekt auf Softwareebene korrigiert. Die Leistungsfähigkeit dieser Korrektur wird an Beispielen demonstriert.

Material und Methoden: Zur Charakterisierung eines Epson 10000XL Scanners wurden ca. 6 cmx4 cm große EBT3 Filme mit einem 10 cmx10 cm großen 6 MV Photonenfeld in 10 cm Tiefe RW3 mit Dosen von 0 Gy–3 Gy bestrahlt. Die Filme wurden daraufhin in beiden Orientierungen (Landscape und Portrait) an fünf verschiedenen z-Positionen (s. Abb. 1) und auf sieben verschiedenen Positionen entlang der x-Achse eingescannt. Die Scans wurden mit dem Programm Epson Scan durchgeführt, wobei jegliche Korrekturen deaktiviert waren. Die Scanauflösung betrug 72 dpi bei einer Farbtiefe von 16 bit pro Farbkanal (RGB). Aus jedem Scanbild werden die mittleren 30 Pixelx30 Pixel im roten Kanal des Scanbilds analysiert und in einen Wert der optischen Dichte transformiert.
Die vom Scanner angezeigte optische Dichte OD(x) des jeweils gleichen EBT3 Films variiert entlang der x Achse gem. Abb. 2 parabelförmig um bis zu 10%, die daraus abgeleitete unkorrigierte Dosis ebenfalls. An den fünf verschiedenen z Positionen ergibt sich eine nahezu identische Variation entlang der x Achse, sodass sich der folgende Korrekturalgorithmus auf die x Achse beschränken kann.
In einem ersten Schritt werden die Datenpunkte bei einer Dosis in Abb. 2 durch eine Parabel folgender Form angenähert:

(1) $$OD(x) = a(b-x)^2 + c$$

Für alle gescannten Filme mit applizierter Dosis D sowie für alle getesteten z-Positionen ergibt sich ein nahezu konstanter Parameter b (Lage des Scheitelpunkts der Parabel). Die Parabelsteigung a nimmt jedoch mit steigender Dosis des Films zu. Um dies zu berücksichtigen, wird in einem zweiten Schritt die Steigung a gegen den Parameter c aufgetragen und ebenfalls mit einem Polynom 2 Grades angenähert:

(2) $$a(c) = pc^2 + q$$

Ersetzt man die Parabelsteigung a in Gl. 1 durch Gl. 2, ergibt sich Gl. 3:

(3) $$OD(x) = (pc^2 + q)(b-x)^2 + c$$

wobei p, q und b bekannte Parameter sind, welche den "Parabeleffekt" entlang der x Achse vollständig beschreiben. Bei einer filmdosimetrischen Messung sind die optische Dichte OD(x) sowie der Scanort x bekannt, sodass sich OD(x) in die optischen Dichte c im Scheitelpunkt der Parabel transformieren lässt:

(4) $$c = -\frac{1}{2q(x-b)^2} + \sqrt{\frac{1}{4q^2(x-b)^4} - \frac{p}{q} + \frac{OD(x)}{q(x-b)^2}}$$

Die Filmkalibrierung erfolgt durch Bestimmung der Funktion c(D). Dazu werden die Kalibrierfilme bei x=b eingescannt. Gl. (4) und Funktion c(D) ermöglichen die korrigierte Dosisangabe aufgrund des Messwertes OD(x).
Für das Anwendungsbeispiel in dieser Studie wurde c(D) in sehr guter Näherung durch eine Exponentialfunktion mit den Parametern r,s und t beschrieben:
(5a) $$c(D) = r - s\,e^{-tD}$$

Dies entspricht der Umkehrfunktion:

(5b) $$D(c) = \frac{1}{t}\,ln\left(\frac{s}{r-c}\right)$$

Für einen auszumessenden Film wird nach dem neuen Auswertungsalgorithmus die optische Dichte OD(x) am Punkt x zunächst gem. Gl. 4 in die optische Dichte c am Punkt b transformiert, woraus sich gem. Gl. 5b die Dosis am Punkt x ergibt.

Ergebnisse: Die Leistungsfähigkeit des neuen Auswertungsverfahrens lässt sich zunächst anhand der bestrahlten Filmstücke erkennen, auf welche die Parabelkorrektur angewendet wurde. Obwohl in Abb. 2 die optische Dichte in x-Richtung deutlich eine Parabelform aufweist, ist die nach Gl. (4) und (5b) aus den angezeigten OD(x)-Werten errechnete Dosis der Filme praktisch unabhängig von der x-Position (Abb. 3).
Des Weiteren wurde die Leistungsfähigkeit anhand des Dosisprofils eines 20 cm x 20 cm großen 6 MV-Photonenfelds demonstriert, bei welchem ein EBT3-Film in RW3 sowie ein EBT3+ Film in Wasser exponiert wurde. Die Bestrahlung wurde dabei zum einen in 5,5 cm Tiefe in RW3 mit SSD=100 cm an einem Elekta Synergy (s. Abb. 4), zum anderen an einem Siemens Artiste in 10 cm Wassertiefe mit SSD=100 cm (s. Abb. 5) durchgeführt. Nach der Filmbestrahlung wurde das Feld mit einer Ionisationskammer in 1 cm Messabständen in RW3 sowie mit 2 mm Messabständen im Wasserphantom vermessen.
Die Filme wurden daraufhin mit dem oben beschriebenen Algorithmus ausgewertet. Zum Vergleich wurden sie außerdem in der bisher üblichen Art mit einer einfachen ortsunabhängigen Kalibrierfunktion kalibriert. Dazu wurden die Kalibrierfilme in der Scannermitte eingescannt, und anhand der ermittelten optischen Dichten wurde die für alle x gültige Kalibrierfunktion erstellt. Wie Abb. 4 und 5 zeigen, eliminiert der Korrekturalgorithmus nach Gl. (4) und (5b) die Artefakte des Scanners fast vollständig. Während die unkorrigierten Dosisprofile zu den Rändern hin bis zu 10% von der wahren Dosis abweichen, erreichen die korrigierten Dosisprofile im Vergleich zur Ionisationskammermessung eine Messunsicherheit von weniger als 2%.

Zusammenfassung: In dieser Arbeit wird ein Korrekturalgorithmus vorgestellt, welcher die als "Parabeleffekt" bezeichnete Inhomogenität des Epson 10000XL Scanners mit Hilfe einer kleinen Softwareergänzung korrigiert. Die Leistungsfähigkeit des neuen Algorithmus wird anhand des Vergleichs von Dosisprofilen demonstriert, die mit EBT3 bzw. EBT3+ Filmen und einer Ionisationskammer vermessen wurden. Wir haben festgestellt, dass sich diese Korrektur auch bei anderen Scannern, z.B. dem Epson V750 implementieren lässt.

Anhang 1

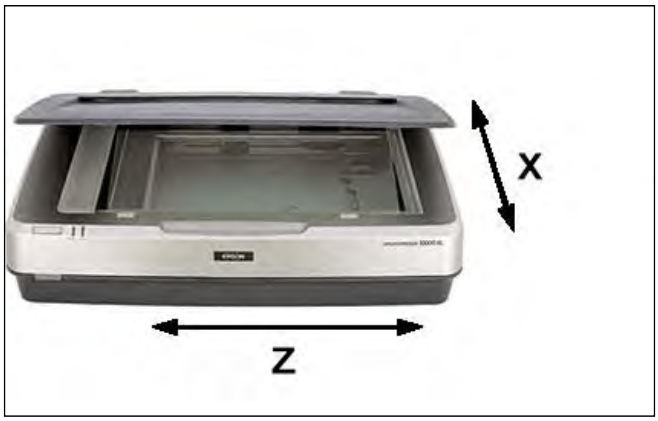


Abb. 1: Epson 10000XL Scanner. Die x-Achse verläuft parallel zur Lichtquelle, senkrecht dazu die z-Achse.

Anhang 2

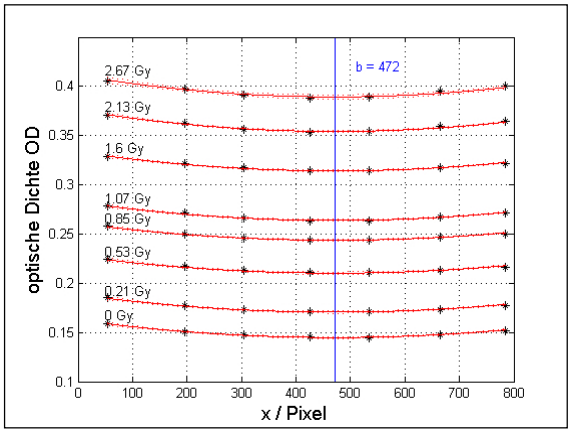


Abb. 2: EBT3 Filmstücke mit definierter Dosis wurden an sieben verschiedenen Positionen entlang der x-Achse gescannt. Die ohne Korrektion angezeigte optische Dichte der Filmstücke entlang der x-Achse zeigt die Inhomogenität des Scanners und weist eine Parabelform auf.

Anhang 3

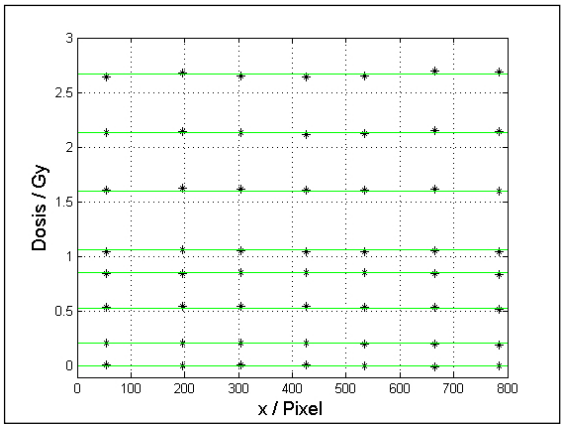


Abb. 3: Die Parabelkorrektur nach Gl. (4) und (5b) wurde auf die in Abb. 2 ausgewerteten Filmstücke angewendet. Für jede x-Position ergibt sich praktisch die gleiche Dosis. In grün ist die Dosis dargestellt, mit der der Film tatsächlich bestrahlt worden war. Der Restfehler liegt unterhalb 2 %.

Anhang 4

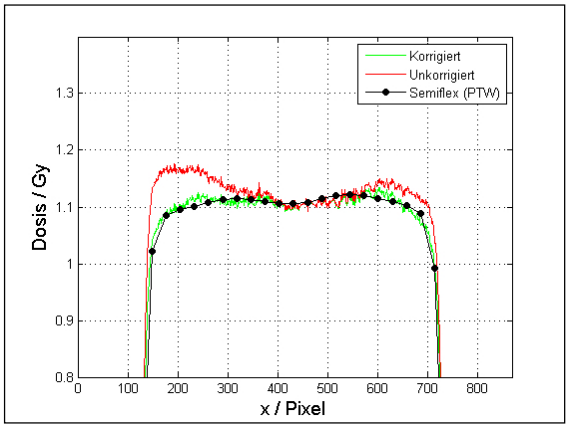


Abb. 4: Ein EBT3 Film wurde in 5,5 cm Tiefe RW3 mit einem 20 x 20 cm^2 großen 6 MV- Photonenfeld bestrahlt. Dieses wurde auch mit einer 0,3 cm^3 Semiflex-Ionisationskammer (PTW Freiburg) in 1 cm-Schritten vermessen. Das durch die Filmmessung erhaltene Dosisprofil ist in rot ohne Parabelkorrektur, in grün mit Parabelkorrektur dargestellt.

Anhang 5

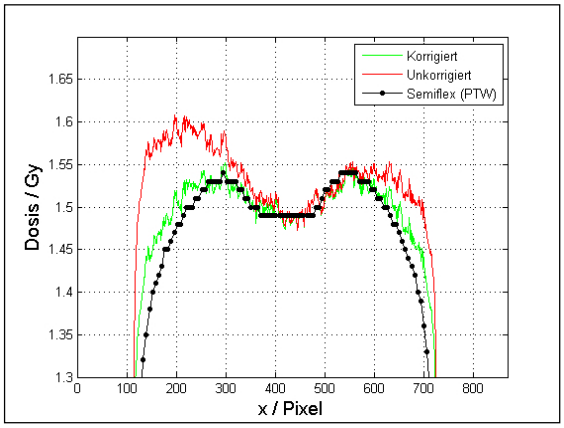


Abb. 5: Ein EBT3+ Film wurde in 10cm Wassertiefe mit einem 20 x 20 cm^2 großen 6 MV- Photonenfeld bestrahlt. Dieses wurde auch mit einer 0,3cm^3 Semiflex-Ionisationskammer (PTW Freiburg) in 2 mm-Schritten vermessen. Das durch die Filmmessung erhaltene Dosisprofil ist in rot ohne Parabelkorrektur, in grün mit Parabelkorrektur dargestellt.

171 Die Artefakte der Radiochromfilm-Dosimetrie mit Flachbettscannern und ihre Ursachen: die Streuung und die Umpolarisation des Messlichtes bei der Messung der optischen Dichte.

A. Schönfeld[1,2], D. Poppinga[1,2], D. Harder[3], B. Poppe[1,2]
[1]Carl von Ossietzky Universität Oldenburg, AG Medizinische Strahlenphysik, Oldenburg, Deutschland
[2]Pius Hospital Oldenburg, Strahlentherapie, Oldenburg, Deutschland
[3]Universität Göttingen, Göttingen, Deutschland

Fragestellung: Zur Digitalisierung von Radiochromfilmen werden handelsübliche Flachbettscanner wie z.B. der Epson Expression 10000XL verwendet. Solche Scanner haben eine in x-Richtung angeordnete und in z-Richtung verfahrbare Gasentladungsröhre als Lichtquelle sowie eine Spiegeloptik zur Abbildung der Licht-Austrittsseite des Films auf ein Detektor-Array (Fig. 1). Die Richtungs-Akzeptanz der Abbildungs-Optik ist in z-Richtung geringer als in x-Richtung. Das an einem Punkt des Films eintreffende "Mess-Licht" der linearen Lichtquelle ist infolge der verwendeten Spiegeloptik nach dem Brewsterschen Gesetz teilweise polarisiert, und zwar mit einem größeren Anteil in x-Richtung, und die von den x- und z-polarisierten Komponenten erzeugten Pixelwerte nehmen - wegen der Verwendung einer weiteren Spiegeloptik bei der Abbildung auf das Detektor-Array - mit zunehmendem x zu bzw. ab (Abb. 2). Der Scanner ist jedoch so kalibriert, dass die Grauwerte normaler Graukeile richtig angezeigt werden. Artefakte: Die an einem Radiochromfilm gemessene optische Dichte ändert sich mit der Filmpositionierung im Scanner, die entweder im Querformat ("Landscape", lange Filmseite in x-Richtung) oder im Hochformat ("Portrait", lange Filmseite in z-Richtung) erfolgt. Dieses Artefakt, der "*Positionierungseffekt*", wird mit der Vorzugs-Orientierung der aktiven Polymerketten parallel zu der kurzen Filmseite in Verbindung gebracht. Zum anderen gibt es den "*Parabeleffekt*": beim Scannen eines gleichmäßig exponierten Films entlang der x-Achse ergeben sich von der Scannermitte zum Rande hin parabelförmig zunehmende Werte der angezeigten optischen Dichte (s. DGMP-Vortrag Daniela Poppinga; siehe auch Abb. 7). Ziel der vorliegenden Studie ist die Aufklärung der optischen Ursachen dieser Artefakte.

Optische Untersuchung von Radiochromfilmen: *a) Aufbau:* Zur optischen Untersuchung des aus EBT-3-Radiochromfilmen austretenden Messlichtes diente der Messaufbau in Abb. 3. Die untersuchten Filmstücke waren ca. 6 x 4 cm² groß, waren mit 6 MV-Photonen in RW3 unter Referenzbedingungen mit 0 bis 3 Gy bestrahlt , lagen mit der Film-Längsseite horizontal (x-Achse) und wurden punktuell mit einer unpolarisierten Weißlichtquelle beleuchtet. Wahlweise wurden vor bzw. hinter dem jeweiligen Film Polarisationsfolien platziert. Das aus dem Film austretende Licht wurde mit Hilfe einer Plankonvexlinse gesammelt und auf eine Mattscheibe in deren Brennebene fokussiert. In der Brennebene werden die Austrittsrichtungen in radiale Abstände von der optischen Achse transformiert, wodurch eine charakteristische Korona entsteht (Abb. 4). Die Abbildung auf der Mattscheibe wurde mit einer digitalen Spiegelreflexkamera im 48bit-Raw-Format aufgenommen und zur Auswertung in 48bit-TIFF konvertiert.
b) Ursache des "Positionierungseffektes": Eine unpolarisierte Lichtquelle erzeugt zusätzlich zu dem geschwächten Primärlicht, das hinter dem Film nachweisbar ist, Streulicht, das eine Vorzugs-Richtungskomponente orthogonal zur Vorzugsrichtung der aktiven Polymere hat (Abb. 4 und 5). Diese "Anisotropie des Streulichts" führt bei der Film-Photometrie im Flachbettscanner im Verein mit der unterschiedlichen Richtungs-Akzeptanz der Abbildungsoptik für Licht mit Richtungsanteilen in x- und z-Richtung zu dem "Positionierungseffekt": In Landscape-Anordnung breitet sich das anisotrope Streulicht in x-Richtung aus, wird von der Richtungsapertur der Abbildungsoptik noch teilweise erfasst und erhöht dadurch die Pixelwerte bzw. senkt die angezeigte optische Dichte. In Portrait-Anordnung breitet sich das anisotrope Streulicht in z-Richtung aus, wird von der etwas engeren Richtungsakzeptanz der Abbildungsoptik weniger erfasst und ergibt dadurch niedrigere Pixel- bzw. höhere OD-Werte. Die anisotrope Steuung ist daher Ursache des Positionierungseffektes, der sich in Form unterschiedlicher Kalibrierkurven für Landscape- und Portraitorientierung manifestiert (Abb. 8).
c) *Ursache des "Parabeleffektes":* In der Versuchsanordnung Abb. 3 wurden um die optische Achse drehbare Polarisationsfolien angeordnet, entweder *vor* dem Radiochromfilm oder aber *dahinter.* Dabei gab "00" die 0°- Polarisationsrichtung (Vertikale) und "90" die 90°-Polarisationsrichtung (Horizontale) an. Die Richtungsverteilung des aus dem Film kommenden und durch eine zweite Polarisationsfolie gegangenen Lichtes wurde in der Brennebene dargestellt und fotografisch digitalisiert. In der Matrix der wichtigsten Ergebnisse (Abb. 6) erfassen die Teilbilder a) und d) wegen der Übereinstimmung von vorderer und hinterer Polarisationsrichtung den hinter dem Film noch vorhandenen Anteil der Primärstrahlung sowie von Streustrahlung mit der gleichen Polarisation (Polarisatorstellungen 00/00 und 90/90). Dagegen erfassen die Teilbilder b) und c) durch die Kreuzung von vorderer und hinterer Polarisationsrichtung den Anteil von Streustrahlung, die eine 90°-Drehung der Polarisationsrichtung

erfahren hat (Polarisatorstellungen 00/90 und 90/00). In dem aus dem Radiochromfilm austretenden Messlicht tritt also, anders bei einem optisch nicht aktiven Graukeil, eine graduelle "Umverteilung" der Anteile der beiden Polarisationsrichtungen im Vergleich zu dem einfallenden Scannerlicht ein, welche vor dem Hintergrund der x-Abhängigkeit des Polarisationseinflusses auf die Pixelwerte des Scanners den Parabeleffekt zur Folge hat (Fig. 2). Abb. 7 zeigt die mit dem Flachbettscanner gemessene optische Dichte für ein mit 3 Gy exponiertes Filmstück, das - an verschiedenen Stellen der x-Achse eingelegt - eine x-unabhängige Dosisverteilung simulierte. Man erkennt das "Parabelartefakt" für normal gescannte Filmstücke, aber auch für Filmstücke, die mit z-orientierten Polarisationsfolien vor und hinter dem Film versehen waren, - ein deutliches Beispiel für die Entstehung des Parabelartefakts durch eine überwiegende z-Polarisation des bei der OD-Messung aus dem Film austretenden Lichtes im Vergleich zum normalen Messlicht des Scanners. Über die molekularen Ursachen der Umpolarisation des Streulichts soll später berichtet werden.

Fazit: Die vorliegende Studie dient zur Aufklärung der Ursachen für die bei der Radiochromfilm-Dosimetrie mit Flachbettscannern auftretenden Artefakte mit Hilfe optischer Untersuchungen. Das "Positions-Artefakt" erklärt sich durch den Einfluss der anisotropen Lichtstreuung im Film zusammen mit der in x- und z-Richtung unterschiedlichen Richtungs-Akzeptanz der Scanner-Optik. Das "Parabel-Artefakt" wird durch die "Umverteilung" der Anteile der beiden Polarisationsrichtungen an dem aus dem Film austretenden Scannerlicht im Vergleich zur "normalen" Verteilung der Polarisationsrichtungen des Scannerlichtes erklärt.

Anhang 1

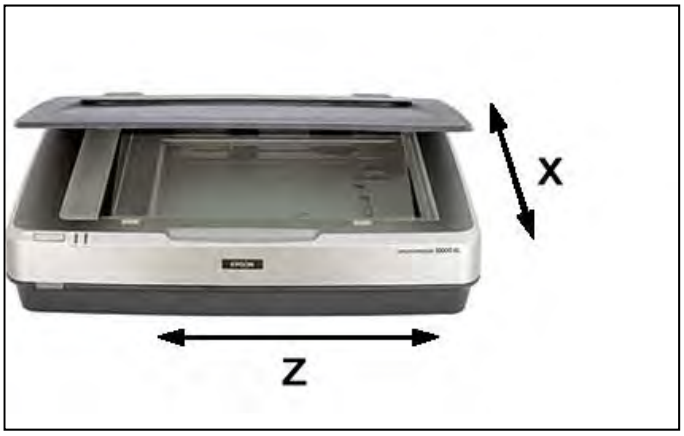


Abb. 1: Orientierungsrichtungen auf dem Scannerbett eines Epson 10000XL.

Anhang 2

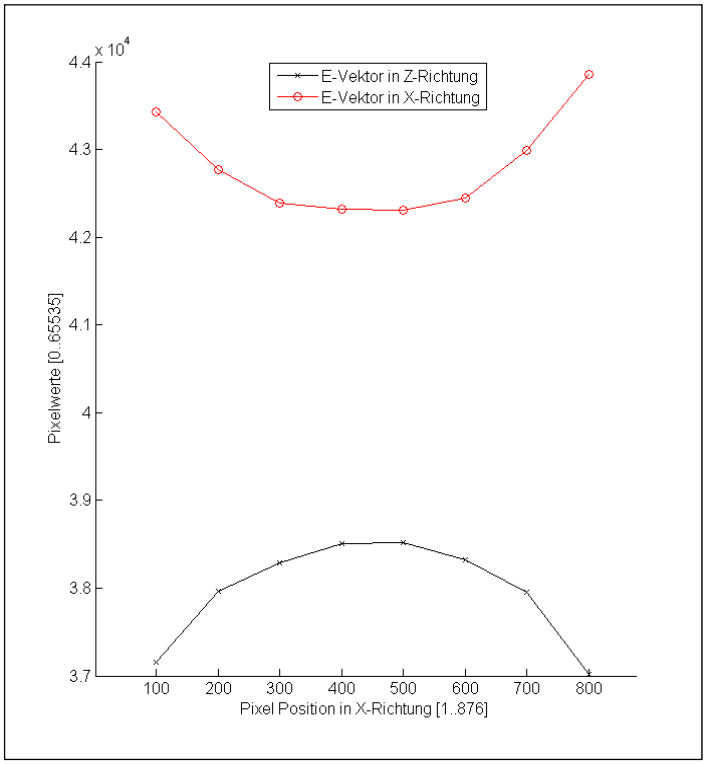


Abb. 2: Empfindlichkeit des Scanners für polarisiertes Licht, vermessen mit entlang der X-Achse des Scanners angeordneten Polarisationsfolien.

Anhang 3

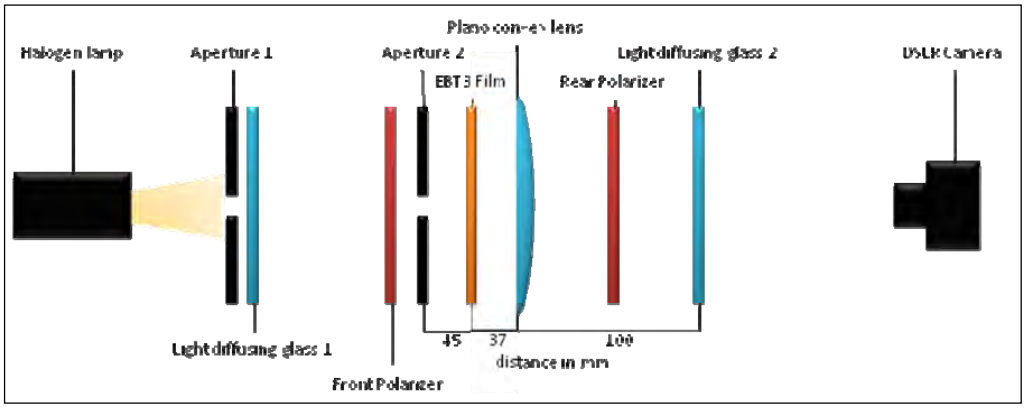


Abb. 3: Optischer Aufbau zur Vermessung der Streuwinkel und der Polarisation des Streulichtes.

Anhang 4

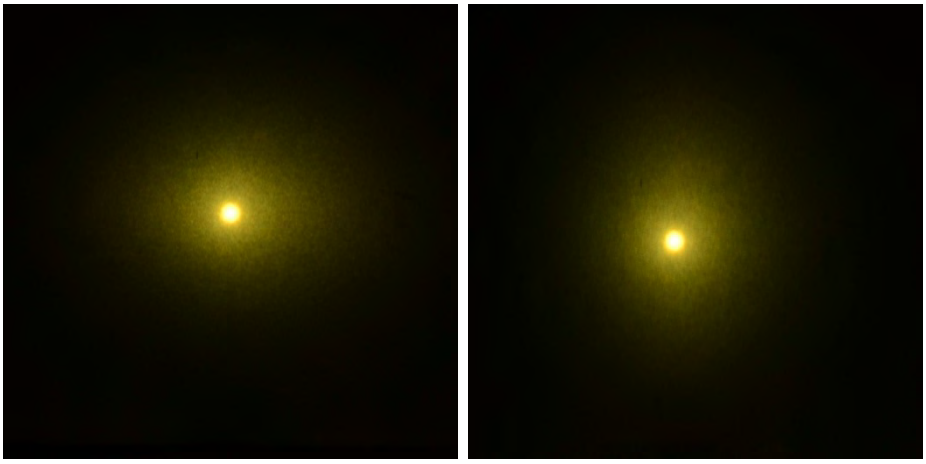


Abb. 4: Verteilung des Streulichtes hinter einem mit einer unpolarisierten Lichtquelle untersuchten Film in Landscapeorientierung (links) und Portraitorientierung (rechts) des Films.

Anhang 5

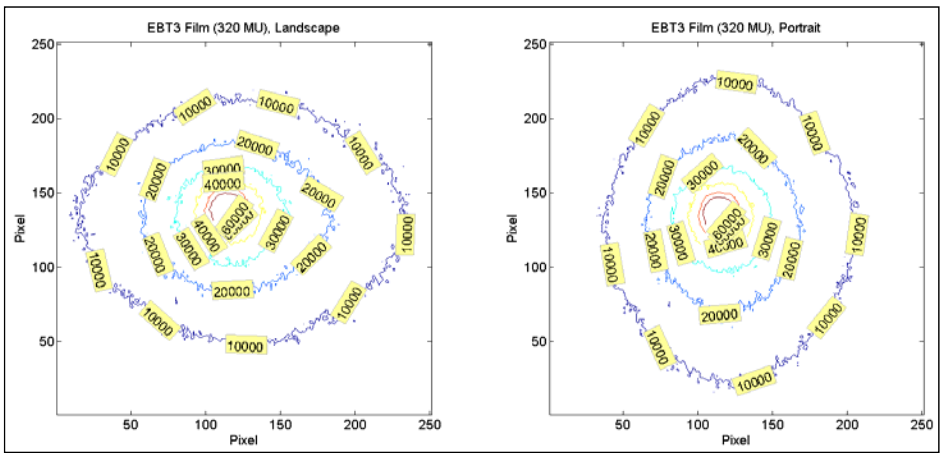


Abb. 5: Verteilung des Streulichtes einer unpolarisierten Lichtquelle. Aufnahmen mit einer in der Bildmitte übersteuerten Kamera. Filmorientierung: Landscape (links) und Portrait (rechts). Die Streuung geschieht vorzugsweise senkrecht zur Vorzugsrichtung der aktiven Polymere des Films.

Anhang 6

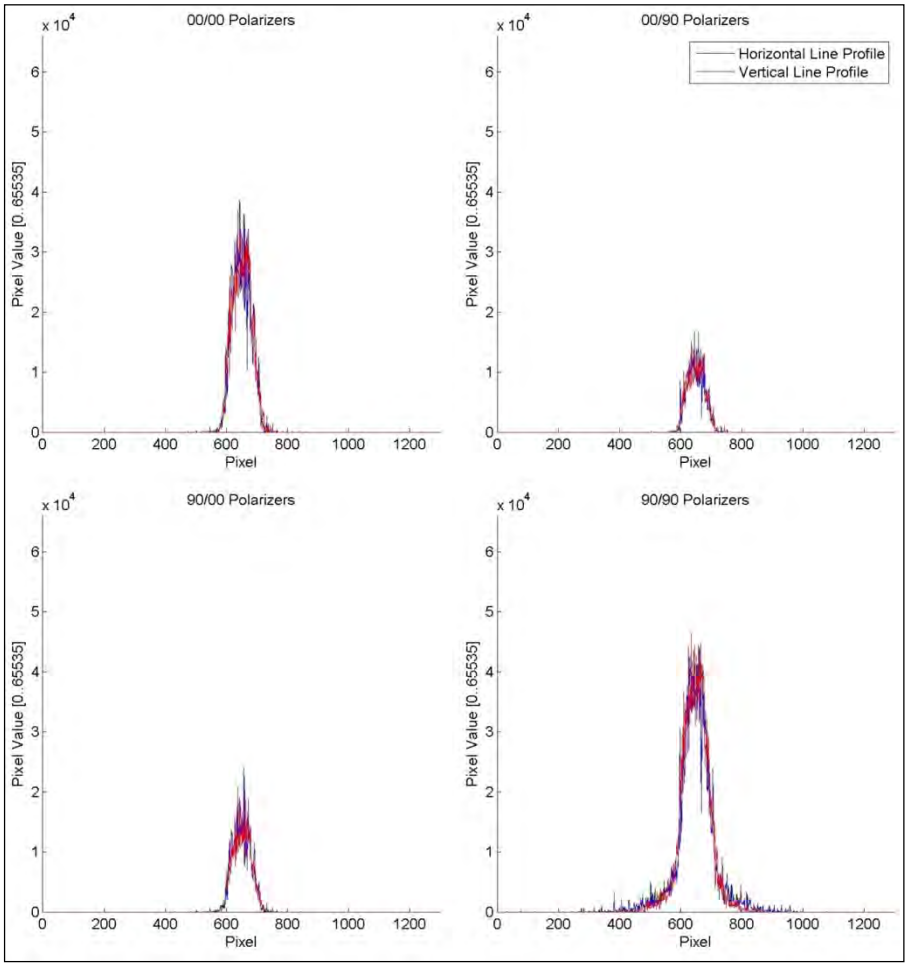


Abb. 6 Intensitätsverteilungen des aus dem Film austretenden Lichtes bei Anordnung von Polarisationsfiltern vor und hinter einem in Landscapeorientierung angeordneten Film. Die Winkeleinstellung der Polarisatoren auf der Einfallsseite bzw. Austrittsseite des Films ist in der Form 00/00, 00/90, 90/00 und 90/90 angegeben.

Anhang 7

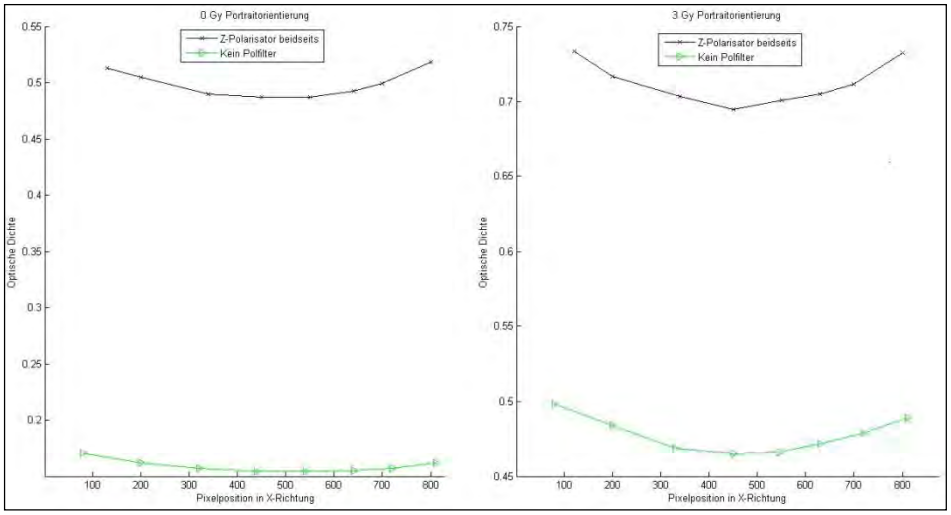


Abb. 7: Querprofile der angezeigten optischen Dichte eines mit 0 Gray (links) bzw. 3 Gy (rechts) exponierten Films, der an 8 verschiedenen x-Positionen in den Scanner eingelegt wurde. Die Kurven gelten für den Film allein (grün), für den Film mit z-Polarisationsfiltern vor und hinter dem Film (schwarz).

Anhang 8

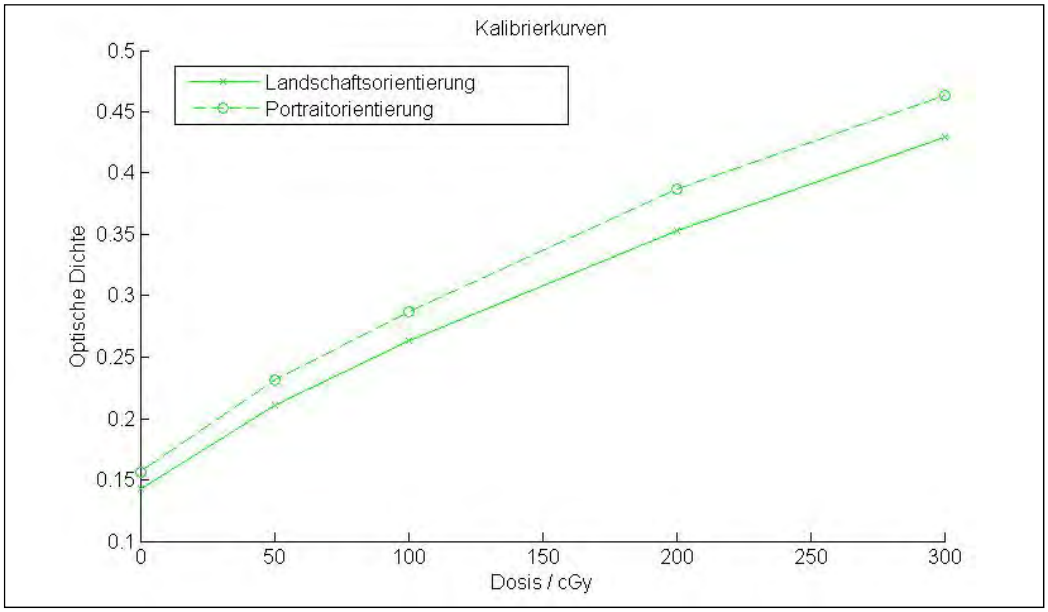


Abb. 8: Kalibierkurven bei Portrait- und Landscapeorientierung der Filme.

172 Dosimetrische Eigenschaften des mit flüssigkeitsgefüllten Ionisationskammern ausgerüsteten Octavius 1000SRS Detektor-Arrays

T.S. Stelljes[1,2], B. Poppe[1,2], H.K. Looe[1,2], D. Harder[3], K. Willborn[2]
[1]C.v.O. Universität Oldenburg, AG Medizinische Strahlenphysik, Oldenburg
[2]Pius Hospital Oldenburg, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Oldenburg
[3]Georg August Universität, Medizinische Physik und Biophysik, Göttingen

Einleitung: Das mit flüssigkeitsgefüllten Ionisationskammern ausgerüstete zwei-dimensionale Detektor-Array Octavius 1000SRS (PTW-Freiburg, Freiburg) wurde vor kurzem als konzeptioneller Nachfolger des linearen, mit flüssigkeitsgefüllten Ionisationskammern ausgerüsteten LA48 Arrays (PTW-Freiburg, Freiburg) [1] eingeführt. In dieser Arbeit werden grundlegende dosimetrische Eigenschaften des Arrays sowie seine Anwendbarkeit in der klinischen Dosimetrie untersucht. Die Auflösung des Arrays beträgt 2.5 mm in der inneren 5 x 5 cm² großen Fläche sowie auf den zentralen Achsen, und sie beträgt 5 mm auf der restlichen Arrayfläche von insgesamt 11 x 11 cm². Ein einzelner Detektor hat ein Eintrittsfenster von 2,3 x 2,3 cm². Das sensitive Volumen zwischen den Elektroden misst 0.5 mm in der Höhe. Das Array ist aus insgesamt 977 flüssigkeitsgefüllten Kammern aufgebaut.

Material und Methoden: Zur Untersuchung von Stabilität, Linearität und Sättigungseffekten wurde eine Semiflex 31013 Ionisationskammer (PTW-Freiburg, Freiburg) als Referenz genutzt, gegen die die zentrale Kammer des 1000SRS Arrays verglichen wurde. Die Abhängigkeit des Ansprechvermögens von der Messtiefe und Feldgröße, sowie die Outputfaktoren wurden mit einer Semiflex 31010 (PTW-Freiburg, Freiburg) als Referenzkammer gemessen. Zusätzlich wurden Outputfaktoren mit einer Diode 60012 (PTW-Freiburg, Freiburg) gemessen und als Referenz bei Feldgrößen unter 4 x 4 cm² nach DIN 6809-8 [2] verwendet. Der effektive Messort des Arrays wurde durch das Messen von TPR-Kurven mit dem Array und einer Rooskammer 34001 (PTW-Freiburg, Freiburg) mit bekanntem effektiven Messort bestimmt. Die laterale Ansprechfunktion einer einzelnen Kammer des 1000SRS-Arrays wurde mit Hilfe eines 10 mm breiten Schlitzstrahls durch Vergleich mit einer Diode 60012 gemessen. Das mit der Diode gemessene Dosisprofil wurde nach Looe *et al* (2013) [3] mit normierten Gausskurven gefaltet, und der Parameter σ wurde schrittweise geändert, bis die bestmögliche Übereinstimmung von gefaltetem Diodenprofil und 1000SRS-Profil erreicht war. Die Anwendbarkeit des Arrays in der klinischen Dosimetrie wurde durch den Vergleich von Profilmessungen des Arrays in einem RW3-Phantom mit Profilmessungen einer Diode in Wasser, sowie durch Verifikation eines intensitätsmodulierten Feldes mit Hilfe des Softwarepakets Verisoft 5.1 (PTW-Freiburg, Freiburg) getestet. Alle Messungen wurden an einem Elekta Synergy oder Siemens Primus Beschleuniger durchgeführt.

Ergebnisse: Das Ionisationskammer-Array zeigte eine Stabilität des Messsignals unterhalb von 0,1 %. Gemessene Linearitäts-Abweichungen durch Vergleich mit einer Semiflex 31013 Kammer lagen innerhalb des vom Hersteller angegebenen Messbereichs des Arrays, bei ± 0,2 %. In einem Variationsbereich der Dosis pro Puls von 0,96 x 10^{-4} Gy/Puls bis 4,25 x 10^{-4} Gy/Puls wurde ein für flüssigkeitsgefüllte Ionisationskammern üblicher Abfall des Messsignals [4] um etwa 3,5 % gemessen. Der effektive Messpunkt des Arrays wurde mit 9.5 mm ± 0.2 mm bestimmt. Das relative Ansprechvermögen des 1000SRS-Arrays zeigte eine geringe Feldgrößen- und Messtiefenabhängigkeit. Für den Messbereich der Feldgröße von 4 x 4 cm² bis 27 x 27 cm² und der Tiefe von 5 cm bis 20 cm wurde eine maximale Abweichung von dem Referenzfeld (10 x 10 cm² in 20 cm Tiefe) von ± 2,6 % gemessen (siehe Abbildung 1). Die Outputfaktormessungen, sowie der Vergleich von Dosisprofilen des Arrays gemessen in RW3 und Diodenprofilen in Wasser (siehe Abbildung 2) zeigten die Anwendbarkeit des Arrays für die Kleinfelddosimetrie. Dies ist zurückzuführen auf die kleinen Dimensionen einer einzelnen Kammer und den damit verbundenen geringen Volumeneffekt. Dieser spiegelt sich auch in den kleinen σ-Werten der Gaussschen Ansprechfunktion einer einzelnen Kammer mit σ = (0.72 ± 0.25) mm bei 6 MV und σ = (0.74 ± 0.25) mm bei 15 MV wieder (siehe Abbildung 3). Bei der mit dem 1000SRS-Array durchgeführten dosimetrischen Verifikation eines intensitätsmodulierten Feldes im Vergleich zum Planungssystem Oncentra Masterplan Version 4.2 mit Hilfe einer Gamma-Index- Analyse erfüllten 95,2 % der gemessenen Dosispunkte ein 3 mm / 3 % Gamma-Index-Kriterium

Zusammenfassung: In dieser Arbeit wurden grundlegende dosimetrische Eigenschaften des zwei-dimensionalen, mit flüssigkeitsgefüllten Ionisationskammern ausgerüsteten Detektorarrays Octavius 1000SRS untersucht. Die Ergebnisse zeigen, dass das Array sehr gut für den Einsatz in der Dosimetrie geeignet ist. Aufgrund der hohen räumlichen Auflösung und der kleinen Detektordimensionen eignet sich das Array insbesondere für die Dosimetrie kleiner sowie stark intensitätsmodulierter Felder. Eine

softwarebasierte Korrektur der gefundenen Dosisleistungs-, Feldgrößen-, sowie Messtiefenabhängigkeit wird für die nahe Zukunft angestrebt.

Anhang 1

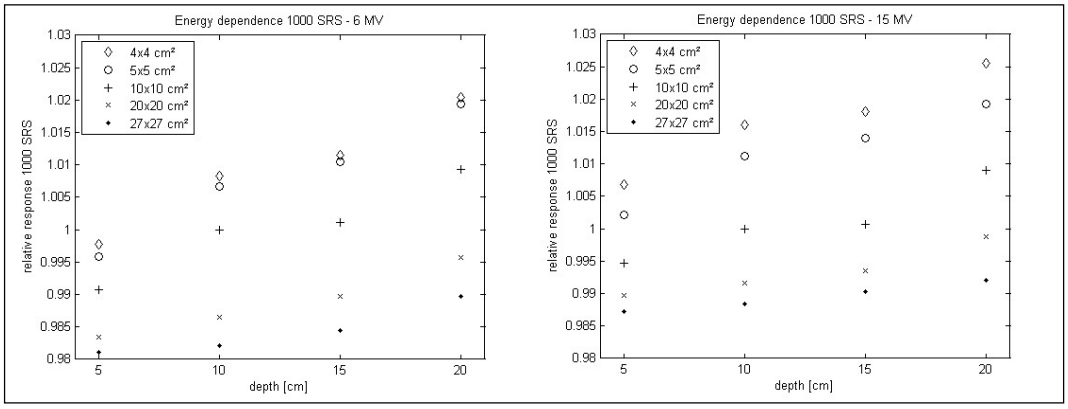


Abb. 1: Feldgrößen- und Tiefenabhängigkeit des relativen Ansprechvermögens der zentralen Kammer des 1000SRS im Vergleich zu einer Semiflex 31010 bei 6 und 15 MV an einem Elekta Synergy Beschleuniger.

Anhang 2

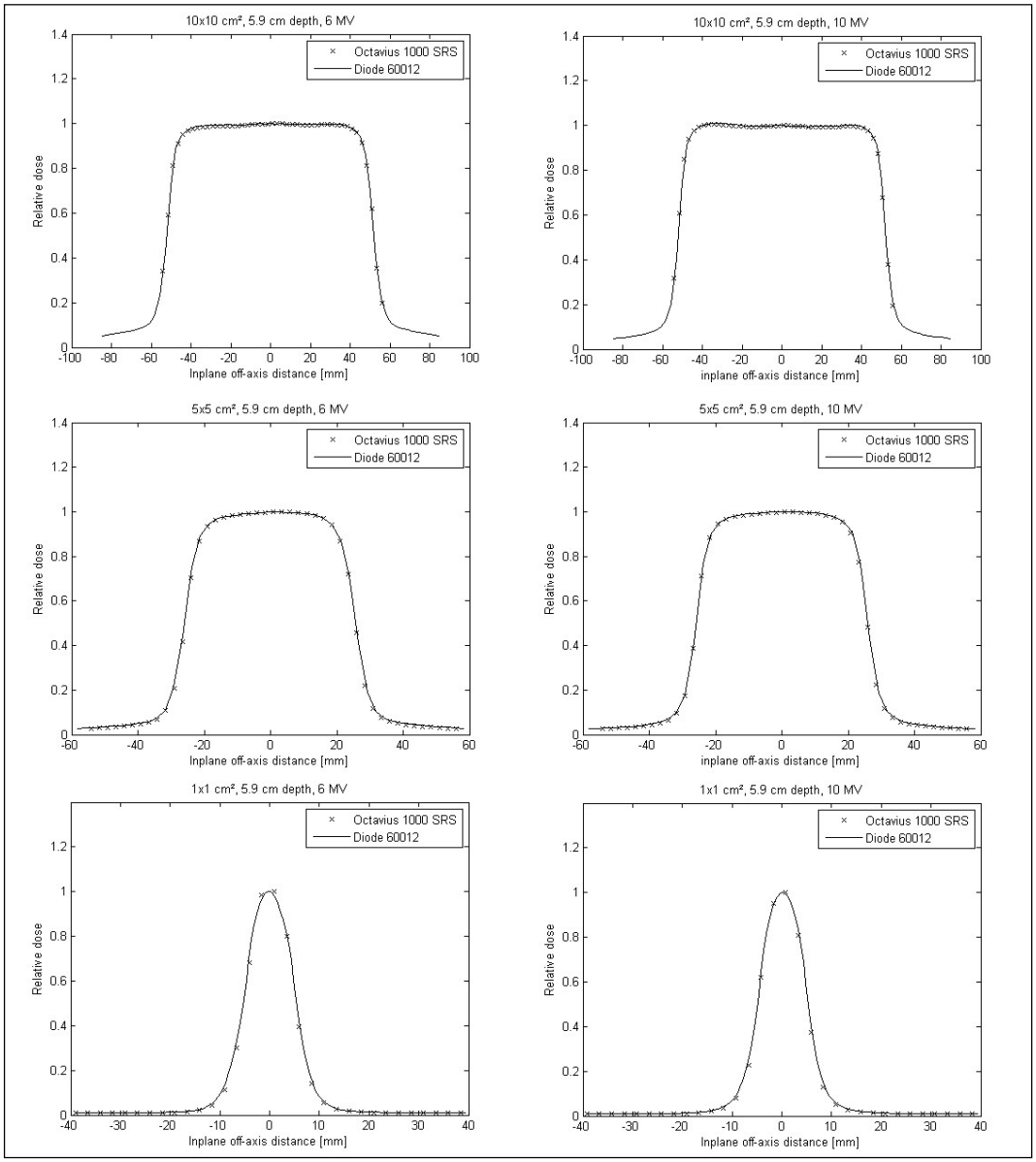


Abb. 2: Vergleich von Dosisprofilen, gemessen mit dem Octavius 1000SRS in einem RW3 Plattenphantom, sowie mit einer Diode 60012 in einem Wasserphantom (MP3, PTW-Freiburg, Freiburg) bei 6 und 10 MV an einem Siemens Primus Beschleuniger in einer Messtiefe von 5,9 cm.

Anhang 3

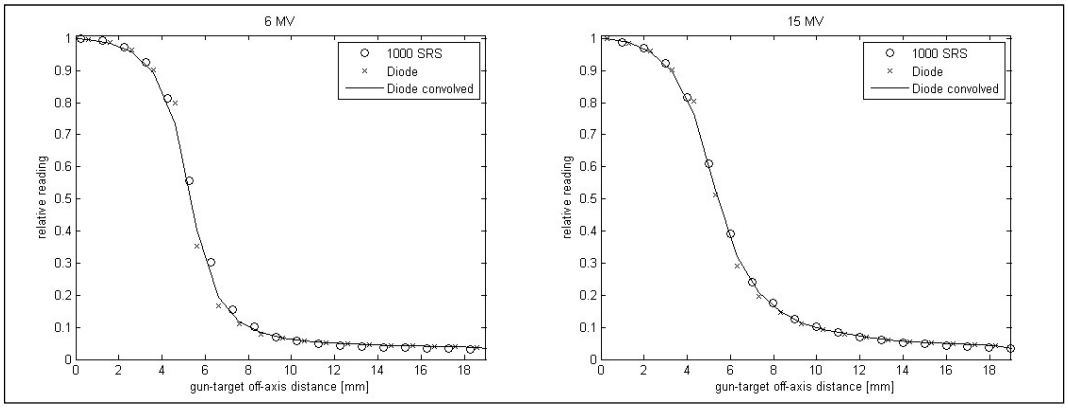


Abb. 3: Laterale Ansprechfunktion des Octavius 1000SRS, gemessen an einem mit Bleiblöcken geformten, 10 mm breitem Schlitz an einem Elekta Synergy Beschleuniger. Durch Anpassen des Parameters σ wurde das gefaltete Diodenprofil zur bestmöglichen Übereinstimmung mit dem 1000SRS-Profil gebracht. Die Profile wurden in einer Tiefe von 1.5 cm bei 6 MV und 2.5 cm bei 15 MV aufgenommen.

Literatur

[1] C. Martens, C. De Wagter, W. De Neve, „The value of the LA48 linear ion chamber array for characterization of intensity modulated beams," Phys. Med. Biol. 46 1131-1148 (2001).
[2] DIN 6809-8, „Dosimetrie kleiner Felder," Deutsches Institut für Normung, Beuth Verlag, Berlin (2013).
[3] H.K. Looe, T.S. Stelljes, S. Foschepoth, D. Harder, K. Willborn, B.Poppe, "**T**he dose response functions of ionization chambers in photon dosimetry – Gaussian or non-Gaussian?," Z. Med. Phys. (2013), doi:10.1016/j.zemedi.2012.12.010.
[4] J. Pardo, L. Franco, F. Gomez, A. Iglesias, A. Pazos, J. Pena, R. Lobato, J. Mosquera, M. Pombar and J. Sendon, "Development and operation of a pixel segmented liquid-filled linear array for radiotherapy quality assurance," Phys. Med. Biol. 50 1703–1716 (2005).

173 Fluenzmessungen mittels EPID an einem Elekta Synergy Linearbeschleuniger zur Verifikation von Monaco®-IMRT-Plänen

T. Zindler[1], W. Mühlnickel[1], G.A. Zakaria[2]
[1]St.Marienkrankenhaus Siegen, Radioonkologie, Siegen
[2]Kreiskrankenhaus Gummersbach, Medizinische Strahlenphysik, Gummersbach

Einleitung: Für die Planbezogene Verifikation von IMRT-Plänen ist die Dosimetrische Überprüfung der zu applizierenden Fluenzverteilung gefragt, also ob der Linearbeschleuniger die vom Planungssystem errechnete Fluenzverteilung korrekt appliziert. Dabei sind insbesondere die oft vorkommenden steilen Dosisgradienten zwischen Zielvolumen und Risikoorganen von Interesse. In dieser Arbeit wird eine Methode vorgestellt, mit der das EPID (Electronic Portal Imaging Device) an einem Synergy-Linearbeschleuniger der Fa. Elekta (Crawley, England) für die Messungen von Fluenzen nutzbar gemacht wird [1]. Die Graustufen-Werte des EPID`s werden ausgelesen und in Wasserenergiedosis-Werte in der Einheit Gray umgerechnet, bezogen auf die Mess-Geometrie, die in Abb.1 schematisch veranschaulicht ist. Die Vorteile der EPID-Verwendung für die IMRT-Planverifikation liegen auf der Hand: Das EPID ist ein integrierter Bestandteil des Linearbeschleunigers und sehr schnell einsatzbereit. Daneben verfügen EPID-Systeme aufgrund der höheren Anzahl von Messpunkten über ein höheres Auflösungsvermögen als die heute erhältlichen Flächendetektoren (2D-Arrays). Flächendetektoren, die entweder auf Basis von Halbleiterdetektoren oder luftgefüllten Ionisationskammern arbeiten, haben sich zwar in den letzten Jahren für die Messung von Fluenzen etabliert, müssen aber exakt unter dem Beschleuniger positioniert und verkabelt werden. Außerdem ist je nach verwendetem System (Flächendetektor plus Phantommaterial) die Planverifizierung nicht mit den Original-Gantrywinkeln aus dem IMRT-Plan möglich, sondern alle Segmente müssen aus 0 Grad eingestrahlt werden. Für das in unserer Klinik neu eingeführte Monte-Carlo-Planungssystem Monaco® (Fa. Elekta-CMS, Freiburg) in der Version 3.2 [2] sollten außerdem günstige Parameter (z.B. Grid-Size und Monte-Carlo-Varianz für die Berechnungen) gefunden werden für die Verifikation der IMRT-Pläne.

Material und Methoden: Das untersuchte EPID-System ist Bestandteil eines Synergy-Linearbeschleunigers, der seit April 2012 im Patienten-Betrieb ist. Es stehen zwei Photonen-Energien (6/8MV) sowie fünf Elektronen-Energien (6/8/10/12/15/18 MeV) zur Verfügung. Sämtliche Messungen sind mit 6MV gemacht worden. Die bildgebende Komponente ist ein Panel aus Fotodioden, die aus amorphem Silizium bestehen (Hersteller: Fa. PerkinElmer LAS Rodgau/Deutschland. Hauptsitz: Waltham, Massachusetts/USA). Die Auflösung beträgt 1024x1024 Pixel, die Graustufen-Tiefe 16 Bit. Der Fokus-Panel-Abstand beträgt 160cm. Die aktive Fläche ist 41x41cm², was einer möglichen maximalen Feldgröße im Isozentrum des Beschleunigers von 25,6x25,6cm² entspricht. Jeder Pixel hat eine Größe von 0,4mm, bezogen auf den Fokus-Panel-Abstand von 160cm. Die Feldgrößen der Aufnahmen werden automatisch auf den Isozentrumsabstand zurückgerechnet und angezeigt, was im Isozentrum einer Pixelgröße von 0,25mm entspricht [3]. Der Bediener steuert das EPID mit der Software „iViewGT™“, welche zur Zeit in der Version 3.4 [4] installiert ist. Sämtliche aufgenommenen Bilder werden im Dicom-Format abgespeichert und per Exportfunktion an den externen Auswerterechner gesendet. Sowohl für die Kalibrierung der Pixel-Values in Absolutdosiswerte wie auch für Auswertung der IMRT-Segmente wurden Programme mit Gnu Data Language (GDL) unter Linux erstellt, einer kostenlosen Version der Programmiersprache IDL [5, 6] mit etwas reduziertem Funktionsumfang und ohne grafische Benutzeroberfläche. Die EPID-Aufnahmen werden von der iViewGT™ Software grundsätzlich auf 16 Bit Graustufen-Tiefe umgerechnet, um bei den Verifikationsaufnahmen den kompletten Dynamikumfang des EPID auszunutzen. Ein Pixel-Value kann also den maximalen Wert von 65535 erreichen, was minimaler „Schwärzung“ entspricht. Der entsprechende Faktor ist der Pixel-Scaling-Factor (PSF), den die iViewGT™-Software für jede einzelne Aufnahme angibt. Um die „wahren“ Pixel-Values zu erhalten, muss jeder Pixel-Value durch den PSF dividiert werden vor der Umrechnung.
Die Pixel-Values werden vor dem Umrechnen in Wasserenergiedosis nach Gl.(1) invertiert, damit das einstrahlen von mehr Dosis die Pixel-Values erhöht und damit zumindest rechnerisch zu einer höheren Schwärzung führt:

Gl.(1) $$\mathrm{PV_{i,j}\,inv.} = \{65535 - \mathrm{PV_{i,j}}\} \forall \{\mathrm{PV_{i,j}}\}$$

Werden alle Segmente eines Feldes in ein einziges Summenbild aufgenommen, muss für die EPID-Dosimetrie an der iViewGT™-Workstation zunächst in der Datei „sri.ini“ der IMRTDosimetricWeighting-Modus aktiviert werden, also mit einem Texteditor der Wert von 0 auf 1 verändert werden. Die Wichtung der Segmente erfolgt bei der Auswertung dann nach den jeweiligen Monitoreinheiten und es gibt nur einen PSF. Um ein möglichst genaues Bild über das Verhalten des EPID bei der Messung der Segmente und deren Umrechnung zu erhalten, wird beim derzeitigen Entwicklungsstand des GDL-Programms jedes Segment einzeln ausgewertet und die Segmente für die Gamma-Index-Analyse dann summiert in einer

Wertedatei abgespeichert. Die Messungen zur Kalibrierung des EPID sind in der Bezugs-Geometrie (Abb. 1) im Wasserphantom für Feldgrößen zwischen 15x15cm² bis 5x5cm² mit einer Schlauchkammer (Typ 31003, Messvolumen 0,125cm², Fa. PTW, Freiburg) und für Feldgrößen von 4x4cm² bis 2x2cm² mit der PinPoint-Kammer (Typ 31006, Messvolumen 0,015cm³, Fa. PTW) durchgeführt worden. IMRT-Pläne werden in unserer Klinik mit Monaco® erstellt und berechnet. Die QA-Pläne, die nachgemessen werden sollen, wurden mit Monaco® auf einen CT-Scan von RW3-Phantomplatten (Fa. PTW) in der Bezugs-Geometrie nach Abb.2 berechnet. Die berechneten Fluenzen in 5cm Tiefe wurden aus Monaco® an Verisoft™ (Version 4.2.1, Fa. PTW) exportiert und gegen die gemessenen und in Absolutdosis-Werte umgerechneten Fluenzen des EPID mittels der Gamma-Index-Methode [7, 8] verglichen. Zur Überprüfung der EPID-Auswertungen wurden die Segmente auch auf das 2D-Array*seven29* (Fa. PTW) [9] abgestrahlt und per Gamma-Index-Methode mit den berechneten Fluenzen ausgewertet. Bei sämtlichen Auswertungen der EPID-Aufnahmen werden 4x4 Pixel zusammengefasst, was einer Auflösung von 1mm in einer 256x256 – Matrix entspricht. Die grundsätzliche Kalibrier-Methode für die EPID-Dosimetrie ist im Wesentlichen nach [10], [11] erfolgt und an die hier gewählten Bedingungen und die Bezugsgeometrie angepasst worden. Zunächst wurde ein Pixelwertabhängiger Kalibrierfaktor für ein Feld der Größe 10x10cm² ermittelt:

Gl.(2) $$\mathrm{Dw} = 9{,}1683 * 10^{-7} * \mathrm{PV}_{\mathrm{inv}}$$

Damit ist es möglich, für ein Feld der Größe 10x10cm² die Pixel-Values in Absolutdosis-Werte umzurechnen.
Für die Ermittlung der Outputfaktoren (OF) wurden Messungen im Wasserphantom und mit dem EPID mit verschiedenen Feldgrößen durchgeführt. Die OF wurden in beiden Fällen auf die Feldgröße 10x10cm² normiert. Da das EPID-Material [3] ein anderes Streuverhalten als Wasser aufweist [12], wird bei der Umrechnung Pixel-Values zu Wasserenergie-Dosis der OF des EPID mit dem in Wasser ermittelten OF korrigiert:

Gl.(3) $$\mathrm{OF}_{\mathrm{korr}} = \frac{\mathrm{OF}_{\mathrm{WASSER}}}{\mathrm{OF}_{\mathrm{EPID}}}$$

Die Ermittlung der äquivalenten Feldgrößen der Segmente wurde nach dem Beam-Zonen-Verfahren vorgenommen [13].

Für die EPID-Bildgebung werden Hersteller-seitig sämtliche Pixel untereinander so abgeglichen, dass das Ansprechvermögen jedes einzelnen Pixels im Idealfall gleich ist [11]:

Gl. (4) $$\text{Pixelvalue corr.} = \frac{\text{Pixelvalue raw} - \text{DarkField\_dyn}}{\text{FloodField} - \text{DarkField}} * \text{PixelvalueFFmean}$$

Mit: Pixelvalue raw = unkorrigierter Roh-Pixelwert, DarkField_dyn = Leeraufnahme, wird direkt vor der Aufnahme jedes neuen Bildes erstellt, FloodField = Vollflächige Aufnahme bei Kalibrierung durch den Service-Techniker, DarkField = Leeraufnahme bei Kalibrierung,PixelvalueFFmean = Mittelwert aller Pixel-Values aus der Flood-Field-Aufnahme. Für Dosismetrie-Zwecke ist diese standardmäßige Kalibrierung des EPID jedoch nicht geeignet, da das Dosisprofil des Beschleunigers „wegkorrigiert“ wird. Um das mit dem EPID gemessene Dosisprofil des Beschleunigers in der Bezugstiefe wieder herzustellen, wurde mittels Flächendetektor 2D-Array*seven29* ein Feld der Größe 25,6x25,6cm² aufgenommen und diese zweidimensionale Dosisverteilung in eine 256x256 – Matrix gebracht und auf „1“ normiert (zentrale Messkammer). Die resultierende Korrekturdatei mit den Werten t(x) wird als Faltungsoperation im Objektraum auf jede EPID-Messung angewendet (mit b(x) als korrigiertes EPID-Signal, die rechte Seite von Gl.(4) sei das unkorrigierte EPID-Signal):

Gl.(5) $$\mathrm{b(x)} = \frac{\text{Pixelvalue raw} - \text{DarkField\_dyn}}{\text{FloodField} - \text{DarkField}} * \text{PixelvalueFFmean} * \mathrm{t(x)}$$

Ergebnisse: Zunächst wurde ein offenes Feld der Größe 10x10cm² sowohl mit dem 2D-Array*seven29* wie auch mit dem EPID gemessen. Die resultierenden Messwerte-Dateien wurden mit Verisoft™ ausgewertet. Die eingestellten Parameter für den Gamma-Index-Vergleich in Verisoft™ betrugen für diese wie für alle weiteren Messungen: 3mm / 3%, bezogen auf die lokale Dosis (Local Dose – Option in Verisoft™).
89,3% der Messpunkte erfüllen die eingestellten Kriterien, wobei die Fehlpunkte ausschließlich im Randbereich des Feldes liegen. Die Abb.3 zeigt den Vergleich zwischen einem Feld der Größe 10x10cm², mit Monaco® berechnet, und der EPID-Messung dieses Feldes. Hier erfüllen 96,9% der Messpunkte die eingestellten Kriterien. Die Monaco® Rechenparameter betrugen hierbei: Voxel-Size 1mm, Monte-Carlo-Varianz 1%. Die Abb.4 zeigt die mit dem EPID gemessene Fluenz aus einem

klinischen Prostata-Plan mit neun Feldern, welcher in Step-and-Shoot Technik in Monaco® auf den CT-Scan des QA-Phantoms (s. Abb.2) berechnet und mittels Verisoft™ ausgewertet wurde. Das Feld hat sieben Segmente. Die Monte-Carlo (MC) - Rechenparameter betrugen 1mm / 1%. 98,7% der Messpunkte erfüllen die eingestellten Gamma-Index-Kriterien, wobei die Fehlpunkte auch hier wieder ausschließlich im Bereich der Feldränder, also in Bereichen steiler Dosis-Gradienten, liegen. Auch die anderen acht Felder erfüllten die Akzeptanz-Kriterien zu mind. 98,1%. Der gleiche QA-Plan wurde mit 1mm / 3% nachgerechnet, was eine erheblich kürzere Rechenzeit zur Folge hatte (abhängig von weiteren eingestellten Parametern mind. um den Faktor 4 verkürzte Rechenzeit). Die Gamma-Index-Ergebnisse lagen hier in vergleichbaren Bereichen.

Zusammenfassung: Mit einer relativ kleinen Anzahl von Messungen mit in der Klinik standardisierten Messmitteln kann das Elekta - EPID für die Dosimetrie eingerichtet werden. Die Auswertungen zeigen, dass die entwickelten Auswerte-Routinen und die Kalibrier-Methode funktionieren. Um in Monaco® bezüglich der eingestellten Rechenparameter einen guten Kompromiss zwischen Genauigkeit und Rechenzeit zu finden, ist sicherlich die Untersuchung weiterer Pläne nötig. Als einer der Vorteile der EPID-Dosimetrie gegenüber dem Einsatz des 2D-Arrays hat sich die wesentlich geringere Vorbereitungszeit für die Messungen herausgestellt. Der exakte Aufbau des Flächendetektors entfällt. Die hohe Auflösung des EPID lässt eine gute Bewertung gerade von steilen Dosis-Gradienten zu. Das dreimalige Verschieben des 2D-Arrays, um mit insgesamt vier Messungen die Auflösung zu maximieren, stellt im Arbeitsalltag aus Zeitgründen keine Option dar. Seitens des EPID-Herstellers wäre die Möglichkeit wünschenswert, die PSF mit den Aufnahmen zu exportieren (müssen bisher von Hand vor der Auswertung eingegeben werden) und Möglichkeiten für den Anwender, die Langzeitstabilität des EPID überwachen zu können (vgl. [10, 14]). Die Fotodioden-Panels unterliegen einem gewissen Verschleiß, weswegen auch möglichst wenige Monitoreinheiten über die QA-Pläne eingestrahlt werden sollten. Die Monitoreinheiten der QA-Segmente können in Monaco® vor dem Exportieren manuell geändert werden. Die Weiterentwicklung der Auswerte-Programme mit z.B. einer grafischen Benutzeroberfläche wird angestrebt, und auch die Weiterentwicklung für die Auswertung von VMAT-Plänen ist eine interessante Anwendung für die EPID-Dosimetrie.

Literatur

[1] Zindler T: Vereinfachung der Qualitätskontrolle von IMRT/VMAT Plänen im Rahmen der Neubeschaffung eines Linearbeschleunigers und Monte-Carlo fähigen Planungssystems. Masterarbeit Medizinische Physik an der TU Kaiserslautern, 2013, S.
[2] Elekta-CMS. Monaco Training Guide LTGMON0320 3.0, 2012.
[3] Elekta. iViewGT R3.02 - R3.4 Corrective Maintenance Manual 2010.
[4] Elekta. iView GT. Gebrauchsanweisung ed: Elekta Oncology, 2008.
[5] Busch M, Bauer R, Heer H, Wagener M. Praxisbezogene IDL Programmierung, 2012.
[6] Fanning DW. Coyote's Guide To IDL Programming: David W. Fanning, 2012.
[7] Low DA, Dempsey JF: Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. Medical Physics 30 (9), 2003, S. 2455-2464.
[8] Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA: A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. Medical Physics 25 (5), 1998, S. 656-661.
[9] PTW. Flächendetektor 2D-Array seven29. Gebrauchsanweisung ed: PTW Freiburg, 2008.
[10] Liebich J, Licher J, Scherf C, Kara E, Koch N, Rödel C, Ramm U: Simple Proposal for Dosimetry with an Elekta iViewGTTM Electronic Portal Imaging Device (EPID) Using Commercial Software Modules. Strahlentherapie und Onkologie 187 (5), 2011, S. 316-321.
[11] Lee C, Menk F, Cadman P, Greer PB: A simple approach to using an amorphous silicon EPID to verify IMRT planar dose maps. Medical Physics 36 (3), 2009, S. 984-992.
[12] Nelms BE, Rasmussen KH, Tome WA: Evaluation of a fast method of EPID-based dosimetry for intensity-modulated radiation therapy. Journal of applied medical clinical physics 11, 2010, S. 140-157.
[13] Quast U, Glaeser L: Irregular field dose determination with the weighted beam-zone method. International journal of radiation oncology, biology, physics 8 (9), 1982, S. 1637-1645.
[14] McDermott LN, Louwe RJW, Sonke JJ, van Herk MB, Mijnheer BJ: Dose-response and ghosting effects of an amorphous silicon electronic portal imaging device. Medical Physics 31 (2), 2004, S. 285-295.

Anhang 1

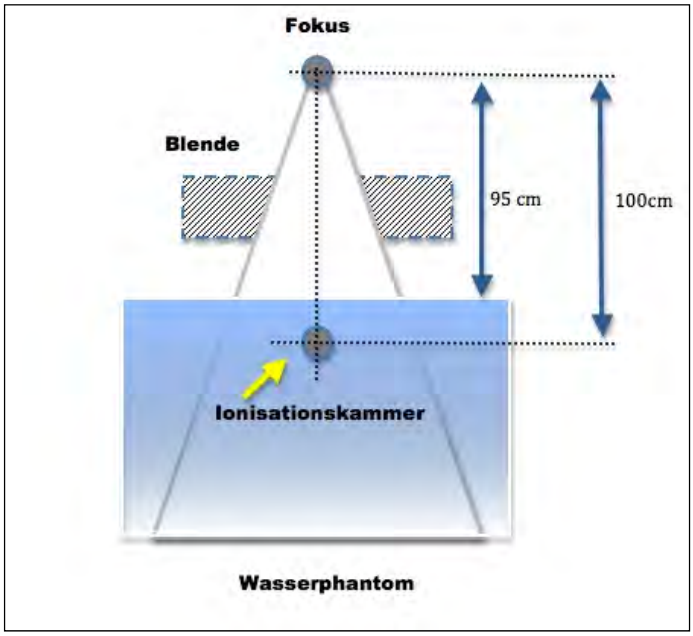


Abb.1: Schematische Darstellung der Bezugsgeometrie für die Dosimetrie

Anhang 2

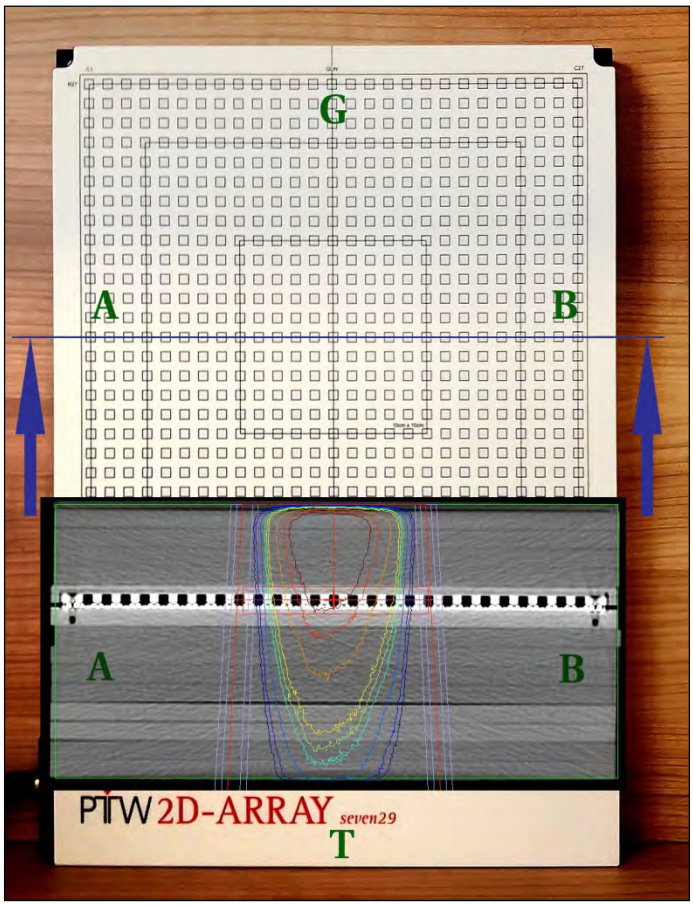


Abb.2: QA-Phantom für Monaco®: Aufsicht auf das 2D-Array seven29 mit Anzeige der Schnittebene (blaue Linie) für die mit abgebildete Transversalschicht des Phantoms mit Rück-streu-und Aufbaumaterial in Form von RW3-Phantomplatten. Messtiefe 5cm.

Anhang 3

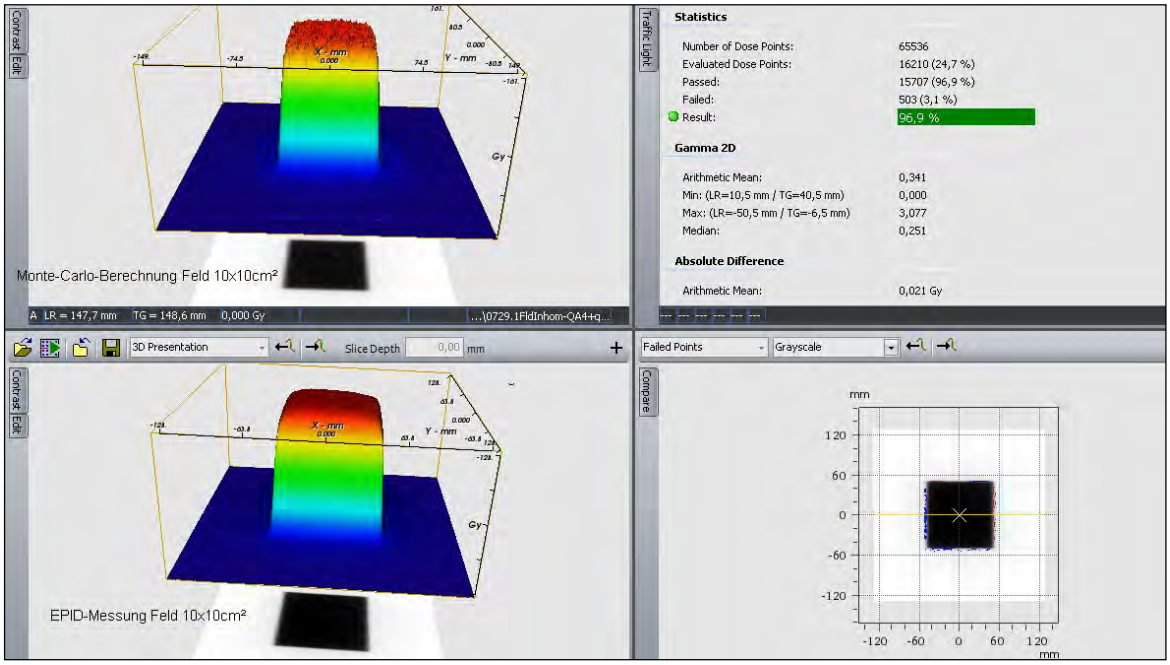


Abb.3: Vergleich EPID vs. Monaco®: 3D-Darstellung der Dosis-Werte eines 10x10cm²-Feldes mit Gamma-Index-Analyse. Gemessen mit dem EPID, berechnet mit Monaco®.

Anhang 4

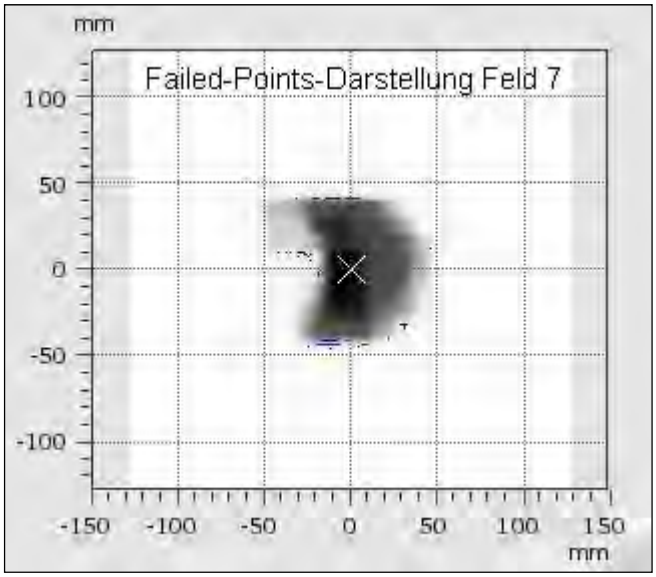


Abb 4: Failed-Point-Darstellung nach der Gamma-Index-Analyse in Verisoft™ für ein Feld mit sieben Segmenten des Prostata-Planes.

174 Entwicklung und Erprobung von lungen- und knochenäquivalenten MR-Dosimetrie-Gel für die Strahlentherapie

K.-J. Dörner[1], N. Ork[1], B. Poppe[2], M. Günther[3]
[1]ALLGEMEINES KRANKENHAUS CELLE, Strahlentherapie, Celle
[2]Institut für Physik Carl von Ossietzky Universität, AG Medizinische Physik, Oldenburg
[3]Universität Bremen / Fraunhofer MEVIS, Forschungsgruppe MR-Physik, Bremen

Fragestellungen: Für die zunehmend komplexer werdenden Techniken in der Strahlentherapie mit Elektronen-Beschleunigern soll eine dreidimensionale Dosiserfassung ermöglicht werden, die mit der Klinikroutine kompatibel ist.
Für die Verifikation von Bestrahlungsplänen für IMRT oder Stereotaxie stehen im klinischen Alltag punktweise messende Systeme, wie Ionisationskammern oder Dioden, beziehungsweise daraus zusammengesetzte Arrays zur Verfügung. Alternativ können zweidimensionale Detektoren wie Röntgenfilm oder Gafchromic-Film verwendet werden. Diese Detektoren haben spezifische Probleme, wie eine begrenzte Ortsauflösung oder die Abhängigkeit des Messwertes vom Spektrum der einfallenden Strahlung am Messort. Mit der Gel-Dosimetrie wird ein dreidimensional messender, annähernd gewebeäquivalenter Detektor zur Verfügung gestellt, der eine isotrope Ortsauflösung von 1 mm ermöglicht. Dabei können irreguläre Konturen und unterschiedliche Dichten realisiert werden.
So ist es möglich, dreidimensionale Dosispläne in irregulär geformten Körpern mit lungen- und knochen-äquivalenten Einlagerungen zu verifizieren.

Material und Methoden: In der Abteilung steht die folgende Ausrüstung zur Verfügung: zwei ARTISTE-Beschleuniger (Siemens), ein Bestrahlungsplanungssystem „Oncentra Masterplan“ (Nucletron/Elekta) sowie ein mircoSelectron-Afterloader (Nucletron/Elekta). Folgende Detektoren kommen zum Einsatz: eine Ionisationskammer (IK) 0.125 cm³ Semiflex Type 31010 (PTW), ein Dosimetrie Diode Type P 60016 (PTW), eine flüssigkeitsgefüllte microLion Ionisationskammer Type 31018 (PTW), Gafchromic EBT2 Dosimetrie Filme (ISP) und selbst gemischtes MR-Dosimetrie-Gel. Für die Herstellung von einem Liter Dosimetrie-Gel wird folgendes Rezept verwendet:

Tab. 1: Rezept für 1 Liter MAGIC-Gel

Zutat	Menge	Kommentar
Wasser	829,50 g	zur homogenen Vermischung der wasserlöslichen Zutaten
Gelantine	80,00 g	ergibt die Matrix, in der ortsgebunden die Polymere hängen
Metacrylsäure	90,00 g	Monomere, die sich durch Strahlung zu Polymeren vernetzen
Hydrochonin	0,11 g	verhindert die Autopolymerisation
Ascorbin Säure	0,35 g	Radikalfänger
Kupfersulfat	0,40 g	Katalysator und MR-Signalverstärker

Ausgelesen werden die MR-Gel-Dosisinformationen mit einer T1 gewichteten Sequenz im 1.5 Tesla MAGNETOM AVANTO (Siemens) MRT. Die MR-DICOM-Bilder lassen sich mit einem selbst geschriebenen Visual-Basic-Programm auswerten und in Dosis-Matrizen umrechnen.

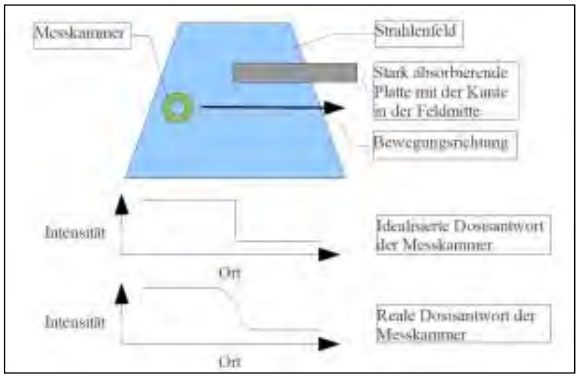


Abb. 1 Messaufbau für Kantenprofile

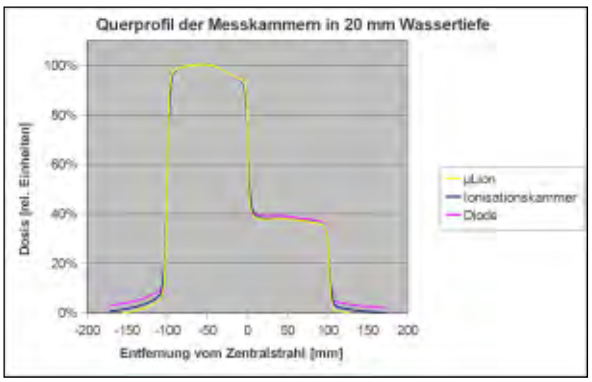


Abb. 2: Kantenprofile (ARTISTE / 06 MV)

Zur Bestimmung des räumlichen Auflösungsvermögens der Detektoren werden Kantenprofile unter einem 10 mm x 100 mm x 100 mm Wolframblock bei 06 MV-Photonenstrahlung in 20 mm Wassertiefe im MP3-

Wasserphantom mit der Ansteuersoftware "MEPHYSTO mc²" (PTW) gefahren. Im Fall der MR-Geldosimetrie werden Probenfläschchen mit einem Durchmesser von 2 cm und einer Höhe von 5 cm im homogenen Wasserphantom mit bekannten Dosen und, in einem Fall, mit dem Kantenprofil bestrahlt. Die Kantenprofile werden durch Differenzieren in Linienprofile umgerechnet. An diese Linienprofile werden mit Hilfe der Fouriertransformation [siehe Harder / Djouguela] Lorenzfunktionen angepasst, die die Linienstreufunktionen der Detektoren beschreiben. Der Parameter λ der Lorenzfunktion ist dabei ein Maß für ihre "Breite", also für das räumliche Auflösungsvermögen.

Ergebnisse: Dargestellt werden die aus den Kantenabbildungen ermittelten Linienstreufunktionen.

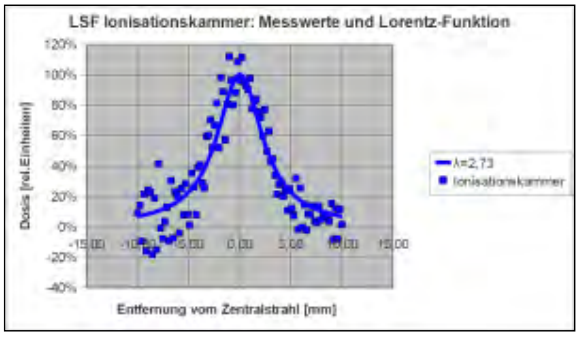


Abb. 3: IK-Linienstreufunktion

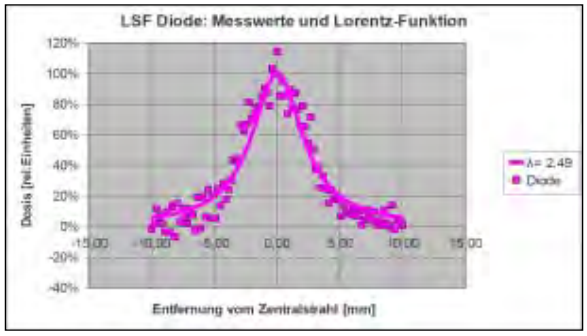


Abb. 4: Dioden-Linienstreufunktion

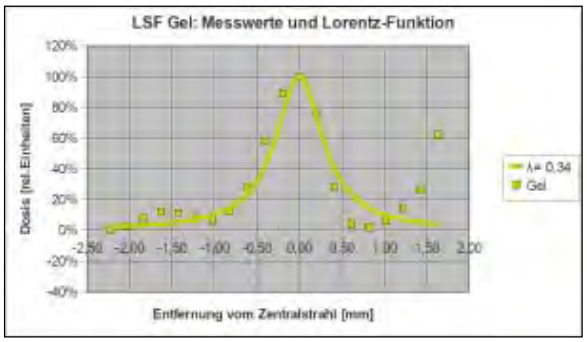


Abb. 5: MR-Gel-Linienstreufunktion

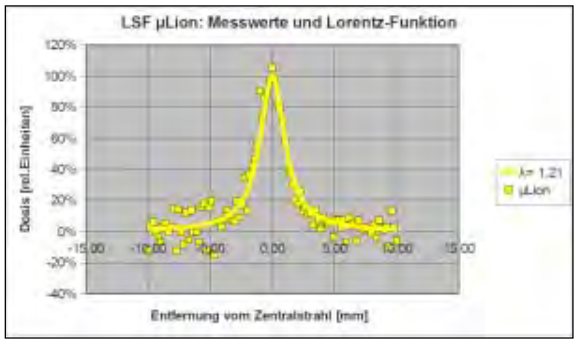


Abb. 6: µLion-Linienstreufunktion

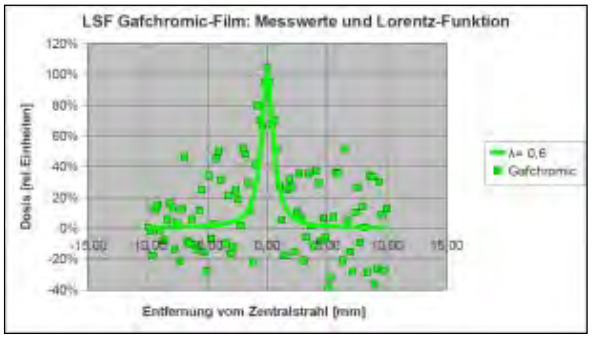


Abb. 7: Film-Linienstreufunktion

Detektor	Z_{eff}	λ	S / N
IK	7,4	2,7	28
Diode	14	2,5	13
µLion	2,3	1,2	36
Film	6,9	0,6	126
Gel	3,3	0,4	64

Abb. 8: Tabelle der Detektroeigenschaften

Die Abbildung (Abb. 9) zeigt das Auswerteprogramm mit Aufnahmen von MR-Gel gefüllten Probenfläschchen zu den Echozeiten TE=18 msec, TE=72 msec und TE=125 msec, sowie die aus der dosisabhängigen Änderung der Relaxationszeit errechnete Dosisverteilung.

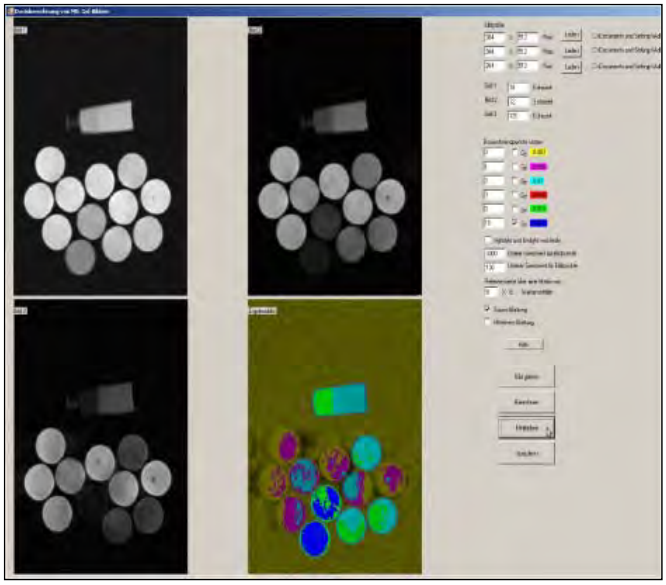


Abb. 9: Auswertung MR-Gel-Dosimetrie

Durch geeignete Zuschlagstoffe werden Dichte und effektive Ordnungszahl so variiert, dass es gelingt ein lungenäquivalentes und ein knochenäquivalentes MR-Gel herzustellen.
Für IMRT- und Stereotaxie-Bestrahlungen werden heterogene Phantome mit irregulären Außenkonturen, sowie mit lungen- und knochenäquivalenten Einschlüssen hergestellt, bestrahlt und ausgewertet.

Zusammenfassung: Das MR-Dosimetriegel ist in der klinischen Umgebung verwendbar und ermöglicht eine dreidimensionale Dosismessung mit einer Ortsauflösung von einem Millimeter in heterogenen Phantomen zur Verifizierung von IMRT- und Stereotaxie-Bestrahlungen.

Literatur

[1] Bonnett D; Current issues in gel dosimetry; Third International Conference on Radiotherapy Gel;Journal of Physics: Conference Series, 3, 2004
[2] Crescenti R, Scheib S, Introducing gel dosimetry in a clinical environment: Customization of polymer gel composition and magnetic resonance imaging parameters used for 3D dose verifications in radiosurgery and intensity modulated radiotherapy;Med. Phys., Vol 34 2007 No. 4 1286-1297
[3] DIN 6800-2 Deutsche Norm; Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung – Teil 2: Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern,
[4] DIN 6809-8 Deutsche Norm; Klinische Dosimetrie – Teil 8: Dosimetrie kleiner Photonen-Bestrahlungsfelder; Juni 2012
[5] Djouguela A, Dosimetry of narrow photon beams; Dissertation an der Universität Oldenburg 2010

175 Bildrekonstruktion für Compton-Kameras zur In-vivo-Dosimetrie in der Ionentherapie

S. Schöne[1], H. Rohling[2], W. Enghardt[2], F. Fiedler[1]
[1]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Dresden
[2]OncoRay Dresden, Dresden

Fragestellungen: Mit Protonen und Ionen lassen sich tumorkonformere Dosisverteilungen als mit Photonen erzielen [1]. Dieser Vorteil erfordert allerdings eine hohe Präzision der Bestrahlung. Um diese zu gewährleisten, ist eine Kontrolle der bei der Bestrahlung applizierten Dosis wünschenswert. Vorgeschlagene Methoden dafür basieren auf Wechselwirkungen von Ionenstrahl und Gewebe: Zum einen werden Positronenemitter gebildet, die durch Partikel-Therapie Positronen-Emissions-Tomographie (PT-PET) die Bildgebung der bei der Bestrahlung erzeugten Aktivität ermöglichen. Zum anderen kommt es zur Emission prompter Gammastrahlung, welche mit Einzelphotonendetektoren gemessen wird (in-beam-SPECT).
PT-PET ist bereits klinisch etabliert. Aufgrund inhärenter physikalischer Beschränkungen ist es bisher nicht möglich, die applizierte Dosis direkt zu messen. In-beam-SPECT unterliegt nicht diesen Limitierungen; aus diesem Grund sollen die Möglichkeiten der Dosiskontrolle mittels der prompten Gammastrahlung evaluiert werden. Neben anderen Methoden [2] ist zur Messung dieser prompten Gammastrahlung die Compton-Kamera vorgeschlagen worden, welche eine „elektronische Kollimation“ nutzt und damit neue Rekonstruktionsmethoden verlangt.

Material und Methoden: Die Bildrekonstruktion für Compton-Kameras teilt sich in die Aufgaben der Erstellung eines virtuellen Modells der Kamera in Form einer Systemmatrix (SM) und anschließend der Optimierung eines Emissionsbildes, welches möglichst gut zur aufgenommen Messreihe korreliert. Für Letzteres wurde der Standardalgorithmus MLEM (maximum likelihood expectation expectation maximization) [3] in der Derivation LM-MLEM (Listmode-MLEM) [4] verwendet.
Für die aufwändige Erstellung einer realitätsnahen Systemmatrix wurden sowohl – durch die Kinematik der Compton-Streuung bestimmte – grundsätzlich mögliche Herkunftsorte eines Photons, als auch verschiedene Ereigniswahrscheinlichkeiten – bestimmt durch die jeweiligen Wirkungsquerschnitte – berechnet. Da Messungen mit einem physikalischen System zwangsläufig mit Unsicherheiten behaftet sind, handelt es sich bei den Messwerten um Wahrscheinlichkeitsverteilungen. Daher wurden alle Operatoren zur Verarbeitung von Verteilungen entworfen und implementiert. Zur Reduktion des Platz- und Zeitaufwandes wurden Operationen, soweit wie möglich, analytisch statt numerisch gelöst.
Bei MLEM handelt es sich um ein iteratives Verfahren; der Zugriff auf die SM geschieht mehrfach. Da die Erstellzeit der SM den IO-Aufwand zu ihrer persistenten Ablage übersteigt, wurde ein anpassungsfähiger Cachingmechanismus angewandt.

Ergebnisse: Die genannten Algorithmen wurden auf experimentelle Messreihen und simulierten Daten angewandt.
Die Abbildungen 1 und 2 zeigen beispielhafte Ergebnisse. Abbildung 1 stellt die Rekonstruktion zweier Aufnahmen einer Punktquelle mit dem Prototyp einer Compton-Kamera [5] dar. Die Rekonstruktionen erreichen dabei Genauigkeiten von rund 6 mm bzw. 10 mm Halbwertsbreite für die zentrierte bzw. nicht-zentrierte Quelle. Abbildung 2 zeigt das Resultat der Rekonstruktion einer simulierten Flächenquelle, deren Strukturen bis zu einem gewissen Grad wiederhergestellt werden konnten.
Es ist ersichtlich, dass auch Quellorte außerhalb der Detektorgröße – hier 2² cm² [ebd.] – rekonstruiert werden können.

Zusammenfassung: Es wurde gezeigt, dass mit dem vorgestellten Verfahren die Bildgebung, mittels der für den genannten Anwendungszweck entwickelten Compton-Kamera, grundsätzlich möglich ist. Die erfolgreiche Rekonstruktion des Emissionsbildes konnte sowohl an simulierten, als auch gemessenen Aufnahmen gezeigt werden.

Anhang 1

Abb.1a

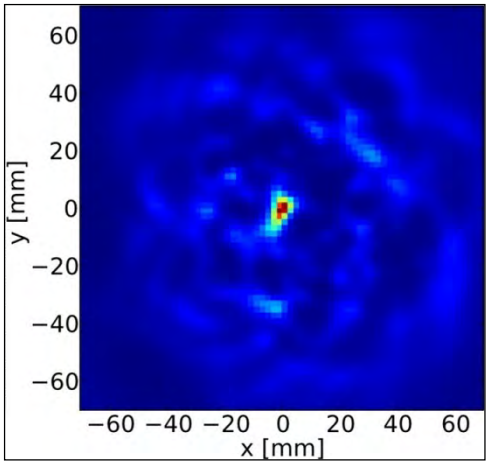


Abb.1b

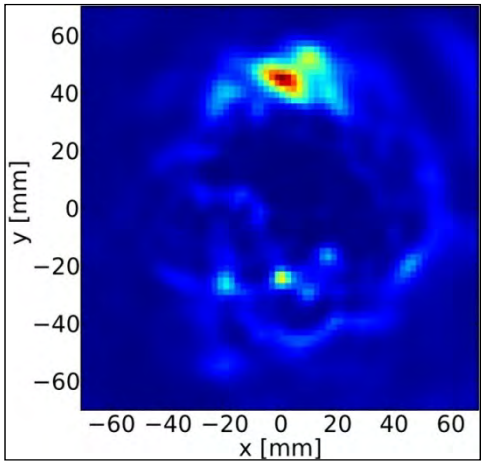


Abb.1: Rekonstruktionsergebnisse zweier unabhängiger Aufnahmen einer ^{22}Na-Punktquelle mit einem Compton-Kamera Prototypen [Kormoll]. Die Quelle war im Abstand von 10 cm zur Kamera zentral (links) bzw. bei x=0, y=5 cm (rechts) positioniert. Zur Rekonstruktion wurden ≈800 Ereignisse verwendet, welche der Bedingung $E_{gemessen}$ = 1275 keV ± 20 % genügen. Dargestellt sind Schnitte in der bekannten Quellebene.

Anhang 2

Abb.2a

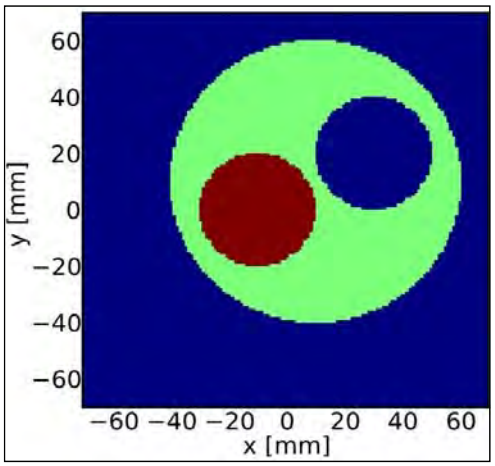


Abb.2b

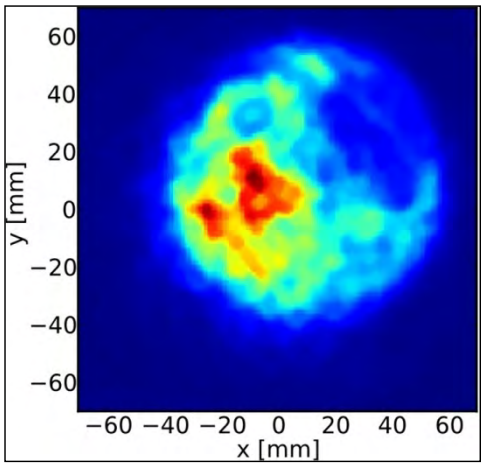


Abb.2: Rekonstruktionsergebnis einer simulierten Aufnahme einer flächigen ^{22}Na-Quelle, wie links abgebildet. Die Quelle war im Abstand von 10 cm zur Kamera positioniert. Zur Rekonstruktion wurden ≈1.7×10^4 Ereignisse verwendet, welche der Bedingung $E_{gemessen}$ = 1275 keV ± 20 % genügen. Dargestellt sind Schnitte in der bekannten Quellebene.

Literatur

[1] Schardt, D., Elsaesser, T., Schulz-Ertner, D.: Heavy-ion tumor therapy: Physical and radiobiological benefits, Reviews of Modern Physics, 2010, 82(1), 383-425.
[2] Smeets, J. et al.: Prompt gamma imaging with a slit camera for real-time range control in proton therapy, Phys Med Biol., 2012, 57(11), 3371-3405.
[3] Shepp, LA., Vardi, Y.: Maximum likelihood reconstruction for emission tomography, IEEE Trans Med Imaging, 1982, 1(2), 113-122.
[4] Qi, J., Leahy, R.: Iterative reconstruction techniques in emission computed tomography, Phys. Med. Biol., 2006, 51, 541-578.
[5] Kormoll, T. et al.: A Compton imager for in-vivo dosimetry of proton beams — A design study, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 2011, 626–627, 114-119.

176 Entwicklung und Simulation von Methoden zur online-Dosimetrie mittels Flächenionisationskammer

J. Bock[1], S. Tsitsekidis[2], D. Mönnich[1], D. Thorwarth[1], O. Dohm[1]
[1]Universitätsklinik für Radioonkologie, Forschungssektion für Biomedizinische Physik, Tübingen
[2]Universitätsklinik für Radioonkologie, Bereich Medizinische Physik, Tübingen

Fragestellungen: Ziel der Arbeit ist es, die Qualitätssicherung bei der IMRT zu verbessern, indem eine unabhängige, tägliche online-Dosimetrie durchgeführt wird. Dies soll mithilfe einer großflächigen Ionisationskammer, der DAVID-Kammer geschehen.
Dazu soll das Signal der DAVID-Kammer aus dem Patientenplan schon im Voraus berechnet werden. Dies ergibt gegenüber dem derzeitigen Vorgehen [1], bei dem das Signal mittels einer Referenzmessung ermittelt wird, den Vorteil, dass die DAVID Messung vollkommen unabhängig vom Beschleuniger ist. Somit können auch Fehler, wie eine systematische Fehlkalibrierung des MLCs oder Übertragungsfehler zwischen Planungssystem und Beschleuniger, detektiert werden.

Material und Methoden: Die von uns verwendete DAVID-Kammer (David-System ELEKTA MLC-80 T34065, PTW Freiburg) besteht aus zwei übereinander angeordneten Macrolon-Platten. Die Platten haben eine Dicke von 8mm und 6mm, während ihr Abstand 2mm beträgt. Zwischen den beiden durchsichtigen Platten befinden sich 40 Messdrähte, die jeweils parallel und mittig unter den 40 Lamellenpaaren des MLC ausgerichtet sind. Die Potentialdifferenz zwischen den Macrolon-Platten und den Messdrähten beträgt +400V, wobei die Messdrähte auf Erdpotential liegen.
Zur Berechnung der Signale wurden die lateralen Ansprechfunktionen (lrf1,..,lrf40) der einzeln geöffneten Lamellenpaare aufgenommen [2] (Abb.1). Das berechnete Signal ergibt sich aus einer Faltung der lateralen Ansprechfunktionen mit den Lamellenpositionen des jeweiligen MLC Segments.
Bei der Messung der lateralen Ansprechfunktionen trat das Problem auf, dass sich die Lamellenpaare nur bis auf einen Abstand von amin≈5mm schließen ließen, außerdem konnten die seitlichen Blockblenden nicht beliebig weit über die Mitte des MLCs bewegt werden. Dadurch ergab sich die Schwierigkeit, dass bei den Messungen zur Ermittlung der lateralen Ansprechfunktionen die Durchlassstrahlung der geschlossenen Lamellen, sowie die Strahlung durch die Öffnung der bis auf amin geschlossenen Lamellenpaare mitgemessen wurde.
Um die lateralen Ansprechfunktionen zu ermitteln, wurden die Signale aller 40 lrfn,g gemessen, wobei jeweils das n-te Lamellenpaar vollständig geöffnet und alle anderen Lamellenpaare bis auf amin geschlossen wurden. Außerdem wurde das Signal (MLCg) des bis auf amin geschlossenen MLCs gemessen.
Unter Berücksichtigung des minimal einstellbaren Abstands eines Lamellenpaars, sowie der Transmission durch die geschlossenen Lamellen, lassen sich die lateralen Ansprechfunktionen $lrf_n = \frac{lrf_{n,g} - MLC_g}{(40 - a_{min,n}) \cdot (1 - Transmission)}$ berechnen.

Ergebnisse: Zur Überprüfung unserer Ergebnisse wurden DAVID-Kammer Signale verschiedener Segmente aufgenommen und diese mit unseren Ergebnissen verglichen. Die Abweichungen der Signale zwischen Berechnung und Messung betrugen bei unseren Messungen bis zu 4% (Abb.2, Lamellenpaar 16) bezogen auf das Signal eines 40cm geöffneten Lamellenpaars. Somit könnten momentan Fehlöffnungen einzelner Lamellenpaare ab ≈3,2cm detektiert werden.
Konstruktionsbedingt ist es mit der DAVID-Kammer jedoch nur möglich die geöffnete Weite der Lamellenpaare zu messen. Es lässt sich also nicht feststellen, ob die Position der Öffnung parallel zu den Messdrähten verschoben ist.

Zusammenfassung: Die Untersuchung hat gezeigt, dass eine Vorausberechnung des Signals einer DAVID-Kammer über Faltung lateraler Ansprechfunktionen möglich ist. Allerdings reicht die bisher erreichte Genauigkeit in der Praxis, für eine zuverlässige online-Dosimetrie, noch nicht aus. Um die Berechnung zu verbessern, werden aktuell Monte-Carlo Simulationen durchgeführt, die helfen sollen Einflussgrößen wie Durchlassstrahlung, Transmission und Messvolumen eines Kanals zu analysieren.
Außerdem ist es vorstellbar, die Genauigkeit der lateralen Ansprechfunktionen weiter zu verbessern, um somit auch mit der vorgestellten Methode bessere Ergebnisse erzielen zu können.

Anhang 1

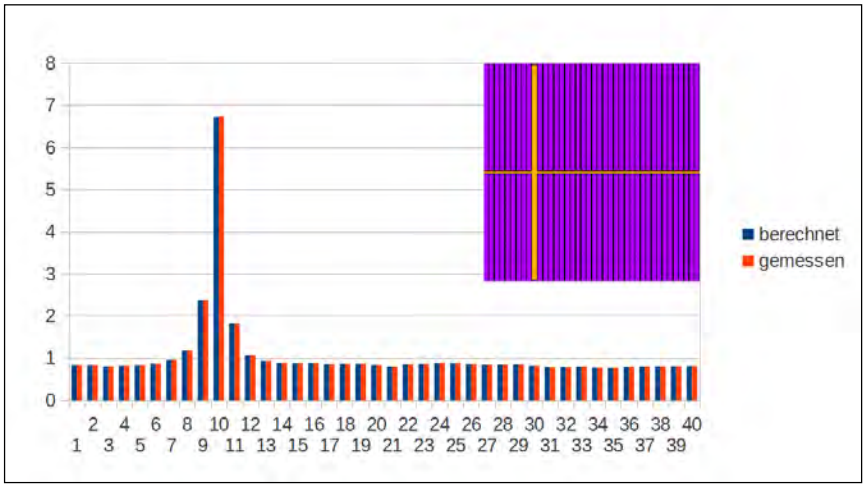


Abb.1: Gemessene und berechnete laterale Ansprechfunktion des 10ten Lamellenpaars

Anhang 2

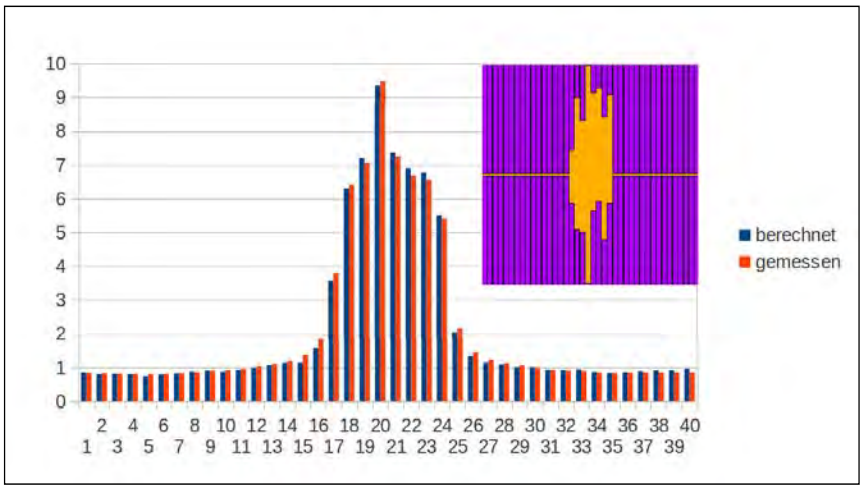


Abb.2: Gemessene und berechnete Ansprechfunktion eines MLC Segments (kleines Bild)

Literatur

[1] Poppe B, Thieke C, Beyer D, Kollhoff R, Djouguela A, Ruhmann A, Willborn K C, Harder D • DAVID—a translucent multi-wire transmission ionization chamber for in vivo verification of IMRT and conformal irradiation techniques • Phys. Med. Biol. 2006, 51:1237

[2] Looe H K, Harder D, Ruhmann A, Willborn K C, Poppe B • Enhanced accuracy of the permanent surveillance of IMRT deliveries by iterative deconvolution of DAVID chamber signal profiles • Phys. Med. Biol. 2010, 55:3981

33. Nuklearmedizin und Molekulare Bildgebung II

177 Compute-optimised 3D-OSEM PET image reconstruction using a memory-resident system response matrix based on highly rotation-symmetric voxel assemblies

J. Scheins[1], U. Pietrzyk[1], N.J. Shah[1]
[1]Forschungszentrum Jülich GmbH, Institut für Neurowissenschaften und Medizin, Jülich

Introduction: The boost of computational capabilities in terms of numerical throughput and memory resources over the last two decades brought iterative methods for 3D PET Image Reconstruction an overwhelming success. In contrast to very fast analytical approaches, iterative methods provide superior image quality due the possibility of accurate modeling of the system response. Nevertheless, the computational burden for recent clinical high-resolution 3D PET scanners still remains rather challenging, especially in a clinical environment, which usually requires a short reconstruction time. Therefore, most commercially available scanners apply specific LOR reduction schemes in terms of span, ring difference and mashing to find a reasonable compromise between calculation effort and image quality.
In this context, the PET Reconstruction Software Toolkit (PRESTO) allows to reconstruct images without any such LOR reduction scheme while using accurate Volumes-of-Intersection (VOI) [1]. This approach significantly improves the resolution-noise trade-off [1]. PRESTO exploits highly rotation-symmetric voxel assemblies to realise a pre-calculated, memory-resident system response matrix. Meanwhile, the evaluation of forward-backward projectors is accelerated by a factor of 15 compared to the primary implementation [2]. For it, the data representation in memory has been completely re-organised to support a symmetry-driven evaluation of projectors. In this way, the bottleneck of memory bandwidth resp. latency is strongly reduced according to optimal usage of memory cache in combination with the Single Instruction Multiple Data (SIMD) principle [2].
Generally, the use of Ordered Subset Expectation Maximisation (OSEM) allows for further speed-up as state-of-the-art approach [3] where the speed-up factor nearly scales with the number of applied subsets, N_{subset} . In this way, almost identical results can be obtained within reduced calculation time which makes OSEM very attractive. However, in the current compute-optimised PRESTO code the possibility to use OSEM is restricted to two subsets at maximum since the (rotation) symmetry-based evaluation interferes with the definition of subsets. The exclusive addressing of a single subset would result in rather poor benefit from memory cache, i.e. significant amount of cache misses (CM) due to non-consecutive addressing of memory, and overall reduction of performance (for $N_{subset} > 2$). This drawback would outweigh the benefit of OSEM. In this paper, we present a new method of re-organising the voxel data in memory depending on N_{subset}. Thus, OSEM with mutliple subsets becomes an option of PRESTO to further reduce the reconstruction time.

Material/Methods: PRESTO uses rotation-symmetric voxel assemblies in the tomographic plane, thus any single voxel represents one element of a specific group of symmetric voxels (GSV) and all elements of any GSV are consecutively stored in memory. The size of any GSV corresponds to the total number of symmetries N_{symm}, which is a user-definable parameter (with reasonable values between 100 to 400) within PRESTO [1]. Furthermore, any single Line-of-Response (LOR) belongs to a group of symmetric LORs (GS-LOR), which follow exactly the same symmetry properties as the GSV. Thus, the evaluation of all addressed LORs of one GS-LOR in terms of forward or backward projection can be performed simultaneously (symmetry-driven), i.e. always accessing a complete GSV before evaluating the next GSV. Since all GSV elements are used, the consecutive order of elements in memory have no influence on the performance in terms of CM and SIMD.
This becomes more complicated when using ordered subsets resp. OSEM. Then, LORs are grouped according to balanced sets of view angles and only a sub-sample of LORs belonging to one GS-LOR are exclusively evaluated. In that case, only a sub-sample of elements of any GSV is effectively addressed in one iteration step and the number of occuring CM depends on the pattern, how these elements are distributed over the GSV vectors. Effectively, the access patterns depend on the combination of N_{subset} , N_{symm} as well-as the structure of GS-LORs directly.
The idea of minimising CM for all subsets is based on the fact, that the order of evaluation of elements within a GSV does not influence the results, but massively the number of occuring CM. Thus, re-sorting the elements within all GSV (in the same way for all GSV) allows to influence resp. minimise the amount of CM while obtaining the identical results. Now, depending on the applied values of N_{subset} and N_{symm} , the occuring addressing patterns of views/subsets in memory are automatically analysed to find an optimal

re-packing scheme. For example for N_{subset} = 4, an originally found consecutive order of GSV elements in memory like {s1, s2, s3, s4, s1, s2, s3, s4, s1, s2, s3, s4, …} can be disentangled to obtain consecutive groups of subsets like {s1, s1, s1, …, s2, s2, s2,…, s3, s3, s3, …, s4, s4, s4, …}. In this way, the memory accesses become consecutive for any addressed subset after re-packing. In the current OSEM implementation of PRESTO, the orignal representation of image data is automatically re-packed according to the setup-dependent pattern. This step has to be performed only once before the OSEM reconstruction.

Results: For PRESTO, the implemented optimisation of memory access by re-packing all GSV can signficantly reduce the amount of CM and thus leads to a benefit of OSEM compared to Maximum-Likelihood-Expectation-Maximisation (MLEM). However, the overall merit in terms of speed-up strongly depends on the chosen setup of N_{symm}, N_{subset} and applied system response matrix. Usually, not all CM can be appropriately disentangled and residual CM are unavoidable. Therefore, the achievable speed-up factor S as function of N_{subset} , $S(N_{subset})$, can be considerably below the theoretical maximum speed-up factor for OSEM (without symmetry-based evaluation, i.e. S_{theor} (N_{subset}) ~ N_{subset}). Usually, rather good perform-ance, $S/S_{theor} \approx 1$, can be found for the constraint $N_{symm} = n \times N_{subset}$ with n as an even number. For any other value of N_{subset} , the overall performance S/S_{theor} strongly varies and cannot be predicted easily. Usually, several good performing values of N_{subset} can be found for any given setup, i.e. ($S/S_{theor} > 0.75$).

Conclusion: Highly-rotation symmetric voxel assemblies, as exploited within PRESTO, set some constraints about the usage of OSEM to speed-up the iterative PET image reconstruction. In contrast to MLEM, the interference between subsets and symmetry handling requires some setup-dependent re-packing of image data to optimise the memory access and cache usage. Specific values of N_{subset} can be found which show a performance close to the theoretical maximum speed-up factor. In this way, OSEM provides a signifcant benefit in terms of speed-up also in the presence rotation-symmetric voxel assemblies.

Literature

[1] Scheins JJ, Herzog H, Shah NJ (2011) Fully-3D PET image reconstruction using scanner-independent, adaptive projection data and highly rotation-symmetric voxel assemblies. IEEE T Med Imaging 30: 879-892.
[2] Scheins JJ, Garcia LF, Herzog H, Shah NJ. Efficient, symmetry-driven SIMD access patterns for 3D PET image reconstruction applicable for CPUs and GPUs. Conf Proc 11th Int Meeting on Fully 3 D Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine; 2011; Potsdam, Germany. pp. 44-47
[3] Hudson HM, Larkin RS (1994) Accelerated Image Reconstruction Using Ordered Subsets of Projection Data. IEEE T Med Imaging 13 (4): 601-609

178 Etablierung einer Rekonstruktionsprozedur mit vollständiger Korrektur für nichtreine, hochenergetische Positronenstrahler in der Kleintier-PET

S. Sauerzapf[1], F. Braun[1], W. Weber[2], U. Pietrzyk[3], M. Mix[1]
[1]Universitätsklinikum Freiburg, Nuklearmedizin, Freiburg
[2]Memorial Sloan-Kettering Cancer Center, New York City, USA
[3]Forschungszentrum Jülich, INM-4, Jülich

Fragestellungen: Aufgrund des komplexen Zerfallsschemas von I-124 ergibt sich speziell für die Kleintierbildgebung mehrere Nachteile. Neben einer geringen Positronenabundanz von nur ca. 23%, besitzt das Isotop hohe maximale Positronenenergie, die in mittlere Reichweiten von ~ 3mm in Wasser [1] resultieren. Weiterhin werden zusätzlich zum Positronenzerfall direkte Gammas emittiert, deren Energien von 602,7 keV (63%) und 722,8 keV (10%) in Standardenergiefenster herkömmlicher Kleintierscanner fallen. Diese Gammas können in Koinzidenz miteinander oder mit einem 511 keV Photon aus der Positronenannihilation treten und das reine Annihilationssignal verfälschen. Die daraus resultierenden Kaskadengammakoinzidenzen verursachen ein erhöhtes Hintergrundrauschen in den rekonstruierten Bildern. In der Vergangenheit wurden alle Aspekte der Bildgebung mit I-124 separat behandelt mit wenig oder keinem Bezug zu Serien von präklinischen Studien. Der neue Ansatz dieser Arbeit sieht die Implementation einer vollständigen und routinetauglichen Prozedur vor (Abb. 1), die neben der Quantifizierung der Kaskadengammas und des Effekts des Ortsauflösungsverlustes mit Hilfe von Messungen und Monte Carlo Simulationen mit GATE [2], einen auflösungsrückgewinnenden Bildrekonstruktionsalgorithmus der korrigierten Daten beinhaltet. Hierbei stand neben der Verifikation der Phantommessungen über Monte Carlo Simulationen, der Bezug zu präklinischen Experimenten im Vordergrund mit erfolgreicher Anwendung der Korrekturen auf über 20 Kleintierstudien.

Material und Methoden: Um den Effekt der Kaskadengammas auf einer spektralen, sinogramm- und bildbasierten Ebene zu erforschen, wurde der Kleintier-PET Scanner MicroPET Focus 120 in GATE modelliert. Durch Modifikation eines Rebinningskriptes nach [3] wurde die identische Rekonstruktion von sowohl simulierten als auch gemessenen Daten mit den gleichen Rekonstruktionsalgorithmen ermöglicht. Als Algorithmus wurde, neben der Verwendung der Standardsoftware am MicroPET, ein Maximum Likelihood Expectation Maximization (MLEM) und ein reichweitenkorrigierter MLEM (Positron Range corrected MLEM, PR-MLEM) implementiert. Der MLEM und PR-MLEM Algorithmus verwenden die Ray Tracing Projektoren aus STIR [4], wobei die Auflösungsrückgewinnung für den PR-MLEM mit Hilfe einer Faltung der geschätzten Aktivitätsverteilung vor der Projektion erfolgt. Der Faltungskern wurde in GATE durch Punkt- und Linienquellensimulationen in verschiedenen Medien mit verschiedenen Isotopen berechnet. Zusätzlich wurde am MicroPET die Auflösung an über 700 Messpositionen für F-18 und I-124 bestimmt. Hierfür wurde ein Aufbau entwickelt, der eine Glaskapillare exakt mittig zentriert und reproduzierbar positioniert. Dieser Messaufbau wurde vertikal in 5 mm Schritten entlang des Messfeldes von -20 bis +25 mm verschoben. Die Eingangsdaten für den PR-MLEM sind Sinogramme, die auf Streuung, Kaskadengammakoinzidenzen und Randoms vorkorrigiert wurden. Da die Mehrzahl an präklinischen PET-Scans ohne morphologisches CT erfolgten und die Streukorrektur material- und geometrieabhängig ist, wurde ein Algorithmus entwickelt, der über einen Fit einer Sinusfunktion an die Sinogramme und Anwendung eines Schwellwertes die Grenzen von irregulären Aktivitätsverteilungen findet. Getestet wurden die Korrekturen mit Simulationen und Messungen von verschiedenen physikalischen Phantomen: Mit dem Image Quality Phantom nach NEMA NU 4-2008, mit einem Kugel- und Auflösungsphantom, sowie mit einem selbst konstruierten Schwächungsphantom. Außerdem wurden verschiedene Versionen des MOBY Mausvoxelphantoms [5] generiert, die entsprechend den Aktivitätsverteilungen einer typischen, realen Mausstudie gewählt wurden (Abb. 2).

Ergebnisse: Für mittig zentrierte Objekte, die in der Größenordnung von Kleintieren liegen (Durchmesser < 60mm), verursachen die Kaskadengammakoinzidenzen eine annähernd homogene Hintergrunderhöhung. Der Anteil zusammen mit den zufälligen Koinzidenzen ist von der Objektgeometrie und der Aktivität abhängig und lag in den gerechneten Simulationen zwischen 30 und 42%. Die Quantifizierungsgenauigkeit über alle Phantome konnte mit Hilfe der implementierten Methode auf 7±5% im Vergleich zu 17±2% ohne die Korrekturen verbessert werden. Aus den Linienquellenmessungen ergab sich für eine artefaktfreie Reichweitenkorrektur ein optimaler Kernel mit einer Halbwertsbreite (FWHM, Full Width at Half Maximum) von 1.85±0.27 mm. Dieser Kernel beschreibt die Differenz zwischen I-124 und F-18 entlang des kompletten FOVs. Die Standardabweichung enthält neben der Messunsicherheit pro Position auch die Variation des Kernels über das gesamte Gesichtsfeld. Wegen der vergleichbar geringen Ortsabhängigkeit wurde im Folgenden für den PR-MLEM ein örtlich invarianter Kernel verwendet. Sowohl für Rekonstruktionsergebnisse aus Simulationen (Abb. 3) als auch für MicroPET-

Messdaten (Abb.4) ergibt sich mit Hilfe des PR-MLEM eine erhöhte Auflösung, was sich z.B. in einer deutlich besser abgrenzbaren Anreicherung bei einer inhomogene Aktivitätsverteilung im Tumor (Abb. 4 b,c) im Vergleich zum unkorrigierten MLEM (Abb. 4a) widerspiegelt. Aufgrund der limitierten Statistik während der Datenakquisition erhöht sich das Rauschen, je mehr Faltungsiterationen durchgeführt werden. So ergeben 10 Faltungsiterationen am Ende der Rekonstruktion (Abb. 3 b und 4 b) ein besseres Signal-to-Noise-Ratio des Hintergrunds von 3,0±1,4 über alle Mausstudien, im Vergleich zu 2,2±1,1 für 25 Faltungsiterationen (Abb. 3 c und 4 c). Wie zu erwarten ist der Maximalkontrast der Schilddrüse für 25 Faltungsiterationen jedoch höher (24,6±9,1) als für 10 (20,1±7,3). Die artefaktfreie Anwendung des PR-MLEM auf die physikalischen Phantommessungen und Simulationen mit Hintergrundaktivität ergeben eine Auflösungsverbesserung von durchschnittlich 17% bis zu einer mittleren FWHM von 2,5±0,4 mm. Für einzelne Linienquellen ist eine Auflösungsverbesserung von bis zu 46% möglich ohne die Entstehung von Bildartefakten [5].

Zusammenfassung: Basierend auf Monte Carlo Simulationen mit GATE war es möglich eine komplette Rekonstruktionsprozedur für nichtreine, hochenergetische Positronenstrahler zu etablieren. Die Methode wurde durch mehrere Phantomsimulationen und –messungen validiert und konnte erfolgreich in die präklinische Routine implementiert werden.

Anhang 1

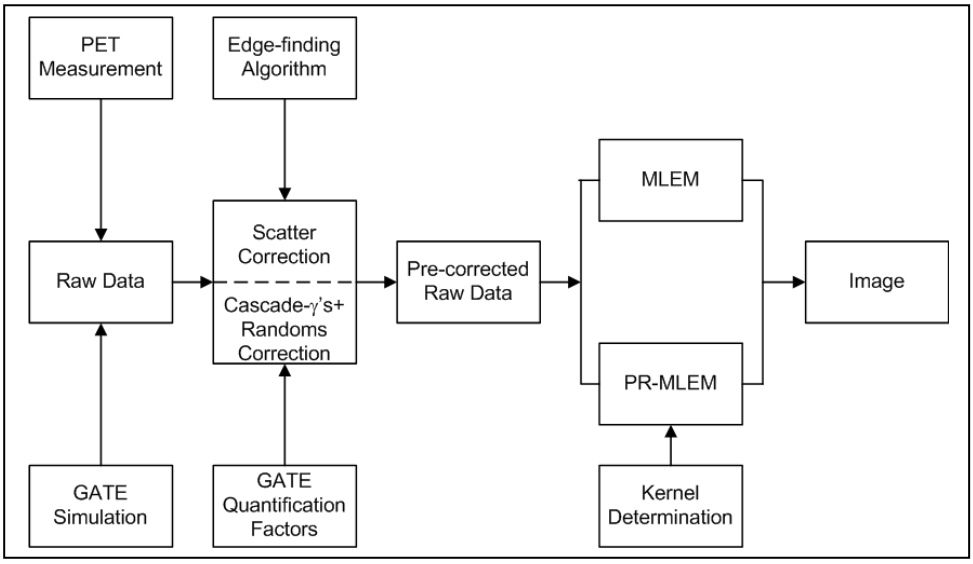


Abb.1: Workflow zur Datenkorrektur für I-124

Anhang 2

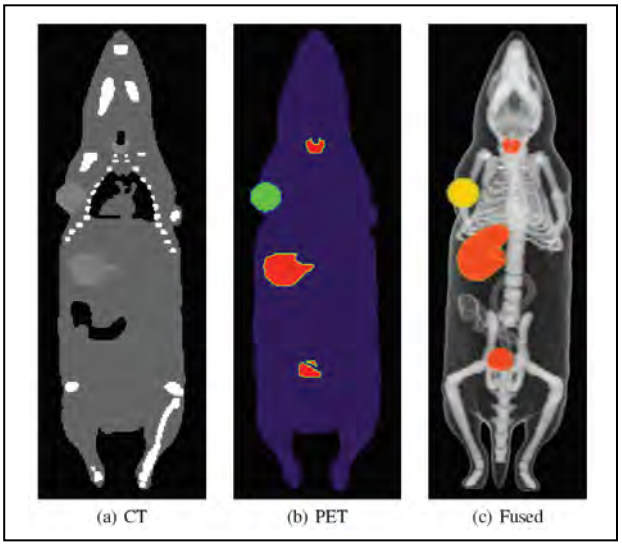


Abb.2: Verwendetes MOBY Mausvoxelphantom in GATE

Anhang 3

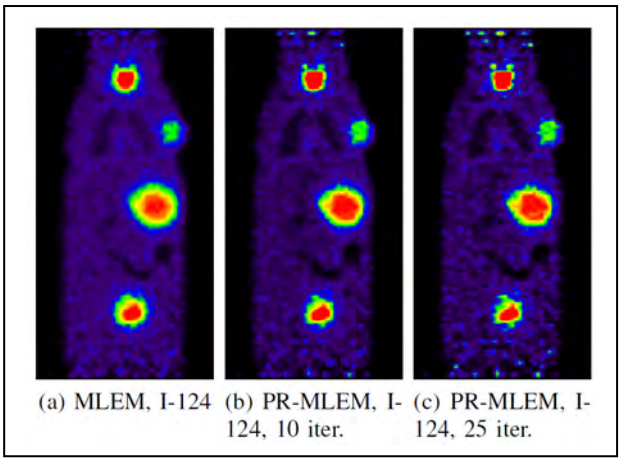


Abb.3: Rekonstruktionen des MOBY Mausvoxelphantoms

Anhang 4

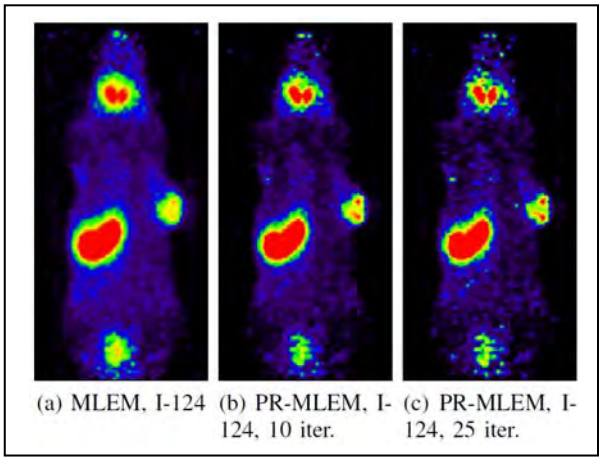


Abb.4: Rekonstruktionen einer gemessenen Mausstudie

Literatur

[1] H. de Jong et al., “High Resolution PET imaging characteristics of Ga-68, I-124 and Zr-89 compared to F-18,” IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record (2005), S. 1624–1627.
[2] S. Jan et al., “A major enhancement of the GATE simulation platform enabling modelling of CT and radiotherapy,” Phys. Med. Biol. 56 (2011), S. 881–901.
[3] C. Ross Schmidtlein et al., “Validation of GATE Monte Carlo simulations of the GE Advance/Discovery LS PET scanners,” Med. Phys. 33 (2006), S. 198–208.
[4] K. Thielemans et al., “STIR: software for tomographic image reconstruction release 2,” Phys. Med. Biol. 57 (2012), S. 867–883.
[5] S. Sauerzapf et al., „Analyse und Optimierung einer Positronenreichweitenkorrektur innerhalb der iterativen Rekonstruktion für die Kleintierbildgebung 2012“ (43. Jahrestagung DGMP in Jena, 2012).

179 Ortsabhängige Totzeitkorrektur in der planaren kontinuierlichen Ganzkörperszintigraphie unter Verwendung von Tc-99m und I-131

H. Pommer[1], W.T. Kranert[1], C. Happel[1], F. Grünwald[1]
[1]Johann Wolfgang Goethe-Universität, Klinik für Nuklearmedizin, Frankfurt am Main

Fragestellungen: Im Rahmen einer Radionuklidtherapie werden den Patienten hohe Aktivitäten eines Nuklids wie I-131 injiziert. Zur posttherapeutischen Dosimetrie wird der Verlauf der Aktivität im Patienten, den Organen und im Tumor mit Hilfe einer Serie von Ganzkörperaufnahmen mit der Gammakamera erfasst. Während der kontinuierlichen Bewegung der Detektorköpfe über den Patienten variiert bei der Ganzkörperszintigraphie je nach Detektorposition und Aktivitätsverteilung die Rate von angebotenen Quanten im Field of View (FOV) und somit auch die sich ergebenden Totzeiteffekte. Dies führt zu regional unterschiedlichen Zählratenverlusten, welche zur Verbesserung der Dosimetrie korrigiert werden müssen. Da die Gammakamera nach dem Anger-Prinzip arbeitet, gilt das Totzeitverhalten des Kamerakopfes für das gesamte FOV und kann demnach mit statischer Szintigraphie evaluiert werden.
In diesem Beitrag wird eine Korrekturmethode vorgestellt, welche auf der Weiterentwicklung der Simulations- und Korrekturalgorithmen von Hobbs et al. [1] basiert. Im speziellen wird das statische Totzeitverhalten einer Doppelkopf-Gammakamera für die Nuklide Tc-99m und I-131 im jeweiligen Photopeak-Energiefenster bestimmt und so das totzeitbehaftete Abbildungsverhalten der Ganzkörperszintigraphie simuliert. Dies wiederum erlaubt eine regionale Totzeitkorrektur der Ganzkörperaufnahme, indem mittels eines iterativen Verfahrens diejenige wahre Zählratenverteilung gesucht wird, welche im simulierten Abbildungsprozess mit der gemessen Zählratenverteilung übereinstimmt.

Material und Methoden: Für die statischen Aufnahmen zur Bestimmung des Totzeitverhaltens der Gammakamera (GE/SMV DST-XL, General Electrics Medical, 5/8" NaI-Kristall) sowie für die Ganzkörperaufnahmen zur Verifikation des Korrekturverfahrens wurden eigens zwei Plexiglasphantome entwickelt (Abb. 1). Die zylinderförmigen Phantome bestehen jeweils aus zwei getrennt befüllbaren konzentrischen Volumina. Die Phantomgrößen sind geeignet ähnliche Streubedingungen wie im Körper zu simulieren. Das Torso-Phantom (Abb. 1, links) besitzt einen Durchmesser von 20 cm und eine Höhe von 30 cm. Das innere Befüllungsvolumen beträgt 230 ml, das äußere 7,95 l. Das Linien-Phantom (Abb. 1, rechts) ist im Durchmesser mit 6 cm wesentlich schmaler, jedoch mit einer Höhe von 51,2 cm deutlich länger als das Torso-Phantom. Das innere Fassungsvermögen liegt bei 100 ml, das äußere bei 1,02 l.

Das Totzeitverhalten wurde für die beiden Nuklide Tc-99m und I-131 in zwei getrennten Zerfallsmessreihe bestimmt. Das Torso-Phantom wurde dabei auf dem Kameratisch zentral zwischen den Detektorköpfen platziert. Beide Kammern des Torso-Phantoms waren mit Wasser gefüllt. Das äußere Volumen war zusätzlich mit einer Anfangsaktivität A_0 des jeweiligen Nuklids gefüllt, so dass es zu deutlichen Totzeitverlusten kam. Tab. 1 zeigt einen Überblick über die Anfangs- und Endaktivitäten A_e sowie zusätzliche Informationen zu den Messreihen. Die statischen Aufnahmen der Zerfallsmessreihe erfolgen in abfallenden 2,5 %-Schritten der Anfangsaktivität A_0. Unterhalb von 2,5 % der Anfangsaktivität wird solange mit dem Abstand einer Halbwertszeit gemessen, bis die Endaktivität A_e (s. Tab. 1) erreicht ist. Die Akquisitionsdauern lagen zwischen 30 und 600 Sekunden bei jeweils konstanten Kameraeinstellungen (Betthöhe, Detektorabstand).
Die Auswertung der Messdaten erfolgte jeweils separat für Nuklid und Detektorkopf. Unter Berücksichtigung der Zählraten im gesamten FOV. Bei den Aufnahmen mit geringer Aktivität können die Totzeitverluste vernachlässigt werden. Mit diesen Messpunkten wurde über einen linearen Fit das tatsächliche Zählratenverhalten der Gammakamera mit dem erwarteten quantifiziert. Die Bestimmung des Totzeitmodells und der Totzeitparameter erfolgte durch Ausgleichsrechnungen nach der Methode der kleinsten Abweichungsquadrate. Hierbei dienen zum einen die beiden grundlegenden Totzeitmodelle, paralysierbar (E, *extended*) und nicht-paralysierbar (N, *non-extended*), wie sie in der Standardliteratur [2] zu finden sind, als Fit-Funktionen mit den jeweiligen Totzeiten als Fit-Parameter. Zum Zweiten werden auch komplexere Modelle mit zwei Totzeiten der bekannten Art in Serie (EE, EN, NE, NN) [3,4] in Betracht gezogen. Anhand der besten Fit-Ergebnisse wird auf das dazugehörige Totzeitmodell und die Totzeitparameter geschlossen.

Zur Verifizierung des Korrekturverfahrens wurden totzeitbehaftete Ganzkörperaufnahmen erstellt, die lokal totzeitkorrigiert und ausgewertet wurden. Deren Akquisition unter Verwendung beider Phantome erfolgte parallel zu den statischen Zerfallsmessreihen. Die Aktivität im wassergefüllten Linien-Phantom

entsprach ca. 25 % der Aktivität im Torso-Phantom. Mit beiden Detektorköpfen wurde eine Serie von Ganzkörperaufnahmen, beginnend mit A_0 (s. Tab. 2) in 10 %-Schritten bis A_e, erstellt. Die relevanten Kameraparameter sowie Phantomaktivitäten sind in Tab. 2 dargestellt. Die Scangeschwindigkeit v betrug bei der ersten Aufnahme 200 cm/min und wurde mit abfallender Aktivität angepasst.
Die Ganzkörperaufnahme lässt sich als Überlagerung von pixelweise vorrückenden statischen Aufnahmen beschreiben, deren Totzeitverluste von der jeweiligen Aktivität im Gesichtsfeld abhängen. In der Region des Torso-Phantoms kommt es aufgrund seiner hohen Aktivität zu deutlichen totzeitbedingten Zählratenverlusten, wobei das Linien-Phantom durch die variierende Aktivität im FOV für zusätzliche positionsabhängige Totzeitverluste sorgt Diese Verluste führen in der Serie von Aufnahmen zur Verfälschung der gemessenen Halbwertszeit in der Region of Interest (ROI) des Torso-Phantoms. Durch die Korrektur der Zählraten wird auch die Halbwertszeit korrigiert. Die Auswertung erfolgt über die Zählraten einer rechteckigen ROI über dem Torso-Phantom und deren geometrischen Mittel aus ventraler und dorsaler Aufnahme. Als Güte der Korrektur wurde die aus den korrigierten Bildern errechnete Halbwertszeit, verglichen mit dem Literaturwert, herangezogen.
Zur Korrektur wurde eine Softwareapplikation mit graphischer Benutzeroberfläche entwickelt, welche die Ganzkörperaufnahmen im DICOM-Format übernimmt, deren Bilddaten korrigiert und in einer neuen DICOM-Datei standardkonform speichert. Die implementierte Korrekturmethode basiert auf Simulations- und Korrekturalgorithmen, welche die Bewegung der Detektorköpfe und somit die ortsabhängigen Totzeitverluste während der Akquisition berücksichtigen.

Ergebnisse: Der Zusammenhang zwischen erwarteter Zählrate und gemessener Zählrate ist für beide Nuklide in Abb. 2 dargestellt. Für beide Nuklide konnte das Zählratenverhalten der Gammakamera (statische Akquisition) mit dem folgenden Totzeitmodell von zwei paralysierbaren Totzeiten, in Serie (EE-Modell) am besten beschrieben werden [3]:

$$\mu = \rho\, e^{-\rho \tau_1} \cdot [1 - \rho\, e^{-\rho \tau_1} (\tau_2 - \tau_1)] \quad (1)$$

Die resultierenden Totzeiten der Ausgleichsrechnung sind für beide Nuklide in Tab. 3 gezeigt. Die unterschiedlichen Totzeiten für beide Nuklide rühren einerseits daher, dass im jeweiligen Photopeak-Energiefenster ein unterschiedlicher Anteil von Ereignissen des gesamten Energiespektrums berücksichtigt wird, die Totzeitverluste jedoch von der gesamten angebotenen Ereignisrate abhängen. Da der Anteil der Ereignisse außerhalb des Energiefensters für I-131 höher ist, führt dies zur Vergrößerung der Totzeiten für I-131 im Vergleich zu Tc-99m. Ein weiterer Faktor für die numerisch unterschiedlichen Totzeiten beider Nuklide ist eine mögliche Energieabhängigkeit. Die im Mittel höheren Energien bei I-131 haben in der Signalverarbeitung größere Pulslängen zufolge, was sich auf die Totzeiten übertragen kann.
Die Serie der akquirierten Ganzkörperaufnahmen beider Nuklide werden mit Hilfe der bestimmten Totzeiten und der oben beschriebenen Softwareapplikation korrigiert. Exemplarisch ist in Abb. 3 das Original sowie das korrigierte Pendant der ersten Ganzkörperaufnahme der Iod-Serie gezeigt. Die erfolgten Zählratenkorrekturen aufgrund der Totzeitverluste sind deutlich zu erkennen. Zu sehen ist auch die Anhebung der Zählrate des Linienphantoms in der Nähe des hochaktiven Torso-Phantoms. Die graphische Auswertung inkl. der linearen Fits sind für die unkorrigierten sowie korrigierten Aufnahmen für beide Nuklide in Abb. 4 dargestellt. Die resultierenden Halbwertszeiten sowie deren Abweichung vom Literaturwert,

$$e_{lit} = \left| 1 - \frac{t_{1/2}^{\exp}}{t_{1/2}^{lit}} \right| \quad (2)$$

sind in Tab. 4 zusammengefasst. In Abb. 4a und c werden die Totzeitverluste anhand der Abweichung der Messpunkte vom halblogarithmischen Fit deutlich, in Abb. 4b und d sind die Verhältnisse nach der Korrektur gezeigt, dabei erfolgen effektive Zählratenkorrekturen des Torso-Phantoms von über 40 % für Tc-99m und von bis zu 75 % für I-131. Die numerische Auswertung über die Halbwertszeitbestimmung macht die Totzeitverluste durch die Abweichungen vom Literaturwert von 12(3) % in der Technetium- und 30(5) % in der Iod-Serie überaus deutlich. Dabei ist zu beachten, dass die späten Messpunkte der Serie, welche weitaus geringere Totzeitverluste aufweisen, die bestimmte Halbwertszeit zu deren Gunsten beeinflusst. Im Allgemeinen haben Anzahl und Verteilung der Messpunkte einen Einfluss auf die bestimmten Halbwertszeiten. Durch die Korrektur der Ganzkörperaufnahmen kann die Halbwertszeit für die Tc-99m-Messreihe von 12(3) % auf 1,2(2) % und für die I-131-Messreihe von 30(5) % auf 1,7(4) % genau bestimmt werden. Die Anzahl und die Verteilung der Messpunkte über das Fit-Intervall beeinflusst dabei die Berechnung der Halbwertszeit

für den unkorrigierten Fall. Mit diesen guten Ergebnissen für beide Nuklide wird die Anwendbarkeit der Korrekturmethode bezüglich der ortsabhängigen Totzeitverluste einer Ganzkörperaufnahme bestätigt.

Zusammenfassung: Die totzeitbedingten Zählratenverluste einer planaren Ganzkörperaufnahme sind aufgrund der variierenden Aktivität im Gesichtsfeld der Gammakamera während der kontinuierlichen Bewegung der Detektorköpfe ortsabhängig. Im Rahmen einer Radionuklidtherapie werden den Patienten hohe Aktivitäten appliziert und deren Verteilung mit Hilfe einer Serie von Ganzkörperaufnahmen erfasst. Die posttherapeutische Dosimetrie verlangt eine genaue Quantifizierung der Ereignisse der gesamten Aufnahme sowie des zeitlichen Verlaufs von lokalen Anreicherungen. Dazu ist eine Korrektur der regional unterschiedlichen Zählverluste in der Ganzkörperaufnahme aufgrund der ortsabhängigen Totzeiteffekte erforderlich. In diesem Beitrag wurde die experimentelle Verifizierung einer entsprechenden Korrekturmethode vorgestellt. Hierbei konnte mit Hilfe von zwei Plexiglas-Phantomen in einer Serie von Ganzkörperaufnahmen die Halbwertszeit des Nuklids Tc-99m von 112(3) % auf 98(8) % des Literaturwertes und für I-131 von 130(5) % auf 101,7(4) % des Literaturwertes korrigiert werden.

Anhang 1



Abb.1: Fotografie der beiden Plexiglasphantome. Torso-Phantom links, Linien-Phantom rechts.

Anhang 2

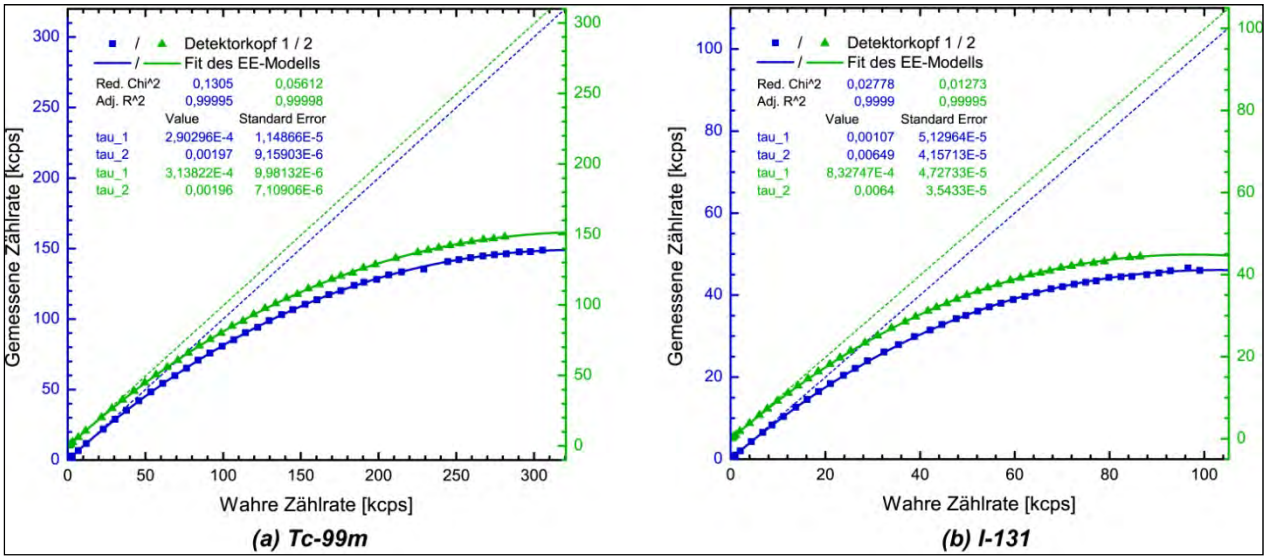


Abb.2: Darstellung von erwarteter und gemessener Zählrate der Technetium-Messreihe in (a) und der Iod-Messreihe in (b) für beide Detektoren inklusive der Fit-Ergebnisse (durchgezogene Linien) für das EE-Modell nach Gleichung (1). Die gestrichelten Linien stellen das ideale Zählratenverhalten dar. Um die Zählratenverläufe und dazugehörigen Fits der beiden Detektoren getrennt wahrnehmen zu können, sind die farblich passenden y-Achsen um 10 kcps in (a) und 5 kcps in (b) gegeneinander verschoben. Da die Darstellung der Zählraten in kcps erfolgt, sind die Fit-Resultate der Totzeiten in 10^{-3} s angegeben.

Anhang 3

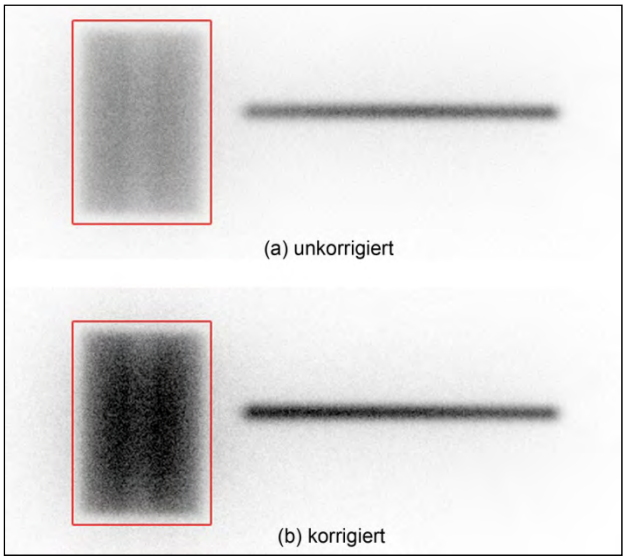


Abb.3: Exemplarisch ist die erste Ganzkörperaufnahme der I-131 Serie gezeigt, s.a. Abb 4c und 4d. In (a) ist das Original und in (b) die korrigierte Version zu sehen. Die Grauwert-Kontrast-Einstellungen, auch Fensterung genannt, sind für das Bild der originalen und der korrigierten Ganzkörperaufnahme identisch. Die verwendete ROI zur Auswertung der Zählraten im Torso-Phantom wird durch das rote Rechteck markiert.

Anhang 4

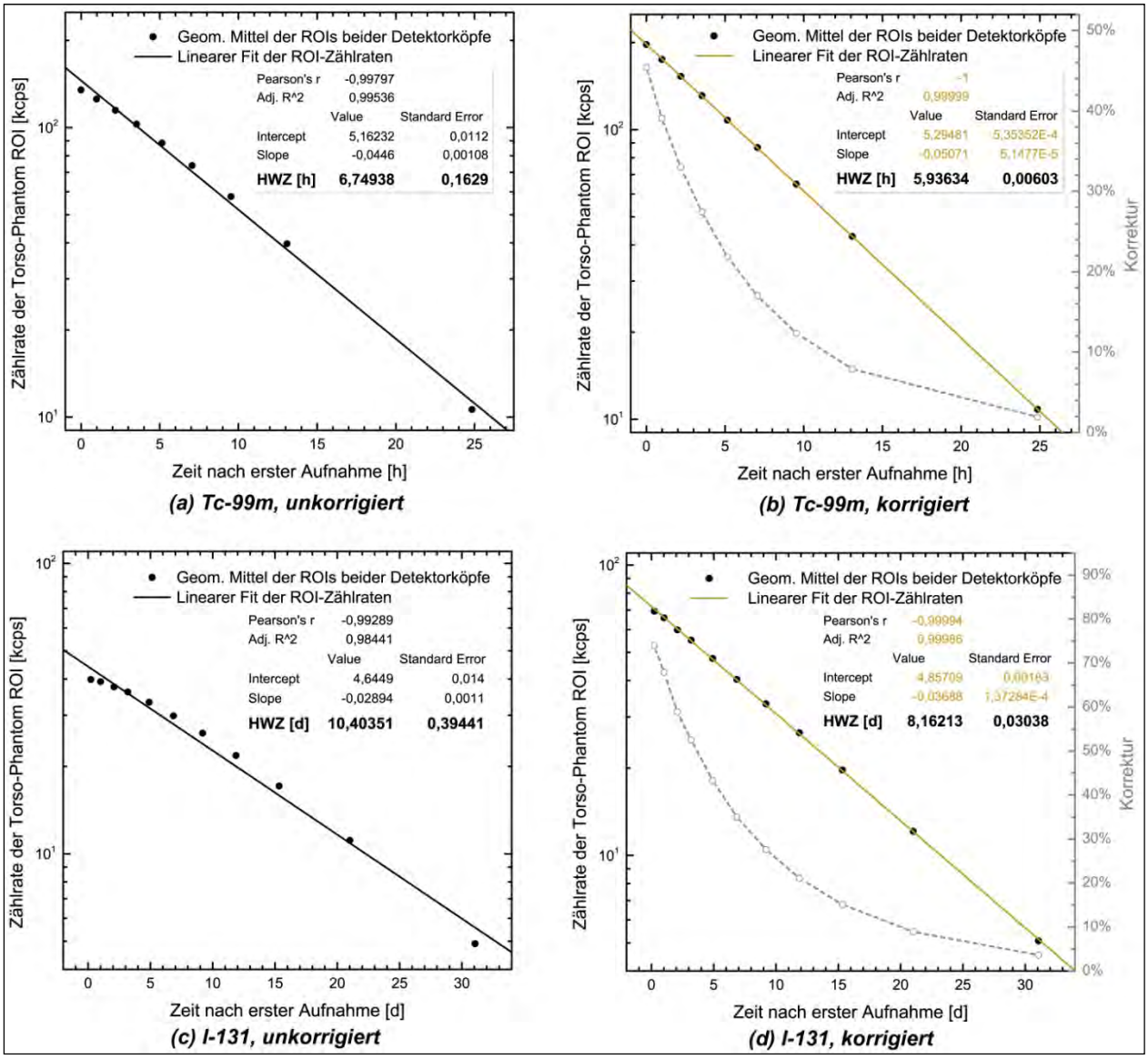


Abb.4: Ergebnisse der Bestimmung der Halbwertszeit beider Nuklide im Torso-Phantom. In halblogarithmischer Darstellung ist jeweils das geometrische Mittel aus den ROI-Zählraten beider Detektorköpfe gegen den zeitlichen Abstand zur ersten Ganzkörperaufnahme aufgetragen. Mit Hilfe der Steigung $m \pm \sigma_m$ des linearen Fits in dieser Darstellung lässt sich direkt die HWZ und deren Fehler bestimmen: $t_{1/2} = \log(2) / m$, $\sigma_{1/2} = \log(2) / m^2 * \sigma_m$. Die rechte y-Achse (grau) und der farblich passende Graph geben die erfolgte prozentuale effektive Korrektur der ROI-Zählraten an.

Anhang 5

	Tc-99m	I-131
A_0 [MBq]	7890	2120
A_e [MBq]	4,77	1,25
Messzeitraum [d]	2,7	86,1
Messpunkte	44	43
Photopeak [keV]	140	364
20%-Fenster [keV]	126 - 154	327,6 - 400
Kollimatoren	LEHR	HEAP
Pixelmatrix	512 x 512	512 x 512
Pixeltiefe	byte	byte
Halbwertszeit	6.0067(5) h	8.0252(6) d

Tab. 1: Übersicht über die verwendeten Aktivitäten und Kameraeinstellungen zur Bestimmung des Totzeitverhaltens der Gammakamera.

Anhang 6

	Tc-99m	I-131
Torso-Phantom		
$A_{0,T}$ [MBq]	5755	2110
$A_{e,T}$ [MBq]	280	144
Linien-Phantom		
$A_{0,L}$ [MBq]	1142	555
$A_{e,L}$ [MBq]	56	38
Anzahl der Szintigramme	9	11
Scanlänge [cm]	141	156
Photopeak [keV]	140	364
20%-Fenster [keV]	126 - 154	327,6 - 400
Kollimatoren	LEHR	HEAP
Pixelmatrix	2048 x 512	2048 x 512

Tab. 2: Übersicht über die verwendeten Aktivitäten und Kameraeinstellungen während der Akquisition der Ganzkörperaufnahmen.

Anhang 7

		Detektor 1	Detektor 2
Tc-99m	$_1$ [µs]	0,290(1)	0,313(10)
	$_2$ [µs]	1,970(9)	1,960(7)
I-131	$_1$ [µs]	1,07(5)	0,83(5)
	$_2$ [µs]	6,49(4)	6,40(4)

Tab. 3: Übersicht der aus den Fits nach Abb. 2 resultierenden Totzeiten des EE-Modells aus Gleichung (1).

Anhang 8

		HWZ $t_{1/2}$	e_{lit} [%]
Tc-99m	unkorrigiert	6,7(2) h	12(3)
	korrigiert	5,936(6) h	1,2(2)
I-131	unkorrigiert	10,4(4) d	30(5)
	korrigiert	8,16(3) d	1,7(4)

Tab. 4: Ergebnisse der Halbwertszeitbestimmung von Tc-99m und I-131 im Torso-Phantom für die unkorrigierten sowie korrigierten Aufnahmen. Die Literaturwerte der HWZs sind in Tab. 1 gezeigt. Die Unsicherheiten der bestimmten Halbwertszeiten ergeben sich aus den Standardabweichungen der linearen Fits. Diese führen wiederum zu den Unsicherheiten in den relativen Abweichungen vom Literaturwert.

Literatur

[1] Hobbs, R.F., S. Baechler, S. Senthamizhchelvan, A.R. Prideaux, C.E. Esaias, M. Reinhardt, E.C. Frey, D.M. Loeb und G. Sgouros: *A gamma camera count rate saturation correction method for whole-body planar imaging*. Physics in medicine and biology, 55:817, 2010.
[2] Knoll, G.F.: *Radiation detection and measurement*. J Wiley & Sons, 3rd Auflage, 2000.
[3] Choi, H.D.: *Counting statistics distorted by two dead times in series which end with an extended type dead time*. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 599(2):251–259, 2009.
[4] Choi, H.D.: *Counting statistics modified by two dead times in series*. Nucl. Eng. Technol. Nuclear Engineering and Technology, 43(3):287–300, 2011.

180 Thoraxphantom „Wilhelm“ zur Validierung von geplanten Dosisverteilungen in bewegten Zielvolumina in der Strahlentherapie

B. Czekalla[1], C. Moustakis[2], F. Büther[1], I. Ernst[2], K. Schäfers[1]
[1]European Institute for Molecular Imaging, Universitätsklinikum Münster , Münster, Deutschland
[2]Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie – Radioonkologie, Universitätsklinikum Münster , Münster, Deutschland

Fragestellungen: Atem- und Herzbewegung haben bei der Definition der Planungsvolumina im Bereich des Thorax einen großen Einfluss in der Strahlentherapie. Methoden zur Abschätzung dieser Bewegungen mittels bildgebender Verfahren werden eingesetzt, um einen für den Patienten optimalen (schonenderen) Bestrahlungsplan zu erstellen. Zur genauen Validierung dieser Verfahren wurde in dieser Studie ein MRT/CT/PET-kompatibles Thoraxphantom mit verschiedenen Kompartimenten weiterentwickelt, um die Bewegung eines zu bestrahlenden Zielvolumens während der Akquisition der Planungsdaten mittels CT bzw. PET/CT und anschließender Bestrahlung im Linearbeschleuniger simulieren zu können.

Material und Methoden: Das Thoraxphantom umfasst die in Abb. 1 dargestellten Organkompartimente, die realistischen Atem- und Herzbewegungen unterzogen werden können. Zur Simulation einer Läsion bzw. eines Tumors kann eine kleine Quelle über einen Schlauch zu einer Vorrichtung am Diaphragma (siehe Abb. 1: Halter) geschoben werden. Für die Bestrahlung kann über denselben Schlauch eine Ionisationskammer genau an die Position der vorher platzierten Quelle geschoben werden.
In einem ersten Experiment wurde eine CT (Toshiba Aquilion LB) in Exspiration und Inspiration mit einer Amplitude von 20 mm durchgeführt. Anschließend wurde die Bewegungsdetektion auf Basis der CT-Daten vorgenommen und anschließend bei der Bestrahlungsplanung berücksichtigt. Die Bestrahlung des Phantoms mit dem Linearbeschleuniger Varian TrueBeam™ (siehe Abb. 2) wurde einmal statisch in Exspiration und zweimal dynamisch mit Atembewegung (Amplitude 20 mm, Atemperiode 4 s) durchgeführt. Bei der Bestrahlung im bewegtem Zustand wurde zum einem ein Bestrahlungsplan auf Basis der statischen CT-Daten und zum anderen ein Plan auf Basis der CT-Daten mit Berücksichtigung der Bewegungsdaten verwendet.

Ergebnisse: Die ersten Messergebnisse zeigen einen deutlichen Unterschied bei der Bestrahlung mit und ohne Berücksichtigung der Bewegungsinformation. Die im Zielvolumen gemessene Dosis (17,3 Gy) unter Einbeziehung der Bewegungsinformation (aufgelöste Bewegung: 20 mm) in der Planung liegt deutlich näher an der berechneten Planungsdosis (17,4 Gy) als bei der Planung ohne Berücksichtigung der Bewegungsinformation (11,3 Gy). Im Durchschnitt liegt die Abweichung der berechneten Dosis zur gemittelten gemessenen Dosis (Bestrahlung mit Bewegungsinformation) bei weniger als 3%.

Zusammenfassung: Das weiterentwickelte Thoraxphantom erlaubt es, verschiedene Organe und deren Bewegungen sowohl für die Planung mittels PET/CT oder MRT, als auch während der Bestrahlung definiert und reproduzierbar zu simulieren. Mit Hilfe einer am Diaphragma platzierten Ionisationskammer ist es möglich, die Dosis verschiedener Bestrahlungspläne zu überprüfen. In Zukunft können somit verschiedene Methoden der Bewegungsberücksichtigung für den Einsatz in der Bestrahlungsplanung validiert werden.

Anhang 1

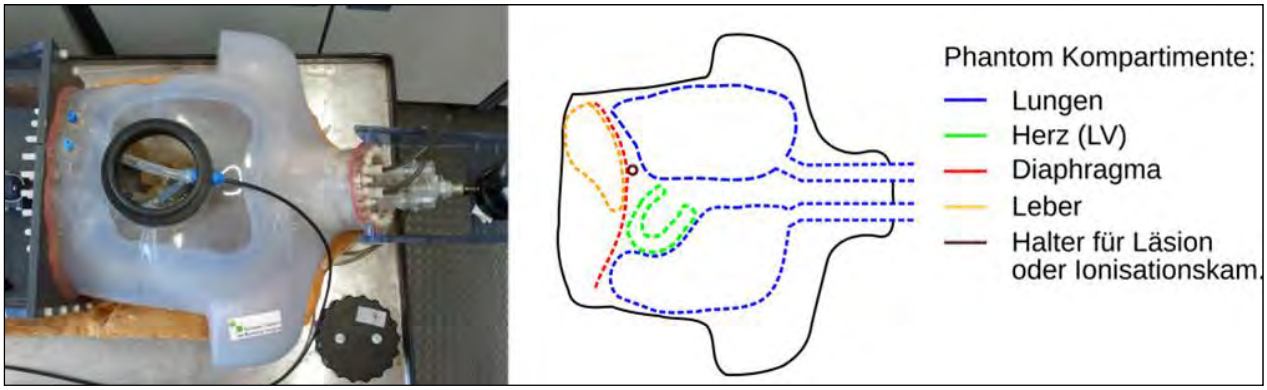


Abb.1: Thoraxphantom mit Darstellung der enthaltenen Kompartimente

Anhang 2



Abb.2: Thoraxphantom während der Bestrahlung im Varian TrueBeam™

181 Entwicklung eines tracerspezifischen PET-Templates des Rattenhirns für die Cannabinoid-Rezeptor-Bildgebung

A. Kronfeld[1], S. Maus[2], N. Afahaene[2], W. Müller-Forell[1], B. Lutz[3], M. Schreckenberger[2], I. Miederer[2]
[1]Universitätsmedizin Mainz, Institut für Neuroradiologie, Mainz, Deutschland
[2]Universitätsmedizin Mainz, Klinik für Nuklearmedizin, Mainz, Deutschland
[3]Universitätsmedizin Mainz, Institut für Physiologische Chemie, Mainz, Deutschland

Fragestellung: Verglichen mit den Strukturen der Gehirnanatomie ist das Auflösungsvermögen der Positronen-Emissions-Tomographie (PET) niedrig. Dies stellt insbesondere in der Kleintier-PET-Bildgebung eine Herausforderung dar. Um trotzdem eine akkurate und reproduzierbare Volume-of-Interest (VOI)-Positionierung zu ermöglichen, bietet sich die Verwendung eines Templates an [1]. Ziel dieser Arbeit ist daher die Entwicklung eines tracerspezifischen Cannabinoid-Type 1 (CB1) PET-Templates auf der Basis von coregistrierten MR-Daten.

Material und Methoden: 5 männliche Sprague-Dawley Ratten (12 Wochen) wurden im MRT und 2 Tage später im PET gemessen. Alle MRT-Aufnahmen wurden an einem Magnetom Trio (3 Tesla, Siemens Medical Solutions, Erlangen) durchgeführt. Hierfür wurden die Ratten mit dem Kopf in einer Ringspule mit einem Durchmesser von 4 cm platziert. Es wurden unter anderem T1- (MPRAGE) und T2-(TurboSpinecho) gewichtete 3D-Aufnahmen mit einer Isovoxelauflösung von 0.3 mm³ erstellt. Die Messzeit betrug 55 min pro Ratte. Die PET-Daten wurden an einem Kleintier-PET-Scanner (Focus 120, Siemens Medical Solutions USA, Inc.) erhoben. Zur Aufnahme der PET-Daten erhielten die Tiere eine Aktivität von 20 MBq des Cannabinoid-Typ 1 (CB1) Rezeptor-Tracers [^{18}F]MK-9470 und wurden über einen Zeitraum von 60 min gemessen. Die PET-Daten wurden mit Filtered Backprojektion rekonstruiert. Für die weitere Verarbeitung wurde ein Summenbild (40-60 min) verwendet.
Zunächst wurden alle PET-Daten auf ihre korrespondierenden MRT-Daten coregistriert. Die T1-gewichteten MRT-Bilder wurden hinsichtlich ihrer spulenbedingten Inhomogenität korrigiert und ein Mittelwertbild berechnet. Anschließend wurden die individuellen MRT mit Hilfe einer 12-Parameter affinen Transformation (SPM5) auf das T1-Mittelwertsbild räumlich normalisiert. Die berechneten Transformationsparameter wurden auf die PET-Daten angewendet. Die Mittelwertbildung der MRT- und PET-Daten ergab jeweils ein MRT- und PET-Template. Zur Validierung des PET-Templates wurde ein bereits auf das Template registrierter PET-Datensatz räumlich manipuliert (5 Translation, 5 Rotation, 5 Skalierung, 5 Kombination) und wieder normalisiert. Der prozentuale Grauwertfehler wurde vor und nach Normalisierung in 3 VOI (Frontalhirn, Kleinhirn, Hirnstamm) bestimmt.

Ergebnisse: Abbildung 1 zeigt das fusionierte PET-MRT-Template. Die visuelle Überprüfung zeigte im PET-Template die für den Tracer [^{18}F]MK-9470 typische Anreicherung in der grauen Hirnsubstanz. Die prozentualen Grauwertfehler verbesserten sich insgesamt von im Mittel 11,35% ± 12,85% vor der Normalisierung auf 4,02% ± 4,53% nach der Normalisierung (Tabelle 1).

Zusammenfassung: Zur räumlichen Normalisierung von Kleintier-CB1-PET-Bildern ist ein für diesen Tracer spezifisches PET bzw. ein anatomisches MRT-Template des Hirns erstellt worden. Das entwickelte Template erlaubt das Matchen von entsprechenden CB1-PET-Bilder und bildet die Voraussetzung für die genaue Definition von VOI und somit der Quantifizierung der Daten.

Literatur

[1] Casteels, C. et al., Construction and evaluation of multitracer small-animal PET probabilistic atlases for voxel-based functional mapping of the rat brain, J Nucl Med. 2006 Nov;47(11):1858-66.

Anhang 1

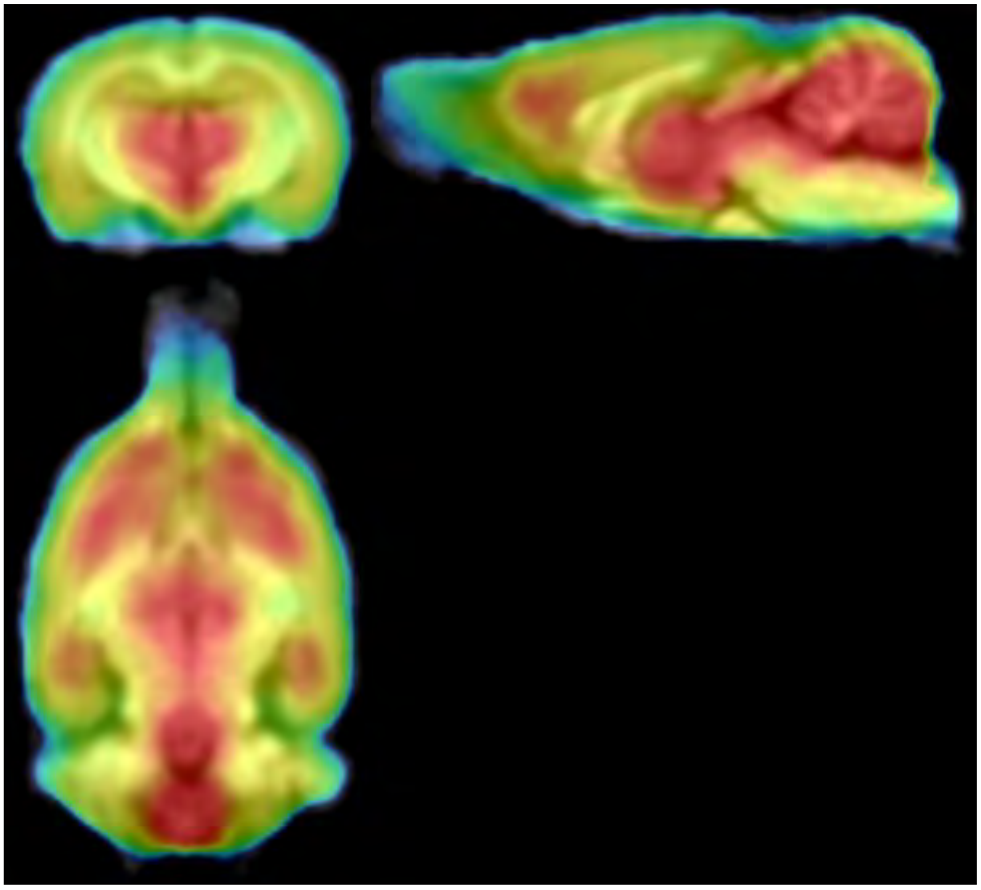


Abb. 1: Fusioniertes PET-MRT- in Template in coronaler, sagittaler transversaler Ansicht.

Anhang 2

Manipulation / VOI-Position		Translation	Rotation	Skalierung	Kombination
Frontalhirn	vor	12,35 ± 5,24	4,19 ± 0,44	2,53 ± 2,13	14,48 ± 9,08
	nach	5,66 ± 2,21	2,86 ± 0,29	1,72 ± 1,45	7,05 ± 5,33
Kleinhirn	vor	9,81 ± 1,65	6,90 ± 2,03	8,37 ± 9,51	7,43 ± 2,85
	nach	1,5 ± 8,5E-05	1,5 ± 5,4E-05	1,51 ± 0,02	1,53 ± 0,05
Hirnstamm	vor	33,01 ± 13,94	8,34 ± 2,38	3,10 ± 1,04	25,69 ± 24,92
	nach	8,35 ± 4,60	3,51 ± 0,52	2,10 ± 0,66	10,94 ± 8,62
alle VOI	vor	18,39 ± 13,52	6,47 ± 2,51	4,67 ± 6,24	15,87 ± 17,14
	nach	5,17 ± 4,08	2,63 ± 0,91	1,78 ± 0,95	6,51 ± 7,01

Tab. 1: Prozentuale Fehler des Grauwerts gegenüber dem Originalbild den drei Hirnregionen vor und nach Normalisierung auf das PET- und Template.

182 Untersuchung der Radionuklidreinheit verschiedener Radiopharmaka

F. Sudbrock[1], K. Schomäcker[1], T. Fischer[1], A. Drzezga[1]
[1]Uniklinik Köln, Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin, Köln, Deutschland

Fragestellungen: Eine vereinfachte Überprüfung der Radionuklidreinheit bei ^{99}Mo / ^{99m}Tc Generatoren (Molydbändurchbruch) ist eine regelmäßig geforderte Qualitätskontrolle für ^{99m}Tc-markierte Radiopharmaka [1]. Bei vielen anderen Radiopharmaka wird der Gehalt an möglichen langlebigen Verunreinigungen jedoch nicht regelmäßig überprüft. Darüber hinaus gewinnen neue Radionuklide für radioaktive Arzneimittel mehr und mehr an Bedeutung, bei denen die Frage nach möglichen langlebigen Verunreinigungen noch zu klären ist, u. A. weil viele systematische Studien zur Radionuklidreinheit vor langer Zeit durchgeführt worden sind [2, 3].
Für eine Auswahl verschiedener Radiopharmaka oder deren Vorstufen (Generatoreluate) wurden daher im Rahmen dieser Arbeit ausführliche Zerfallskurven bestimmt. Nach einer ausreichenden Abklingzeit der Ursprungsaktivität wurden die noch vorhandenen Nuklide mittels hochauflösender Gammaspektrometrie identifiziert und quantifiziert. Über einen Zeitraum von mehr als zwei Jahren wurde im Rahmen dieser Studie auch die Langzeitstabilität von ^{68}Ge / ^{68}Ga Generatoren untersucht, da ein möglicher Durchbruch von langlebigem ^{68}Ge nach längerer Standzeit eine bislang ebenfalls nicht ausreichend geklärte Frage ist.

Material und Methoden: Als Proben dienten Generatoreluate sowie Rückstellproben verschiedener Radiopharmaka (Übersicht Tab. 1). Messungen von Proben mit hoher Aktivität wurden mit verschiedenen Aktivimetern durchgeführt. Nach Abklingen wurden die Proben mit einem Reinstgermaniumdetektor (High Purity Germanium Detektor, HPGe) ausgemessen. Der Detektor besitzt ein hohes Auflösungsvermögen (1,9 keV @ 1332 keV). Die Ansprechfunktion für die Messposition der Proben wurde mit einem Multielement-Standard bestimmt. Die Auswertung erfolgte mit dem Programm Gamma-W, welches in der Lage ist, auch komplexe Multiplettstrukturen in den Spektren zu entfalten [4]. Da oftmals sehr geringe Aktivitäten vorlagen, wurden regelmäßig Untergrundspektren über längere Zeit (2 - 8 Tage) aufgenommen.

Ergebnisse: Eine vollständige Zerfallskurve über mehr als neun Größenordnungen der Aktivität wird am Beispiel eines ^{99m}Tc Eluats (A ~ 100 MBq) in Abb. 1 gezeigt. Die frühen Messungen mittels Aktivimeter ergeben mit den Werten der Gammaspektrometrie eine zusammenhängende Zerfallskurve, bei der die daraus bestimmten physikalischen Halbwertszeiten von ^{99m}Tc (6 h) und ^{99}Mo (66 h) die Literaturwerte sehr gut reproduzieren. Der Molybdändurchbruch ist mit etwa 40 Bq zum Zeitpunkt der Elution ausgesprochen gering (< 1 ppm).
Der Durchbruch von ^{68}Ge ist für vier Generatoren jeweils über die gesamte Verwendungszeit bestimmt worden. Bezogen auf die Aktivität des ^{68}Ga Eluats werden bei den ersten 25 Elutionen Werte von unter 30 ppm für den ^{68}Ge Durchbruch gefunden. Der Gehalt an langlebigem Germanium steigt danach mit einem unregelmäßigen Verlauf auf Werte im Bereich von 100 - 500 ppm an (Abb. 2). Nach den Markierungen mit dem Chelator DOTATATE wird der Gehalt ^{68}Ge stark abgereichert. Das Nuklid kann in den Rückstellproben der Markierungsansätze oftmals gar nicht oder nicht sicher nachgewiesen werden, bzw. es werden nur noch Aktivitäten bis zu 15 Bq gemessen.
Das Vorliegen langlebiger Europiumnuklide in ^{153}Sm ist berichtet worden [5]. In zwei Rückstellproben von ^{153}Sm-Quadramet® (A ~ 100 MBq) wurden Aktivitäten von etwa 2 kBq ^{152}Eu sowie jeweils 1 kBq ^{154}Eu und ^{156}Eu gefunden (Anteil der Summe langlebiger Nuklide etwa 40 ppm).
Ein langlebiges Nuklid wurde im $^{177}LuCl_3$ eines Herstellers anhand von über 40 Gammalinien mit zerfallskorrigierten Aktivitäten von etwa 20 kBq (A ~ 100 MBq) sicher nachgewiesen (^{177m}Lu, Anteil etwa 200 ppm). Dieser Anteil entspricht aber den Spezifikationen des Herstellers für dieses Produkt (< 0,05%). Weitere langlebige Verunreinigungen konnten bislang nicht eindeutig identifiziert werden.
Die Gammaspektren der Kapseln für die Radioiodtherapie zeigen nach Abklingen des ^{131}I keine weiteren Peaks, die nicht in den zugehörigen Untergrundspektren zu finden sind.

Zusammenfassung: Die Bestimmung der Radionuklidreinheit gängiger radioaktiver Arzneimittel kann präzise mittels Gammaspektrometrie erfolgen. Das Verfahren ist jedoch aufwändig, so dass es sich allenfalls zu einer stichprobenartigen Überprüfung eignet. Die gammaspektrometrische Analyse eignet sich damit aber auch zur Kalibrierung der Aktivimeter für die Messung langlebiger Verunreinigungen.
Die gefunden langlebigen Verunreinigungen sind in aller Regel ausgesprochen gering und liegen oftmals weit unter den geforderten Grenzwerten (^{99}Mo / ^{99m}Tc Generator). Allerdings zeigt die Längschnittuntersuchung der ^{68}Ge / ^{68}Ga Generatoren, dass der ^{68}Ge-Durchbruch mit der Zeit deutlich

zunimmt. Die Markierung mit dem Chelator DOTATATE reduziert den ^{68}Ge Anteil im Radiopharmakon fast vollständig.
Die langlebigen Aktivitäten in Proben von ^{153}Sm und ^{177}Lu entsprechen hinsichtlich der gefundenen Nuklide den Angaben der Hersteller. Die Aktivitätsanteile langlebiger Nebenprodukte in unseren Proben lagen unter den herstellerseitigen Angaben zur Radionuklidreinheit.
Die langlebigen Nuklide sind weniger aufgrund ihres geringen Beitrags zur Strahlenexposition des Patienten von Bedeutung, sondern sie stellen vor allem ein Problem bei der Behandlung von Abfällen und Ableitungen von Abwässern ein Problem dar. Überdies ist mit empfindlichen Messgeräten die Aktivität über einen recht langen Zeitraum im Patienten festzustellen.

Literatur

[1] Strahlenschutz in der Medizin. Richtlinie nach der Verordnung über den Schutz vor Schäden durch ionisierende Strahlen (Strahlenschutzverordnung StrlSchV), Gemeinsames Ministerialblatt 2011, 867.
[2] Hammermaier A, Reich E, Bögl W. Chemical, radiochemical, and radionuclide purity of eluates from different commercial fission ^{99}Mo / ^{99m}Tc generators. Eur J Nucl Med. 1986; 12 : 41 - 46.
[3] Barrall RC, Chakalian VM, Colombetti LG, Finston RA. Purity tests of a ^{68}Ge-^{68}Ga generator. Int J Appl Radiat Isot. 1971; 22: 149 - 54.
[4] Westmeier W, Siemon K. New trends in nuclear spectrometry. J Environ Radioact 2013; 117 : 25-30.
[5] Loebe T, Fischer HW, Hettwig B, Detection of (long-lived) Eu-152 in Sm-153-Lexidronam Nuklearmedizin 2013; 52: A82.

Anhang 1

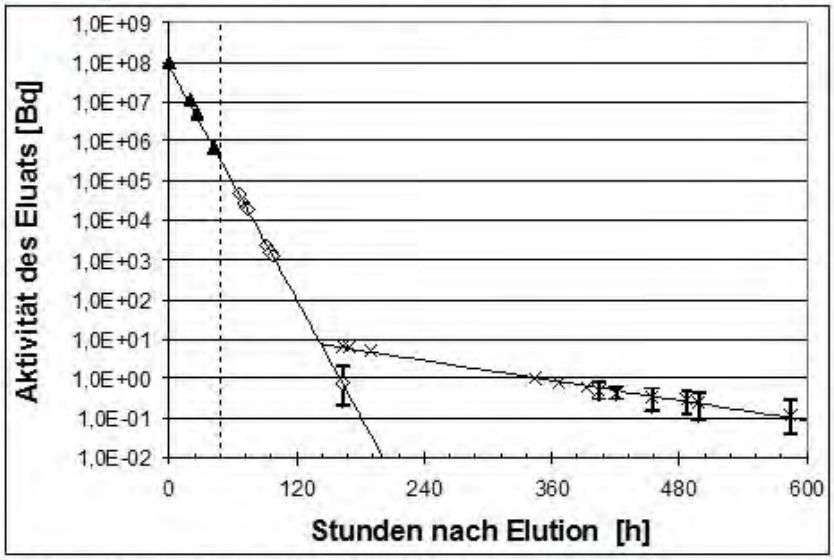


Abb.1: Vollständige Zerfallskurve eines ^{99m}Tc Eluats (Messzeit > 3 Wochen) Messungen 1 - 4 Aktivimeter (▲) Messungen 5 - 18 HPGe (◊ und x)

Anhang 2

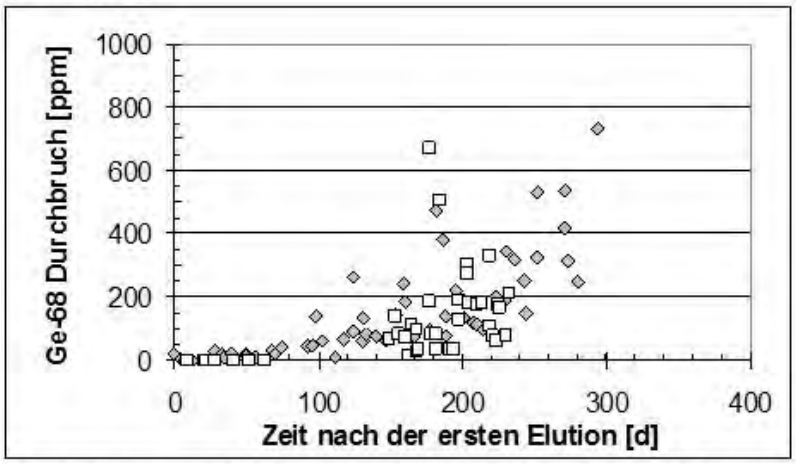


Abb.2: Langzeitverhalten des ^{68}Ge Durchbruchs für zwei ^{68}Ge / ^{68}Ga Generatoren

Anhang 3

Nuklid	Quelle	Hersteller	Proben		
^{68}Ga	Generator	IDB	Generatoreluate (123) ^{68}Ga-DOTATATE (118)		
^{99m}Tc	Generator	IBA Molecular	Generatoreluat (1)		
^{131}I	Kapsel (Radioiodtherapie)	GE Healthcare	Therapiekapseln (5)		
^{153}Sm	^{153}Sm-Quadramet®	IBA Molecular	^{153}Sm-Quadramet Proben (2)		
^{177}Lu	$^{177}LuCl_3$	ITG IDB	$^{177}LuCl_3$ Radiochemikalien (2) $^{177}LuCl_3$ Radiochemikalien (2)		

Tab. 1: Probenbeschreibungen

34. Teletherapie – IMRT

183 Einführungsvortrag – VMAT und Tomotherapie – Patientenspezifische QA

F. Cremers[1]
[1]Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, Klinik für Strahlentherapie, Hamburg

Einleitung
Qualitätssicherung bei VMAT und Tomotherapie ist wichtig wegen der hohen Komplexität sowohl der Bestrahlungsplanung als auch der Applikation der Bestrahlung. Da es kaum eine Korrelation zwischen applizierten Monitoreinheiten (MU) und applizierter Dosis gibt, können Patientenpläne von Plan zu Plan signifikant variieren.
Die Qualitätssicherung (quality assurance QA) kann in eine gerätebezogene und patientenspezifische QA unterschieden werden. Die patientenspezifische Qualitätssicherung in der IMRT basiert im Wesentlichen auf den quantitativen Vergleich zwischen einer mit einem Bestrahlungsplanungsprogramm berechneten und der entsprechenden gemessenen Dosisverteilung. Unterschiede zwischen Messung und Berechnung werden hauptsächlich durch Fehler in der Planung, Positionierung, Applikation oder der Messtechnik verursacht. Die patientenspezifische QA beinhaltet die Verifikation der Dosisverteilung vor der Bestrahlung des Patienten, die Verifikation der Patientenpositionierung und die in-vivo-Dosimetrie während der Bestrahlung. Die Verifikation der Patientenpositionierung ist Teil der bildgeführten Strahlentherapie (IGRT) und wird hier nicht diskutiert. Klassische in-vivo-Dosimetrie ist unpraktisch wegen der hohen Gradienten der Dosis und der Fluenz.
In der klinischen Routine ist die am meisten verwendete Methode die Bestrahlung eines Systems (z.B. eines Phantoms mit einem Detektor) mit den originalen Bestrahlungsdaten und der Vergleich dieser gemessenen Daten (Dosis oder Fluenz) mit den berechneten Daten.

Kriterien zur Beschreibung einer patientenspezifischen Qualitätssicherung
Um eine berechnete mit einer gemessenen Dosisverteilung zu vergleichen gibt es verschiedene Kriterien. Zum einen ist es üblich die Dosisdifferenz zu betrachten. Im Bereich hoher Dosisgradienten kann es aber zu größeren Dosisabweichungen kommen. Ein weiteres Kriterium ist daher das DTA (distance-to-agreement). Der DTA ist der minimale räumliche Abstand zwischen einem Punkt in der Referenzdosisverteilung mit einer Dosis und einem Punkt mit der gleichen Dosis in der zu vergleichenden Dosisverteilung. Das DTA eignet sich gut in Bereichen mit hohen Dosisgradienten, in Bereichen mit homogenen Dosiswerten kann dies bei einer geringen Dosisdifferenz zu hohen DTA-Werten (abhängig von der Größe der homogenen Dosisverteilung). Der γ-Index vereinigt beide Kriterien. Er ist der skalierte minimale euklidische Abstand zwischen einer evaluierten Verteilung und jedem Punkt in der Referenzverteilung. Jede räumliche Achse und die Dosisachse ist normiert durch ein vom Anwender festgelegtes Kriterium. Das Kriterium für die räumlichen Achsen ist am häufigsten 3 mm, das Kriterium für die Dosisachse 3 %. Dieser γ-Index entspricht der normierten Dosisdifferenz in Bereichen mit kleinen Dosisgradienten, dem normierten DTA in Bereichen mit großen Dosisgradienten.

Methoden der QA für VMAT und Tomotherapie
Die gebräuchlichsten Methoden für die patientenbezogene Qualitätssicherung lassen sich in zwei Gruppen unterteilen: Zum einen sind dies Verfahren, die die Dosisverteilung messen, zum anderen wird eine Fluenzverteilung gemessen, die jeweils mit den berechneten Verteilungen verglichen werden (s. Tab. 1)

Dosis	Fluenz
• **Film und Ionisationskammer**	• **2D Ionisationskammer-Array** o MatriXX an der Gantry befestigt (IBA)
• **Diodenarray** o MapCHECK im MapPhan Phantom (SunNuclear) o ArcCHECK (SunNuclear) o Delta^4 (Scandidos)	• **Portal Dosimetry**
• **2D Ionisationskammer Array** o PTW 729 im Octavius Phantom (PTW) o MatriXX im MultiCube Phantom (IBA)	

Tab. 1: Methoden der QA für VMAT und Tomotherapie

Diskussion
Die Verwendung von Filmen bei der QA von VMAT und Tomotherapie-Bestrahlungen sind einfach durchzuführen. Der Film hat das höchste Auflösungsvermögen und liefert somit die genauesten Ergebnisse für die Relativdosimetrie. Das Ergebnis steht aber nicht unmittelbar zur Verfügung und die Analyse der Daten ist zeitaufwändig. Diodenarray und Ionisationskammerbasierte Systeme ermöglichen eine sofortige Datenanalyse und können für die patientenspezifische QA verwendet werden, wenn die Winkel- und Dosisleistungsabhängigkeit während der Datenaufnahme berücksichtigt wird. Portal Dosimetry erlaubt eine einfache und robuste Methode für die patienten-spezifische QA. Nachteil dieser Methode, dass der Gantrywinkel nicht unabhängig überprüft werden kann. Portal Dosimetry misst auch nur eine Fluenz, die mit der im Detektor berechneten Fluenz verglichen wird. Dadurch sind Fehler bei der Dosisberechnung (z.B. durch Änderung der Außenkontur des Patienten) möglich.
Anwender müssen die Grenzen jeder QA-Methode kennen, um optimale Ergebnisse für die patientenspezifische QA zu erhalten.
Die patientenbezogene QA ersetzt nicht die gerätebezogene QA. Eine Übereinstimmung zwischen zwei Verteilungen ist kein Beweis für eine ausreichende Qualität der Geräte. Es ist möglich, dass sowohl berechnete als auch gemessene Dosisverteilungen Unsicherheiten und Messfehler beinhalten, so dass zufällig eine Übereinstimmung der Verteilungen besteht.

184 Einführungsvortrag – Aktuelle Therapiegeräte zur Photonen-IMRT

T. Frenzel[1]
[1]Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, Ambulanzzentrum des UKE GmbH, Bereich Strahlentherapie, Hamburg, Deutschland

Einleitung: Die fluenzmodulierte Strahlenbehandlung mit Photonen (IMRT) wird schon seit vielen Jahren im klinischen Routinebetrieb eingesetzt. Sowohl im kurativen als auch im palliativen Bereich wird sie vermehrt verwendet und kann z.B. für HNO-Tumoren häufig als Therapie der Wahl betrachtet werden. Bei einem der ersten kommerziell erhältlichen Systeme für die IMRT (Peacock System der Firma Nomos) wurde die Fluenzmodulation durch einen binären Schlitzkollimator erzeugt, welcher als Zusatz an einen klinischen Linearbeschleuniger montiert wurde. Eine Abdeckung größerer Volumina erfolgte durch ein manuelles Verschieben des Therapietisches. Alternativ wurden zunächst auch Kompensatoren bzw. Modifikatoren zur IMRT eingesetzt. Die Idee mehrerer sich überlagernder fluenzmodulierter Strahlenfelder führte zum Einsatz von statischen und dynamischen Multisegmentblenden (MLC). Gerade beim Einsatz der statischen MLC in der „step and shoot"-Technologie zeigte sich ein teilweise erheblicher Zeitbedarf (im Extremfall fast eine Stunde) für eine einzige Therapiesitzung. Die Gerätehersteller optimierten in den nachfolgenden Jahren ihre Geräte bezüglich des Zeitbedarfes für eine Strahlenbehandlung (nur noch wenige Minuten) ohne dabei größere Kompromisse hinsichtlich der erreichten Dosisverteilung eingehen zu müssen. Neben speziell für die IMRT entwickelten Geräten wie der Tomotherapie-Maschine, wurden zunehmend auch Rotationstechniken mit herkömmlichen klinischen Linearbeschleunigern etabliert („RapidArc", „VMAT"). Neben der verbesserten Erzeugung von fluenzmodulierten Strahlenfeldern wurden in den letzten Jahren weitere Komponenten der klinischen Linearbeschleuniger entscheidend weiterentwickelt. Insbesondere die Bildgebung in Therapieposition hat dazu beigetragen, dass die Lagerung und Fixierung genauer als zuvor überwacht werden kann. Ebenso ist eine Schnittbildgebung möglich, die nicht nur Knochenstrukturen, sondern auch Weichteilstrukturen und teilweise die Tumoren selbst darstellen kann. Dadurch können Sicherheitssäume minimiert und damit auch eine bessere Schonung der Risikoorgane erreicht werden.

Aktuelle Therapiegeräte: Nachfolgend sind ohne Anspruch auf Vollständigkeit nach bestem Wissen des Autors aktuelle Therapiegeräte zur IMRT mit hochenergetischer Photonenstrahlung aufgeführt.
Die Firma BrainLab bietet in Kooperation mit anderen Beschleunigerfirmen „Novalis"-Technologie an. Bei der neuesten Generation in Kooperation mit der Firma Varian handelt es sich um „TrueBeam" Beschleuniger, welche um eigene Komponenten ergänzt worden sind. Die Ergänzungen bestehen je nach Lieferumfang im Wesentlichen aus einem automatisch motorisch verstellbaren Tischaufsatz, zwei orthogonal im Fußboden versenkten Röntgenröhren mit Flachbilddetektoren im Bereich der Decke sowie Infrarotkameras zur Detektion von Markern. Durch eine eigene Softwarelösung kann der Tisch nach erfolgter Bildgebung automatisch nachgefahren werden. Ein eigenes Bestrahlungsplanungssystem ist ebenfalls verfügbar. Für IMRT-Bestrahlungen wird der im Beschleuniger integrierte MLC/µMLC (HD-MLC: 2,5 mm Lamellenbreite im Isozentrum) verwendet. Ebenso sind technische Zusätze für weitere Beschleuniger erhältlich. Als neues Therapiegerät bietet die Firma BrainLab den „VERO" Beschleuniger an. Hierbei handelt es sich um einen klinischen Linearbeschleuniger, welcher um den Patienten rotieren kann. Eine zusätzliche Bildgebung mit zwei orthogonal angeordneten kV-Röhren wurde ebenfalls in den Beschleunigerring integriert. Dieser kann als Besonderheit auch als Ganzes um eine Achse senkrecht zum Therapietisch rotiert werden. Ebenso wurden ein multipel motorisch verstellbarer Bestrahlungstisch integriert sowie weitere Komponenten zur Lokalisation von Markern zur Verfügung gestellt. Die Fluenzmodulation erfolgt auch hier über einen integrierten MLC. Die Firma Elekta hat ihre Beschleuniger ebenfalls für die IMRT optimiert. Die „Agility" Beschleuniger bieten einen MLC mit 160 Lamellen sowie einer Lamellenbreite von minimal 5 mm im Isozentrum. Durch einen zusätzlichen Add-On-MLC lassen sich auch Lamellenbreiten von 2,5 mm realisieren. Laut Herstellerangeben beträgt die maximale Feldgröße 40 cm x 40 cm mit einer Transmissionsrate von weniger als 0,5 % zwischen den Lamellen. Eine Bildgebung ist sowohl mit einem MV-Bildsystem als auch einer zusätzlich um 90° zum Therapiestrahl versetzten kV-Röhre möglich. Ebenso wurde vor kurzem der „Versa HD"-Beschleuniger vorgestellt.
Die Firma Siemens entwickelt aktuell keine weiteren klinischen Linearbeschleuniger mehr. Der zuletzt vorgestellte „Artiste" Linearbeschleuniger ermöglicht eine IMRT in „step and shoot"- als auch neuerdings in VMAT-Technologie. Eine Bildgebung wurde durch einen MV-Detektor und einen kV-Detektor realisiert. Als Besonderheit ist die kV-Röhre nicht um 90° versetzt, sondern ausfahrbar unterhalb des Patienten angeordnet mit einem Detektor, der am Strahlerkopf ausgefahren werden kann. Als Besonderheit wurden von der Firma Siemens auch CT-Scanner im Therapieraum („CT on

rails“) angeboten, welche über den um 180° gedrehten Therapietisch gefahren werden können, so dass eine Bildgebung mit voller CT-Bildqualität möglich ist. Die Firma TomoTherapy firmiert mittlerweile unter dem Namen AccuRay. Die Tomotherapie-Maschine besteht aus einem klinischen Linearbeschleuniger, welcher analog zu einem CT-Scanner kontinuierlich um den Patienten rotiert werden kann. Eine Bildgebung erfolgt durch eine gegenüberliegend angebrachte Bilddetektoreinheit. Üblicherweise erfolgt zunächst eine Bildgebung, wonach der Bestrahlungstisch automatisiert nachgeführt werden kann. Die maximal mögliche Länge der Strahlenfelder entspricht fast der Länge des Therapietisches (160 cm). Die fluenzmodulierten Strahlenfelder werden über einen binären Schlitzkollimator erzeugt, dessen Lamellen pneumatisch geöffnet und geschlossen werden. Die Therapieplanung erfolgt üblicherweise ausschließlich durch das eigene Bestrahlungsplanungssystem. Die technischen Optimierungen erfolgten in den letzten Jahren u.a. im Bereich des Strahlerkopfes sowie des Therapietisches. Außerdem kann nun auch die Rotation der Strahlenquelle gestoppt werden, um eine Therapie nur aus bestimmten Einstrahlrichtungen zu ermöglichen („Tomo Direct“). Die Firma Varian hat ihre klinischen Linearbeschleuniger kontinuierlich weiterentwickelt und für die IMRT optimiert. Aktuelle Therapiegeräte werden unter dem Namen „TrueBeam“ angeboten. Eine häufig propagierte Bestrahlungstechnik besteht in Rotationsbestrahlungen, wobei während der Rotation in Abhängigkeit von der Winkelposition die Stellung der Lamellen angepasst und die Dosisleistung variiert wird. Die Therapie besteht häufig aus insgesamt zwei Rotationen um den Patienten. Eine Therapie mit nur einer oder auch mehr als zwei Rotationen ist ebenfalls möglich. Die TrueBeam Beschleuniger werden mit unterschiedlich breiten Lamellen angeboten. Neben einem MV-Detektor verfügt der Beschleuniger ebenfalls über eine kV-Bildgebung mit einer um 90° gegenüber dem Therapiestrahlt versetzten Röntgenröhre. ViewRay ist die erste Firma, welche eine Kombination aus einem MRT-Scanner mit einer Kobalt-Bestrahlungseinheit kommerziell anbietet. Die ersten Geräte befinden sich in den USA in der klinischen Erprobungsphase. Es sind drei Kobaltquellen sternförmig um den Patienten angeordnet worden, wobei jede mit einem eigenen MLC versehen ist. Die Kobaltquellen lassen sich zusätzlich noch um den Patienten rotieren. Die Bestrahlung erfolgt unter live-MRT-Bildgebung, so dass Bewegungen des Patienten sowie von Organen online ausgeglichen werden können.

Ausblick: Dank der gerätetechnischen Weiterentwicklungen sind IMRT-Bestrahlungen vor allem schneller geworden. Häufig ist der Zeitbedarf am Therapiegerät nicht mehr höher als für 3D-konformale Bestrahlungstechniken. Damit kann die IMRT einem immer größer werdenden Kreis von Patienten zu Gute kommen. Durch eine verbesserte Bildgebung am Therapiegerät kann sichergestellt werden, dass die Dosis auch wie geplant am richtigen Ort appliziert wird. Es ist Gegenstand aktueller Forschung, auch zunehmend Bewegungen der Patienten oder deren Organen währen der Therapie zu berücksichtigen. Ein erster Schritt hierzu ist die Bestrahlungsplanung auf Basis eines 4D-CT-Datensatzes. An den Therapiegeräten lässt sich dann im nächsten Schritt z.B. ein Atemgating realisieren und anschließend eine dynamische Nachführung bzw. Anpassung der Strahlenfelder. In diesem Zusammenhang sind Beschleuniger ohne Ausgleichsfilter („unflattened beam“) von besonderer Bedeutung, da sie in kurzer Zeit hohe Dosen, z.B. nur in einer bestimmten Atemphase, applizieren können. Es bleibt spannend abzuwarten, welche weiteren Techniken in den kommenden Jahren im klinischen Routinebetrieb erscheinen und welche Therapieformen sich langfristig durchsetzen werden.

Quellen

www.brainlab.com
www.elekta.com
www.siemens.com
www.tomotherapy.com
www.varian.com
www.viewray.com

185 Vergleich von IMRT-Bestrahlungsplänen an Beschleunigern mit (FF) und ohne Ausgleichsfilter (FFF)

U. Wolf[1], A. Sheta[1]
[1]Universitätsklinikum Leipzig, Klinik für Strahlentherapie, Leipzig, Deutschland

Einleitung: In jüngster Zeit finden Beschleuniger ohne Ausgleichsfilter (FFF – Flattening Filter Free) zunehmend Anwendung in der Strahlentherapie. Attraktiv hierbei ist die hohe Dosisleistung von bis zu 24 Gy/min, die für die Bestrahlung kleiner Zielvolumina mit hohen Einzeldosen große zeitliche Vorteile bringen kann. Das nicht ausgeglichene Dosisprofil stellt dabei für die Bestrahlung kleiner Felder im Regelfall kein Problem dar, eine Anwendung für die Erzeugung intensitätsmodulierter Felder sollte prinzipiell ebenfalls möglich sein, solange das Bestrahlungsplanungssystem mit den inhomogenen Fluenzen umgehen kann. Ziel der Untersuchungen war es, die prinzipielle Eignung der FFF-Beams von Artiste-Beschleunigern für die IMRT zu untersuchen und dabei die Qualität der Pläne sowie die applizierten Monitoreinheiten zu vergleichen.

Material und Methode: Für die Untersuchungen wurden für Patienten aus dem täglichen Routineprogramm zusätzlich zu den klinisch eingesetzten Plänen mit FF-Beams IMRT-Bestrahlungspläne für verschiedene Regionen (HNO, Becken) mit FFF-Beams berechnet. Zielbeschleuniger war dabei ein Artiste, der über Photonenenergien von 6 und 10 MV (FF) bzw. 7 und 11 MV (FFF) verfügte. Die Dosisleistungen lagen bei 300 MU/min (6 MV FF), 500 MU/min (10 MV FF) sowie bei 2000 MU/min für die FFF-Beams. Es kamen dabei identische Vorgaben für die Optimierung per Direct Step and Shoot IMRT (DSS) am Bestrahlungsplanungssystem Oncentra Masterplan (Version 4.1., Fa. Elekta) zum Einsatz. Verglichen wurden jeweils die Pläne mit 6 MV (FF) und 7 MV (FFF) für den Kopf-Hals-Bereich sowie 10 MV (FF) und 11 MV (FFF) für die Beckenregion hinsichtlich der DVH für Zielvolumina und Risikoorgane, Konformitätsindex (CN), Homogenitätsindex (HI) sowie die Anzahl der jeweils erforderlichen Monitoreinheiten.

$$HI = (D_{2\%}-D_{98\%}) / PD * 100$$
$$CN = PTV_{RI}/PTV * PTV_{RI} / TV_{RI}$$

Dabei sind $D_{2\%}$ und $D_{98\%}$ die Dosis in 2 % bzw. 98 % des PTV, PD die Verschreibungsdosis, PTV meint die Größe des PTV, PTV_{RI} ist das von der Referenz-Isodose (95 %) umschlossene Volumen innerhalb des PTV und TV_{RI} das insgesamt von der Referenz-Isodose eingeschlossene Volumen.

Ergebnisse: Die in Abb. 1 dargestellten Tiefendosiskurven für 6 MV (FF) und 7 MV (FF), sowie für 10 MV (FF) und 11 MV (FFF) zeigten nur geringe Abweichungen (Qualitätsindex: 0.677 und 0.668, bzw. 0.725 und 0.716). Dies wird durch eine höhere Elektronenenergie am Target bei den FFF-Beams erreicht, um die Aufhärtung durch den Ausgleichsfilter zu kompensieren. Die Referenzdosimetrie wurde für beide Energiepaare auf jeweils identische Werte im Zentralstrahl kalibriert. Die klinische Zielstellung hinsichtlich der Dosisverteilung im PTV (95 % der Verschreibungsdosis in 95 % des PTV) und der Schonung der Risikoorgane (s. Tab. 1) wurde sowohl für die FF- als auch die FFF-Pläne erreicht. Zwischen den mit gleichen Parametern optimierten FF- und FFF-Plänen zeigten sich nur geringe Unterschiede in den Dosis-Volumen-Histogrammen. Auch die entsprechenden Werte der Konformitäts- und Homogenitätsindizes waren sowohl für die Beckenbestrahlungen als auch für die Pläne im HNO-Bereich zwischen FF- und FFF-Plänen nahezu identisch (s. Abb. 2 und 3). Es zeigte sich weiterhin, dass die Anzahl der erforderlichen Monitoreinheiten für die FFF-Pläne durchweg höher waren. Bei den Prostata-Plänen mit Einschluss der Lymphabflüsse lag die Anzahl der MU für die FFF-Pläne nahezu um einen Faktor 2 höher, für die HNO-Bestrahlungen waren im Mittel ca. 50 % mehr MU erforderlich und bei den Prostata-Plänen ohne Einbeziehung der Lymphknoten genügten knapp 30 % mehr MU, um die erforderliche Dosis zu applizieren (s. Abb 4). In Abb. 5 sind die Anzahl der MU gegen die Größe des PTV aufgetragen, wobei die Abhängigkeit der MU-Zahl von der Größe des bestrahlten Volumens deutlich wird. Dies ist plausibel, da mit Zunahme der Größe des Zielvolumens auch größerer Areale hin zur Feldperipherie, wo die Dosis/MU abnimmt, in die modulierten Strahlenfelder mit einbezogen werden. Die Erhöhung ist dabei aber immer kleiner als der Gewinn hinsichtlich der maximalen Dosisleistung (Faktor 6,7 bei den niedrigen Photonenenergien und Faktor 4 bei den hohen Energien). Damit fällt die im Target pro Plan insgesamt erzeugte Photonenfluenz bei den FFF-Beams deutlich geringer aus, was letztlich zu einer Reduktion der von der Durchlassstrahlung erzeugten peripheren Dosis am Patienten führt.

Zusammenfassung: IMRT mit FFF-Beams liefert Bestrahlungspläne, die für die hier untersuchten Regionen die klinischen Ziele genauso erreichen wie Pläne mit Ausgleichsfilter. Auch hinsichtlich Homogenität und Konformität der Pläne bestehen praktisch keine Unterschiede. Die periphere Dosis im Patienten aufgrund von Durchlassstrahlung ist bei FFF-Techniken deutlich kleiner als mit ausgeglichenen Feldern.

Anhang 1

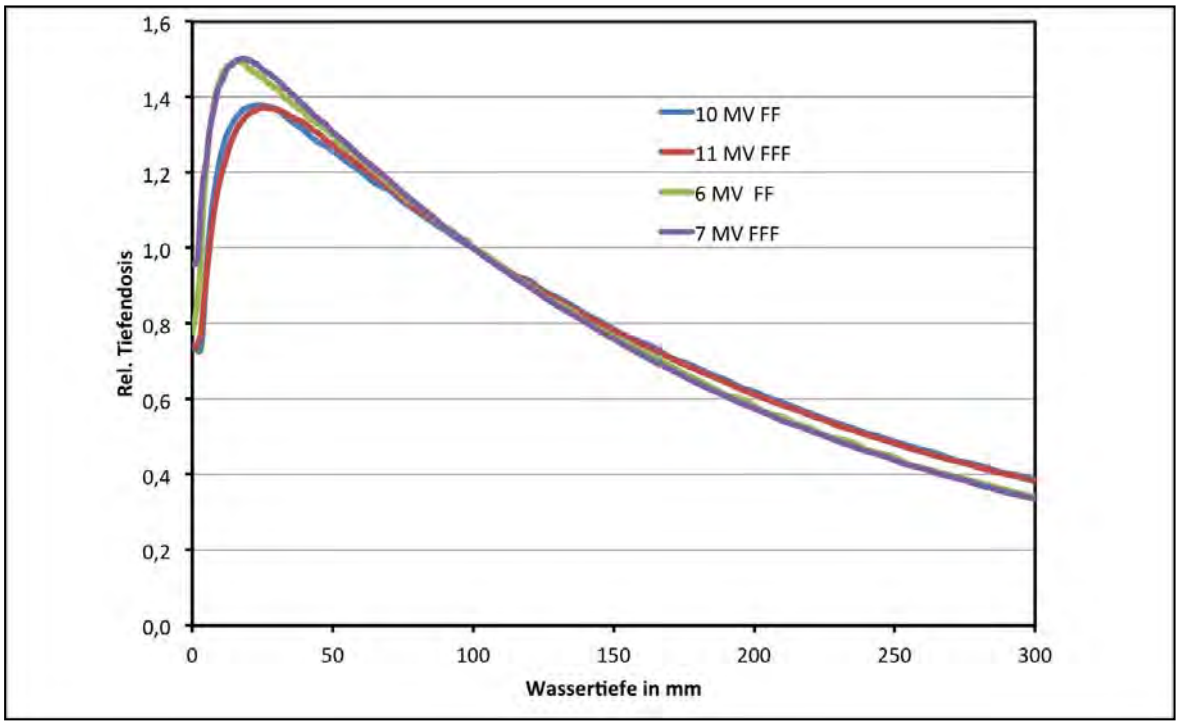
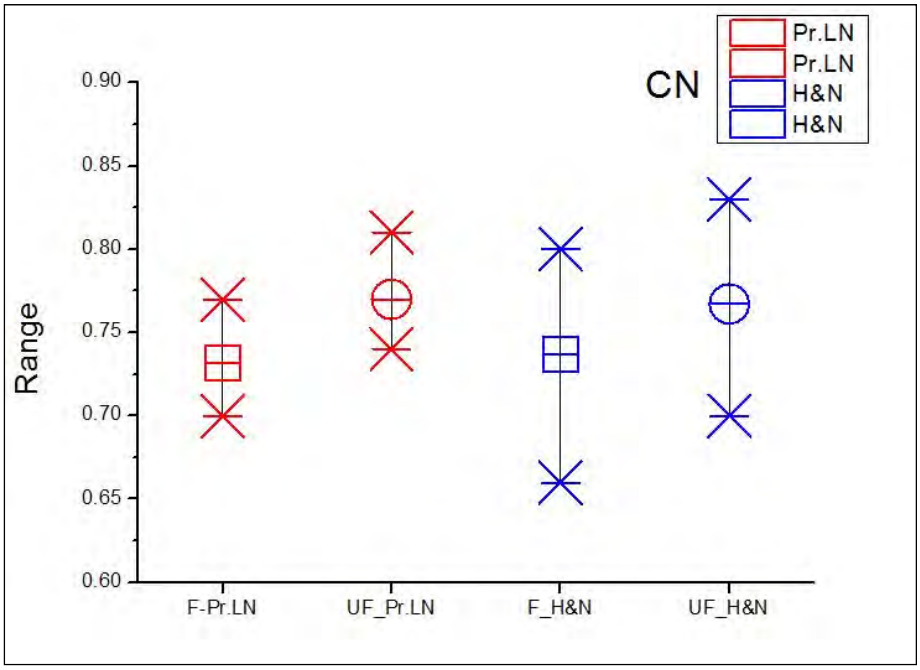


Abb. 1: Tiefendosiskurven in Wasser für verschiedene Photonenfelder am Artiste. Feldgröße 10 x 10 cm2, SSD = 90 cm, gemessen mit HL-Detektor

Anhang 2



Anhang 3

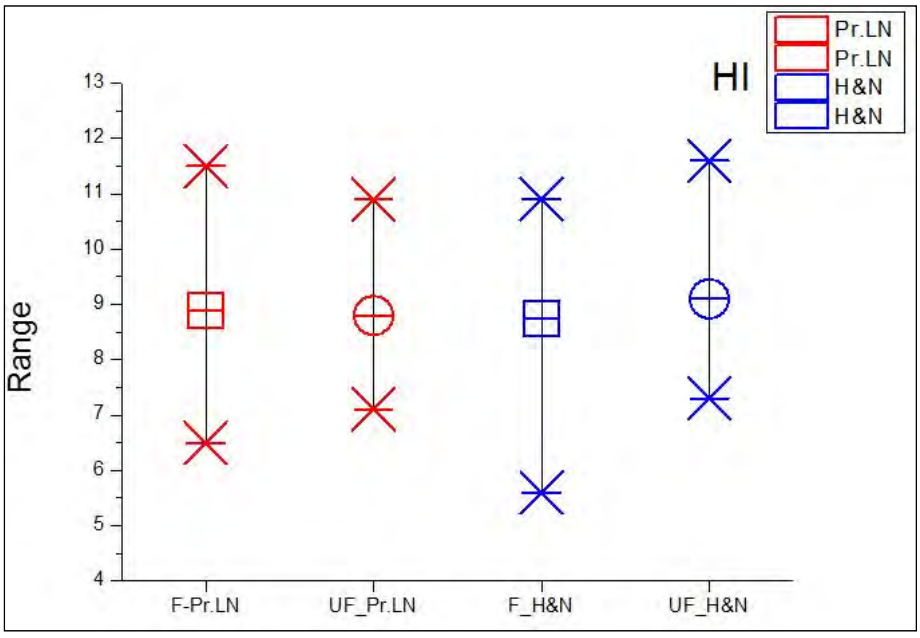


Abb. 2, 3: Konformitäts- und Homogenitätsindex (CN, HI) für FF- und FFF-Bestrahlungspläne. Pr.LN: Prostata mit Lymphabfluss (10 bzw. 11 MV), H&N: HNO (6 bzw. 7 MV). Der Konformitätsindex erreicht im Idealfall 1, kleinerer Homogenitätsindex bedeutet bessere Homogenität. F steht für FF-, UF für FFF-Pläne

Anhang 4

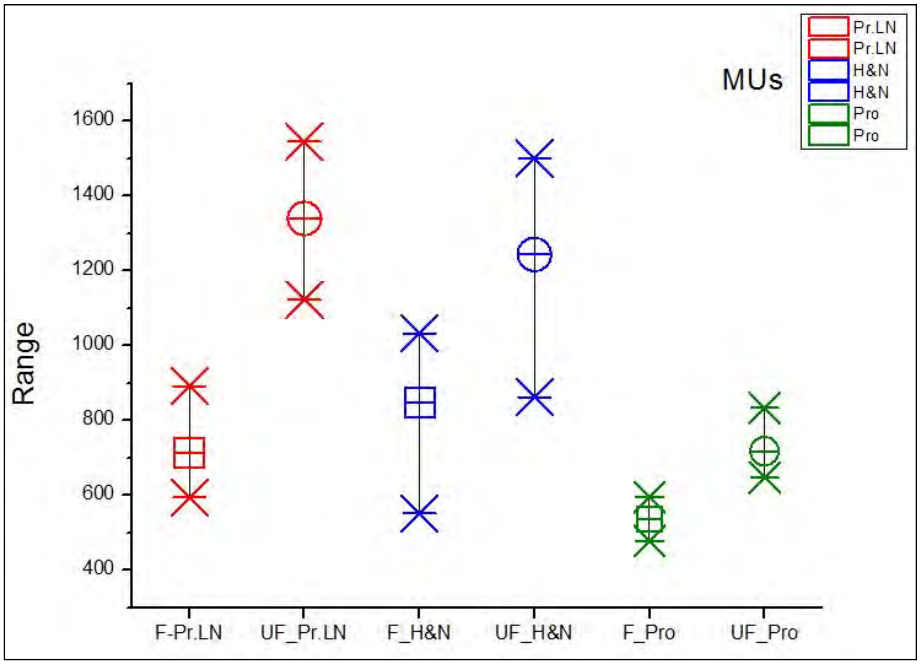


Abb. 4: Anzahl der MU (y-Achse) für die untersuchten Bestrahlungspläne. Bezeichnung wie Abb. 2, Pro steht für Prostata ohne Lymphabflusswege (10 bzw. 11 MV)

Anhang 5

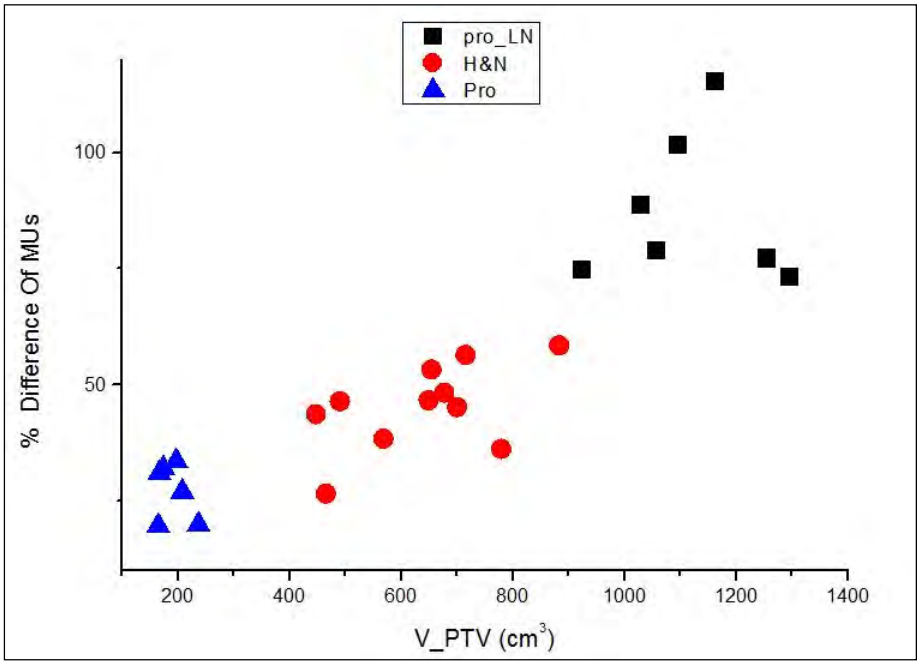


Abb. 5: Erhöhung der Zahl der MU (y-Achse) für den korrespondierenden FFF-Plan in Abhängigkeit von der Größe des Zielvolumens für alle berechneten Bestrahlungspläne. Pro: Prostata ohne, pro_LN: Prostata mit Lymphabfluss, H&N: HNO.

Anhang 6

Tabelle 1: Dosisstatistik für die Risikoorgane bei den FF- und FFF-Plänen in der Beckenregion

OAR	Rektum Mittlere Dosis [Gy]	Blase Mittlere Dosis [Gy]	Femur links Max. Dosis [Gy]	Femur rechts Max. Dosis [Gy]
FF	38,7 – 44,6	33,5 – 41.0	40.0 – 45.0	39.2 – 43
FFF	38,8 – 44,2	33,8 – 41,5	36,0 – 43,6	36,0 – 42,3

Anhang 7

Tabelle 2: Dosisstatistik für die Risikoorgane bei den FF- und FFF-Plänen im HNO-Bereich

OAR	Rückenmark Max. Dosis [Gy]	Parotis ipsilateral Mittlere Dosis [Gy]	Parotis contralateral Mittlere Dosis [Gy]
FF	38,7 – 44,6	33,5 – 41.0	40.0 – 45.0
FFF	38,8 – 44,2	33,8 – 41,5	36,0 – 43,6

186 Planning comparison study between step an shoot IMRT and mArc-technique

U. Wolf[1], A. Sheta[1]
[1]Universitätsklinikum Leipzig, Klinik für Strahlentherapie, Leipzig, Deutschland

Introduction: mArc is the VMAT version developed by Siemens for Artiste linacs. In contradiction to other VMAT techniques the radiation is only switched in a small angular interval that is called arclet. During RAD ON the shape of the MLC does not change. In the gap between two arclets radiation is off and the MLC contour is set for the next arclet. The arclet is limited by two control points with the optimization point (OP) – used for plan optimization – in the middle where the radiation will be delivered symmetrically about it. The number of Ops is controlled by the value of final gantry spacing (F.G.S).
The purpose of this study is to estimate the performance of mArc (SA & DA - single & dual arc) and for which site it could be superior to step-and-shoot intensity-modulated radiotherapy (S&S IMRT) with static beams. This is done by a treatment planning comparison study of mArc and S&S IMRT for simple and complex-shaped target volumes. The study also explores the effect of F.G.S on the quality and efficiency of the treatment plan. The comparison parameters used in this study are planning quality and treatment efficiency.

Material and Methods: Photon beams without flattening filter (FFF – flattening filter free) from an Artiste digital linear accelerator (Siemens Health Care) are used in burst mode with variable dose rate (500 to 2000 MU/min) for mArc and IMRT delivery. Sixteen patients treated at different body regions, (5 patients prostate without LN, 6 patients prostate with LN and 5 patients head-and-neck, H&N) were selected from the list of patients at our clinic for this planning study. Two plans (SA & 9 beams IMRT) were created for each case of prostate without LN and 4 plans (SA, DA, 7&9 beams IMRT) for each case of prostate with LN and for H&N. Optimisation was performed using Raystation planning system version 3.0 of RaySearch Laboratories with the same objectives. SA plans were performed using 4° F.G.S (1.Arc_4) and DA using 6° F.G.S (DA_6). To evaluate the differences between mArc and IMRT, we used two parameters, plan quality and treatment efficiency. Besides the clinical goals of delivering at least 95 % of the dose to 98 % of the PTV and sparing the organs at risk a homogeneity index and a conformity number were used as metrics to measure the quality of the plans. The homogeneity index (HI) describes the uniformity of the dose within the planning target volume by using the formula [1]

$$HI = (D2\%-D98\%)/PD * 100$$

where: PD is the prescribed dose , D2% is the dose to 2 % of the PTV (max.dose) and D98% is the dose to 98 % of the PTV (min.dose). The conformity numbers CN (Van't Riet et al.) provide a metric to determine the quality of the coverage of the target and the volume of healthy tissue receiving a dose greater than or equal to the reference dose

$$CN = PTVRI/PTV * PTVRI/TVRI$$

where: PTVRI = target volume covered by the reference isodose, PTV = volume of the PTV, TVRI is the total volume of the reference isodose (reference isodose = 95% of prescribed dose). The clinical goals used in this study are:
1. Deliver 95% of the dose (50.4 Gy for prostate with LN , 50 Gy for H&N and 74 Gy for prostate without LN) to 98% of the target.
2. OAR (prostate cases): rectum V30Gy < 75%, bladder V20Gy < 80%, femur L&R D1% (Max.dose) < 45 Gy .
3. OAR (H&N): spinal cord D1%(Max.dose) < 30 Gy, contralateral parotid mean dose ≤ 25 GY and ipsilateral parotid mean dose ≤ 30 Gy.
Treatment efficiency was determined by the number of MUs and the treatment time required to deliver the planned dose. Final gantry spacing (F.G.S) is the main planning parameter that affects the quality and the treatment efficiency of mArc delivery where the number of optimisation points (OP) (segments) of the arc depends on the range of the total arc and the value of F.G.S . Number of (OP) = total arc range/F.G.S. To explain the effect of F.G.S, complete SA plans with 4° and 6° F.G.S (1.Arc_4&1.Arc_6) were generated for prostate with LN and H&N cases.

Results and discussion: In this study we compared the mArc as a novel technique of arc therapy with S&S IMRT for different type of cancer using two parameters plan quality and treatment efficiency. These two parameters are affected by the chosen value of F.G.S where small F.G.S means more

homogeneity dose distributions of PTV and better conformity but at the cost of a higher number of MUs and increasing treatment time (i.e. more segments).

Plan quality
The results for HI and CN are visualized in fig. 1 and 2. Both techniques, mArc and IMRT achieved the clinical goals of the target and OAR for all cases except spinal cord, mArc spared it more than IMRT. The conformity and uniformity of SA with 4° F.G.S and DA with 6° F.G.S are slightly better than that for 7 beams IMRT for prostate with LN and H&N cancer, but with IMRT 9 beams the uniformity is better for prostate with LN. For prostate without LN, the conformity and uniformity of the IMRT 9 beams are better than that for SA (1.Arc_8).

Treatment efficiency
For prostate without LN reducing treatment time is the main advantage of SA (1.Arc_8) (not more than 2.7 min) over 9 beams IMRT (5 to 7 min). For prostate with and without LN mArc plans with smallest value of F.G.S reduce the treatment time compared with IMRT but for H&N it is about the same like IMRT (cf. table 1).
The number of MU required to deliver the planned dose for prostate without LN by using SA (1.arc_8) is less than the MU of IMRT (cf. fig. 3). For prostate with LN the number of MU required to deliver SA&DA plans is less than that for 7&9 beams IMRT, but for H&N the MU required for SA is less than that for IMRT and DA.

Conclusion: mArc is an arc therapy technique that can deliver dose distributions that are comparable to S&S IMRT and might have the potential to improve the efficiency of treatment delivery.

Literature
[1] van't Riet A, Mak AC, Moerland MA, et al. A conformation number to quantify the degree of conformality in brachytherapy and external beam irradiation: Application to the prostate. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1997; 37:731–736

Anhang 1

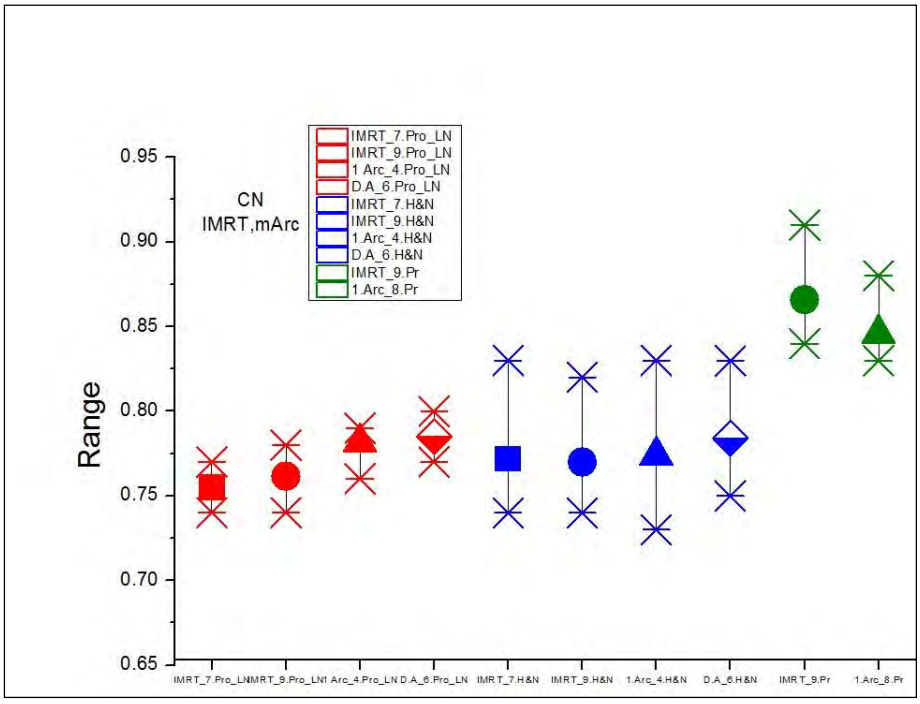


Fig 1: Conformity index (CN) for S&S IMRT and mArc plans. Pr, Pro_LN and H&N denote prostate, prostate with lymph node and head and neck plans respectively. IMRT_7 and IMRT_9 stand for IMRT plans with 7 and 9 beams respectively, 1 Arc_4, 1 Arc_8 and D.A_6 denote single arc plans with 4° and 8° and double arc plans with 6° F.G.S. respectively.

Anhang 2

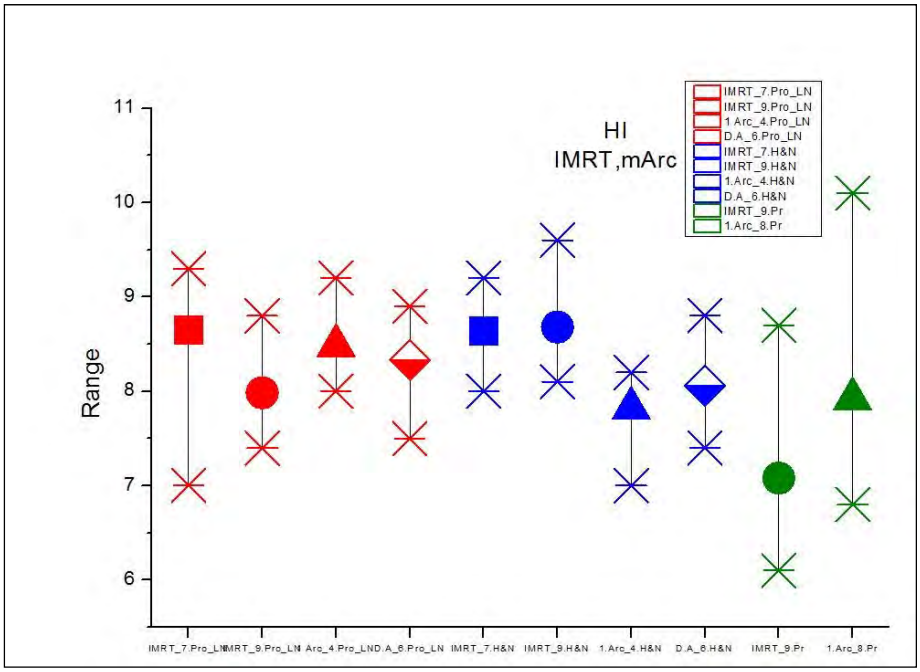


Fig 2: Homogeneity index (HI) for S&S IMRT and mArc plans. The symbols have the same meaning as in fig. 1. Smaller values mean better homogeneity.

Anhang 3

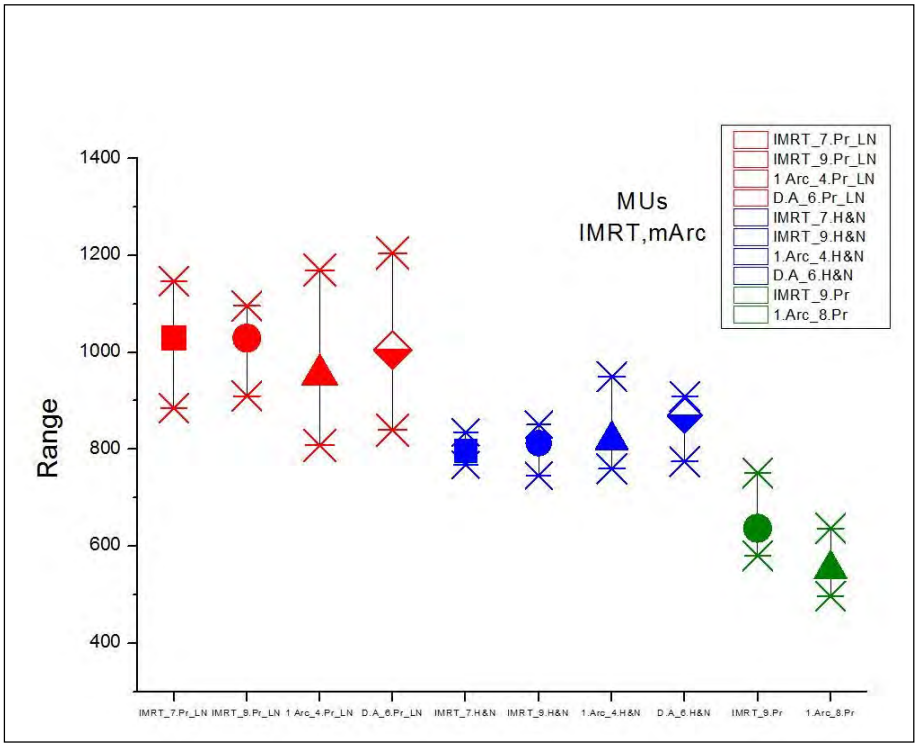


Fig 3: Number of MUs for S&S IMRT and mArc plans. Same naming conventions as in fig 1 apply.
Table 1: Treatment times for S&S IMRT and for mArc. S&S times are rough estimates from the R&V, the mArc irradiation times are calculated by the RTPS (Raystation).

Anhang 4

Table 1

Technique	Treatment time [min] Prostate without LN	Treatment time [min] Prostate with LN	Treatment time [min] H&N
IMRT	5 to 7	8 to 9	6 to 8
1.Arc_8	2.3 to 2.7		
1.Arc_6		4.7 to 4.9	4.4 to 4.7
1.Arc_4		6.3 to 6.9	5.7 to 6.4
D.A_6		6.3 to 7	6.4 to 6.9

187 Dosimetrischer Einfluss von metallischen Hüftprothesen in der helikalen IMRT

L. Jungk[1], F. Schoroth[1], F. Ic[1], T. Müdder[1], S. Garbe[1]
[1]Universitätsklinik Bonn, Strahlentherapie, Bonn, Deutschland

Fragestellungen: In der intensitätsmodulierten Bestrahlung (IMRT) von Prostatakarzinomen, speziell in der TomoTherapy, kommt es bedingt durch das steigend hohe Alter der Patienten vermehrt vor, dass diese metallische Hüftprothesen (TEPs) tragen. Zur Bestrahlungsplanung wird eine Computertomographie (CT) mit Beschleunigungsspannungen von typischerweise 120kV (kVCT) herangezogen. Durch die hohe Dichte in der Prothese kommt es dabei zur Bildartefaktbildung. Die berechneten Houndsfieldeinheiten (HU) bzw. Dichten im Bereich der Artefakte sind dabei deutlich niedriger als die tatsächlichen Gewebedichten. Weiterhin fällt die Berechnung der HU bzw. Dichten im Bereich der TEP zu niedrig aus. Dies führt zu einer Unterdosierung im zu bestrahlenden Zielvolumen, aus Bestrahlungsrichtungen die durch die TEP bzw. Artefakte verlaufen, da jeweils die Absorption unterschätzt wird. Alternativ können zur Bestrahlungsplanung auch CTs mit Beschleunigungsspannungen im Megavoltbereich (MVCT) durchgeführt werden. Hier kommt es zu einer weniger starken Artefaktbildung, jedoch auch zu einem schlechteren Weichteilkontrast. In dieser Studie wurde in einem eigens konstruierten Wasserphantom der dosimetrische Einfluss von metallischen Hüftprothesen auf die Dosis in tiefer liegenden Regionen untersucht.

Material und Methoden: Die Messungen wurden an einem Linearbeschleuniger der TomoTherapy Hi-Art II System (Accuray) durchgeführt. Zur Dosimetrie wurde das Elektrometer UNIDOS (PTW Freiburg) in Kombination mit einer wasserdichten Kompaktionisationskammer (Typ: 31016, 0.016ccm, PTW Freiburg) verwendet. Die Konturierung von TEP und Zielvolumen erfolgte mit der ONCENTRA Masterplan Software (Elekta, Version 4.2.1). Um eine Einstrahlrichtung ausschließlich durch die Prothese zu garantieren, wurden weitere Blöcke eingezeichnet (siehe Abb. 1). Durch geeignete Dosisvorgaben wurden Bestrahlungsrichtungen, die nicht direkt durch die TEP verlaufen, ausgeschlossen. Die Bestrahlungsplanung wurde mit der Software TomoTherapy-Planning-Station (Version 4.2.1.2, Accuray) durchgeführt. Diese verwendet einen AAA-Superposition Berechnungsalgorithmus. Gemessen wurde jeweils mit einer Prothese aus einer Titan-Vanadium bzw. Kobalt-Chrom Legierung. Um die Absorption der Artefakte und TEP korrekt zu berücksichtigen, wurden in deren Konturen manuell Dichten ersetzt. Dabei ist jedoch davon auszugehen, dass der Rechenalgorithmus ausschließlich in Gewebedichten rechnet. Im Energiebereich der TomoTherapy (6MV) liegt der Massenschwächungskoeffizient von den verwendeten Metallen bei etwa 82% des Wasser-Massenschwächungskoeffizienten. Dies wurde bei der Bestrahlungsplanung berücksichtigt. Eine Monte Carlo basierte Bestrahlungsplanung ist in diesem Projekt zunächst nicht vorgesehen.

Ergebnisse: Ohne Dichtekorrektur wurde eine signifikante Dosisunterschreitung von etwa 15% bei direkter Bestrahlung durch die Titan TEP in kVCT basierter Planung festgestellt (Kobalt etwa 30%). Dieses Ergebnis wurde an vergleichsweise großen Prothesen erzielt. Messungen für kleinere Prothesen folgen. Unter der Berücksichtigung, dass hauptsächlich aus Richtungen eingestrahlt wird, in deren Strahlengang keine Artefakte bzw. Prothese sind, bleibt dennoch eine gesamte Dosisunterschreitung bei rotatorischer Bestrahlung von bis zu 1% für eine einseitige Titan TEP. Für Kobalt-Chrom Prothesen ist die Dosisunterschreitung etwa doppelt so hoch. Für Patienten mit beidseitiger Prothese sind die Dosisunterschreitungen jeweils noch einmal doppelt so hoch. Mit Dichtekorrekturen konnte die geplante Dosis erreicht werden.

Zusammenfassung: In bisherigen Untersuchungen [1, 2] wurde vor einer Überdosierung im Vergleich zur berechneten Dosis im Bereich über und unter der Prothese bei kVCT basierter Bestrahlungsplanung gewarnt. Diese entstehen durch Fehlberechnung der Planungsalgorithmen. Dies ist jedoch nur in Reichweite der Sekundärelektronen (2cm) zu erwarten. Mit manuellen Dichtekorrekturen können in weiter entfernten Zielvolumina korrekt berechnete Dosiswerte erreicht werden. Es bleibt zu untersuchen, ob eine Monte Carlo basierte Planungen zu besseren Dosisberechnungen in direkter Nähe zur TEP führen. Ohne gesonderte Berücksichtigung der Prothese kommt es bei direkter Durchstrahlung, je nach Prothese, zu einer starken Unterdosierung in tiefliegenden Zielvolumina. Unter der Annahme, dass nicht durch die TEP verlaufende Strahlung korrekt berechnet wird, bleibt dennoch eine gesamte Dosisunterschreitung von einigen Prozent, je nach Patient. Im weiteren Verlauf dieser Studie soll geklärt werden, ob eine Planung auf Basis von MVCTs zu einer besseren Dosisberechnung führt.

Literatur
[1] Slaimi, M. Dosimetrischer Einfluss metallischer Hüftprothesen bei der abdominellen Bestrahlung in der TomoTherapy, Bachelorarbeit, FH Koblenz, 2012
[2] Görlitz, E. „Dosimetrische und verfahrenstechnische Untersuchungen zur Qualitätssicherung eines Bestrahlungsplanungsprogramms, Diplomarbeit Universität Hamburg 2006

Anhang 1

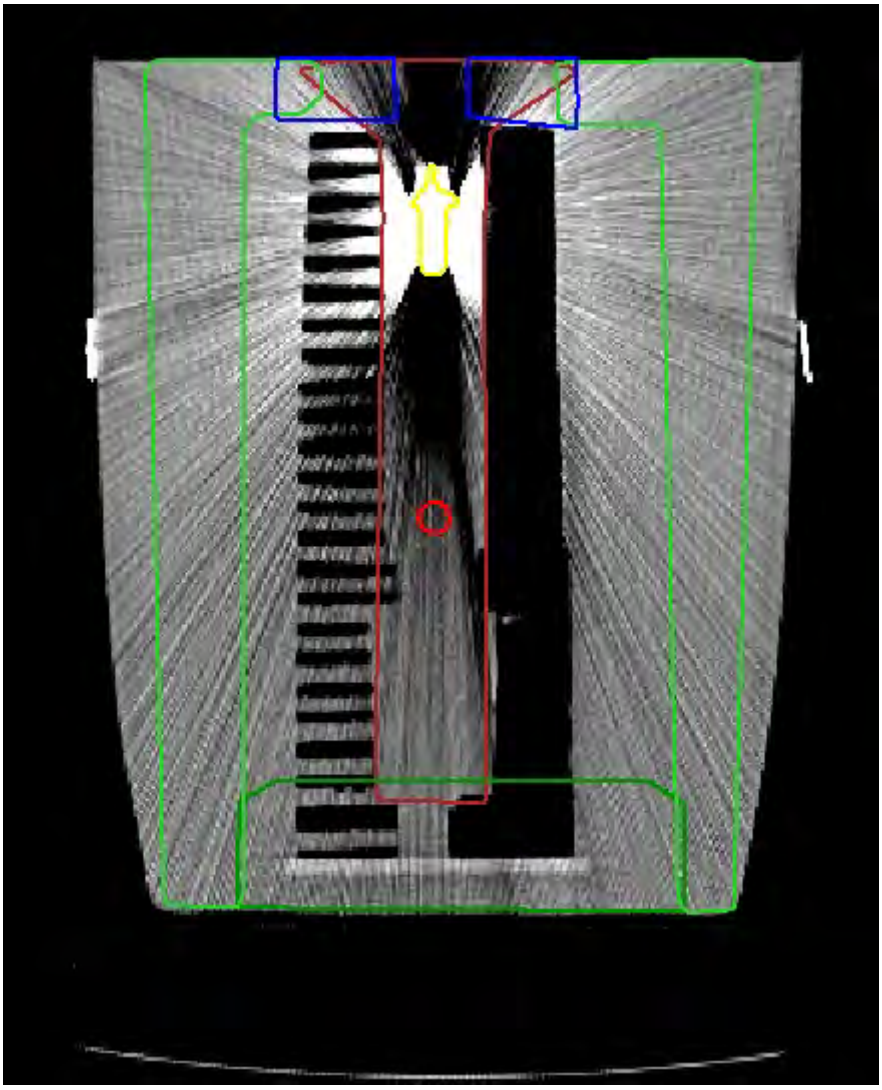


Abb. 1: kVCT des Wasserphantoms mit Konturierrungen (Gelb: TEP, Rot: Zielvolumen, Braun: Artefakte, Hellgrün bzw. Blau: blockierte Einstrahlrichtungen, Dunkelgrün: direktional blockierte Einstrahlrichtung), Leerflächen repräsentieren den Styrodurhalter für die Ionisationskammer

188 Bestimmung der optimalen Bestrahlungstechnik bei der Strahlenbehandlung von Bronchialkarzinom

R. Mesbahi Idrissi[1], C. Moustakis[1], I. Ernst[1], U. Stöber[1], U. Haverkamp[1], H.T. Eich[1]
[1]Universitätskilikum Münster, Strahlentherapie, Münster, Deutschland

Ziel: Es wurden Bestrahlungspläne des Bronchialkarzinoms erstellt und anschließend untersucht und verglichen. Dabei kamen die 3D-CRT[1]-, die IMRT[2]- und die VMAT[3]- Technik zum Einsatz. Weiterhin wurde die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten einer Lungenkomplikation bei den untersuchten Patienten für die drei Techniken untersucht und verglichen.

Methodik: Es wurden für sieben Patienten (4x laterales PTV[4], 3x mediales PTV) verschiedene Pläne erstellt. Alle drei Techniken wurden mit 15 MeV und mit einer Dosis von 59,4 Gy berechnet. So entstanden 21 Bestrahlungspläne, deren Parameter für die Auswertung zur Verfügung stehen. Anhand der DVHs (Dosis-volumen-Histogramme) können die Dosishomoginität und -konformität für die Qualität der Dosisverteilung bei Bestrahlungsplänen beurteilt werden. Hierzu werden die Indices C_{ICRU}, C_{Δ}, CN, CI95, CRCI, CI, und vier Organparameter betrachtet. Diese rein physikalische Bewertung reicht jedoch nicht für eine Dosiseskalationstechnik aus, bei der die Toleranzgrenzen der Risikoorgane erreicht werden können. In diesem Fall ist eine Bewertung mittels eines klinischen Endpunktes unabdingbar. Zu diesem Zweck wird die Normalgewebe-Komplikationswahrscheinlichkeit (NTCP) für die beiden Lungen (14 Lungen insgesamt) herangezogen.

Ergebnisse: Der Vergleich der Planparameter ergab für die VMAT-Technik eine sehr gute Planqualität hinsichtlich der Zielvolumenabdeckung. Bei allen Konformitätsindizes sowie dem Homogenitätsindex schneidet die VMAT-Technik für alle Patienten besser ab (7/7:100%). Gemittelt: CI_{3D}: 0,71; CI_{SW}: 0,79; CI_{VMAT}: 0,91. CN_{3D}: 0,71; CN_{SW}: 0,78; CN_{VMAT}: 0,91. $C_{ICRU-3D}$: 1,41; $C_{ICRU-SW}$: 1,08; $C_{ICRU-VMAT}$: 1,07. $C_{\Delta-3D}$: 0,42; $C_{\Delta-SW}$: 0,12; $C_{\Delta-VMAT}$: 0,10. $CI95_{3D}$: 1,42; $CI95_{SW}$: 1,13; $CI95_{VMAT}$: 1,12. HI_{3D}: 0,16; HI_{SW}: 0,19; HI_{VMAT}: 0,10. Mit allen Verfahren wurde für die Risikoorgane Ösophagus, Rückenmark und Lunge sowie für das Herz eine gute Schonung erreicht – mit leichten Vorteilen zugunsten von VMAT. Das Normalgewebe wies für alle Techniken eine unterschiedliche Belastung auf. Bei der VMAT-Technik ergaben bei 9 von 14 Lungen niedrigere NTCP-Werte. Die SW[5]-Technik hat bei den anderen Lungen (5 von 14) die niedrigere Komplikationswahrscheinlichkeit gezeigt.

Schlussfolgerung: Es konnte gezeigt werden, dass die VMAT-Technik bessere Ergebnisse hinsichtlich der Zielvolumenabdeckung liefert. Sie führt in den meisten Fällen zur geringeren Komplikationswahrscheinlichkeit. Bei der SW-Technik wurden hingegen nur in manchen Fällen bessere Ergebnisse erzielt.

[1] Three-Dimensional Conformal Radiotherapy
[2] Intensity Modulated Radiotherapy
[3] Volumetric Modulated Arc Therapy
[4] Planning Taget Volume

189 VMAT von urologischen Tumoren – Untersuchung der MLC-Laufrichtung zur optimalen Gradientenformung

C.Willomitzer[1], E.Blank[1], Golam A. Zakaria[2,3], M. Krüger[1], S. C. Chaganty[2]
[1]Strahlentherapie und Radio-Onkologie, Ruppiner Kliniken, Brandenburg an der Havel
[2]Biomedical Engineering Master Studies, Department of Electrical, Mechanical and Industrial Engineering, Anhalt University of Applied Sciences, Köthen
[3]Abteilung für Medizinische Strahlenphysik , KKH Gummersbach, Akademisches Lehrkrankenhaus der Universität Köln, Gummersbach

Die Strahlentherapie urologischer Tumoren mit VMAT stellt die modernste Form der IMRT dar und bedarf der Wahl effektiver geometrischer Planungsparameter. Durch die mediale, nahezu rotationssymmetrische Lage urologischer Tumoren, liefern eine oder mehrere Vollrotiations-VMAT mit gegenläufigen Rotationsrichtungen schon gute Ergebnisse. Untersucht wurden jeweils die simulierten Dosisverteilungen am Planungssystem einer Patientenkohort bei unterschiedlichen, fixen Kollimatorstellungen, also auch MLC-Laufrichtungen. Zur grundlegenden Untersuchung wurde nur das Zielvolumen (PTV) und das Normalgewebe (NT) betrachtet. Mit Augenmerk auf Parameter wie Homogenität, Konformität, Dosisabfall im Normalgewebe, Minimierung der MLC-Transmission und Minimierung der nötigen Monitoreinheiten.
Zur Bestrahlungsplanung wurde das Planungssystem Eclipse® mit 120-Leaf MLC und 15X Photonenstrahlung genutzt. Untersucht wurden mehrere MLC-Konfigurationen: 1 Vollrotation mit unterschiedlichen Kollimatorwinkeln in 10°-Schritten variiert, 2 gegenläufige Vollrotationen mit orthogonal zueinander liegenden Kollimatorwinkeln und beide jeweils zusammen um 10°gedreht, 2 Vollrotationen mit symmstrisch zur cranio-caudalen-Achse jeweils um jeweils 10° Schritte gedrehtem Kollimator. Mit diesen 3 Konfigurationen lassen sich eine Vielzahl klinischer Situationen beschreiben Dabei blieben die zur Optimierung verwendeten Dosis-Volumen-Grenzen (angelehnt an Emami,- und RTOG-Parameter) und deren Prioritäten konstant.
Es wurde festgestellt, das in Einzelrotation bei Kollimatorwinkeln von 30°± 5° die besten Dosisgradienten erzeugt wurden. Bei der orthogonalen Technik jeweils 30°± 5° und 300°± 5° gegenläufig, hier wird auch der höchste Modulationsgrad (Homogenität im Zielvolumen) erreicht. Bei der symmetrischen Technik wiederum 30°± 5° und 330°± 5° gegenläufig. Die wenigsten Monitoreinheiten sind bei 0° nötig (wegen kürzestem Weg des MLC´s zur Überstreichung des Zielvolumens), bei 30° + 10%MU´s, maximal +30%MU´s bei 100° Kollimatorwinkel (längster MLC-Weg). Winkel von 45°± 5° erzeugen allerdings Hotspots an den cranio-caudalen Ecken des Feldes und sollten vermieden werden.

35. Abdominelle und kardiale MRT

190 Schnelle nicht-invasive Messung des relativen Fettgehalts der Leber mit MR bei 3.0 T – Vergleich von quantitativen MRT-Techniken (mDixon) und Bestimmung aus 1H-MR-spektroskopischer Relaxometrie

A.M. Sprinkart[1,2], G.M. Kukuk[1], W. Block[1], H. Eggers[3], J. Gieseke[4], H.H. Schild[1], F. Träber[1]
[1]Radiologische Universitätsklinik Bonn, Bonn, Deutschland
[2]Ruhr-Universität Bochum, Institut für Medizintechnik, Bochum, Deutschland
[3]Philips Forschungslabor Hamburg, Hamburg, Deutschland
[4]Philips Healthcare Hamburg, Hamburg, Deutschland

Fragestellungen: Die Lebersteatose ist mittlerweile eine der häufigsten Lebererkrankungen weltweit. Die nicht-invasive Messung des relativen Fettanteils im Leberparenchym spielt dabei eine wichtige Rolle in der Diagnostik und kann auch als therapiebegleitende Kontrolle z.B. bei Diabetes und Störungen des Fettstoffwechsels eingesetzt werden. In Untersuchungen an Lipidphantomen und Patienten mit Lebererkrankungen sollten mit MRT bei 3.0 T die Genauigkeit verschiedener Varianten einer modifizierten Dixon-Technik (mDixon) zur quantitativen Fettgehaltsbestimmung und die Übereinstimmung mit den aus MR-spektroskopischer Relaxometrie bestimmten Ergebnissen getestet werden.

Material und Methoden: Zur Fettgehaltsbestimmung mittels MR-spektroskopischer (MRS) Relaxometrie wurde an einem Ganzkörper-MR-System (Ingenia 3.0T, Philips Healthcare) eine Spin-Echo-Serie von 8 Spektren mit variierter Echozeit (TE 10-75 ms) aus einem STEAM-selektierten Volumen von standardmäßig 10 ml im Leberparenchym akquiriert. Während die Lipidkomponenten beim gewählten TR von 2 s vollständig T1-relaxiert sind, ist die Wasserkomponente des Lebergewebes teilweise gesättigt, so dass deren T1-Zeit aus einer zusätzlichen Serie von Inversion-Recovery-Spektren mit Variation von TI ermittelt wurde. Aus mono-exponentieller Anpassung von H_2O- und Triglyzerid(TG)-Komponenten in der TE-Serie ergaben sich die jeweiligen T2-Relaxationszeiten und die Gleichgewichtsmagnetisierungen M_0 , und aus letzteren der relative Fettanteil $F/(W+F) = M_{0F}/(M_{0W}+M_{0F})$. Zur Bestimmung des Fettgehaltes mit der mDixon-Technik wurden eine 3D Dual-Gradientenecho-Sequenz (2E-mDixon) mit TE 1.2/2.4 ms sowie eine 3D Multi-Echo Variante mit sechs äquidistanten Echos bei TE 1.15-6.90 ms (6E-mDixon) akquiriert, die zusätzlich eine Separation des Einflusses von T2* erlaubt. Das komplexwertige Gesamtsignal S des *n*-ten Echos lässt sich dabei beschreiben [1,2] durch

$$S_n = (W + \sum_m a_m e^{i\theta_{n,m}} F) e^{i\phi_n}$$

wobei W und F den Betrag des Wasser- bzw. Fettsignals, und Φ den Phasenwinkel des Gesamtsignals bezeichnen. Im verwendeten mDixon Fettmodell wurden insgesamt 10 Triglyzerid-Komponenten berücksichtigt, wobei sich der Phasenwinkel der *m*-ten Fettkomponente aus der spektralen Verschiebung Δf der jeweiligen Komponente ergibt:

$$\theta_{n,m} = 2\pi \, \Delta f_m \, TE_n \, .$$

Die T2* Relaxation wurde monoexponentiell modelliert, T1-Sättigung wurde bei TR 8 ms und einem Flipwinkel von α=2° als vernachlässigbar betrachtet. Der relative Fettgehalt (Protonendichte-Fettfraktion) ergibt sich nach iterativer Bestimmung von W und F wiederum als F/(W+F) .
Die im mDixon-Fettmodell verwendeten normierten Koeffizienten a_m wurden in Phantommessungen an verschiedenen Pflanzenölen und tierischen Fetten mit MRS-Relaxometrie bestimmt und mit aus der chemischen Zusammensetzung berechneten Werten verglichen. Ferner wurde die Genauigkeit der Fettgehaltsbestimmung mittels der beiden mDixon-Varianten sowie der MRS anhand eines Sojaöl/Wasser-Phantoms mit bekanntem Lipidanteil von 173 g/kg überprüft. Die in-vivo-Messungen des Leberfettgehalts wurden an bisher 43 Patienten im Rahmen einer diagnostischen MRT-Untersuchung des Abdomens durchgeführt. Sowohl die beiden mDixon-Varianten als auch die MRS-Relaxometrie konnten aufgrund ihrer kurzen Messdauer von ≤18 s jeweils in Atemstillstand aufgenommen werden. Die mDixon-Sequenzen deckten dabei mit 100 transversalen Schichten à 2mm die gesamte Leber ab.

Ergebnisse: Wiederholte Messungen am Fett/Wasser-Phantom ergaben (mit an die Zusammensetzung von Sojaöl angepassten Koeffizienten a_m) aus der 2E-mDixon-Sequenz 145 (±23), mit 6E-mDixon 152 (±20) und mit MRS 171 (±9) g Lipid/kg .
Bei der in-vivo-Bestimmung des Leberfettgehalts konnten aufgrund des bei 3 T erhöhten Kernspinsignals und der verbesserten spektralen Auflösung neben der Methylen-Hauptkomponente $(CH_2)_n$ der Triglyzeride meist auch weitere Molekülgruppen wie z.B. Methyl, α- und ß-Carbonyl, Mono-allyl und Vinyl (Tab.1) getrennt quantifiziert werden (Abb.1). Bei Patienten mit Leberfettanteil >15% ließ sich somit in der MRS-Relaxometrie der Anteil Methylen/Gesamtlipid auch individuell bestimmen zu im Mittel 0.621 (±0.011), in guter Übereinstimmung mit dem im mDixon-Modell verwendeten Wert (Tab.1). Bei den 23 Patienten, die einen erhöhten Fettgehalt der Leber von mehr als 5% aufwiesen, zeigte sich eine sehr gute Korrelation (R = 0.983) zwischen dem mit der mDixon-Methode MR-bildgebend gemessenen und den durch MRS-Relaxometrie ermittelten Werten für F/(W+F) (Abb.3). Die Resultate aus der mDixon-Akquisition lagen zwar signifikant (p=0.008) leicht unter den MRS-Werten, der Unterschied betrug aber im Mittel nur -1.4% mit einer 95% Übereinstimmungsgrenze von -5.7 bis 2.9%. Im Vergleich der beiden mDixon-Varianten war der mit 2E-mDixon bestimmte Fettgehalt systematisch etwas geringer als der in der Multiecho-Sequenz gemessene, die Differenz zwischen den beiden mDixon-Techniken betrug dabei maximal 3%. Bei dem Fall mit der am stärksten ausgeprägten Fettleber, bei dem ein durch Leberbiopsie histologisch gesicherter Lipidgehalt von 46% vorlag, ergab sich mit der mDixon-Methode 42% (2E-mDixon) bzw. 44% (6E-mDixon) (Abb.2), und mit MRS 47% Fettanteil.

Zusammenfassung: Der mittels der mDixon-Methode bestimmte relative Fettgehalt der Leber zeigt eine gute Übereinstimmung mit der MRS-Messung, welche als in-vivo-Referenz angesehen werden kann. Beide getesteten mDixon-Varianten eignen sich zur schnellen nicht-invasiven Bestimmung des Leberfettgehaltes, wobei die Multi-Echo-Sequenz ähnlich wie die MRS den Vorteil einer zusätzlichen Berücksichtigung von Relaxationseffekten bietet und somit unempfindlicher ist auf Änderungen von T2* bzw. T2 aufgrund z.B. einer Eisenspeichererkrankung.

Literatur

[1] Eggers, H et al. MRM 65:96-107 (2011)
[2] Yu, H et al. MRM 60:1122-1134 (2008)

Anhang 1

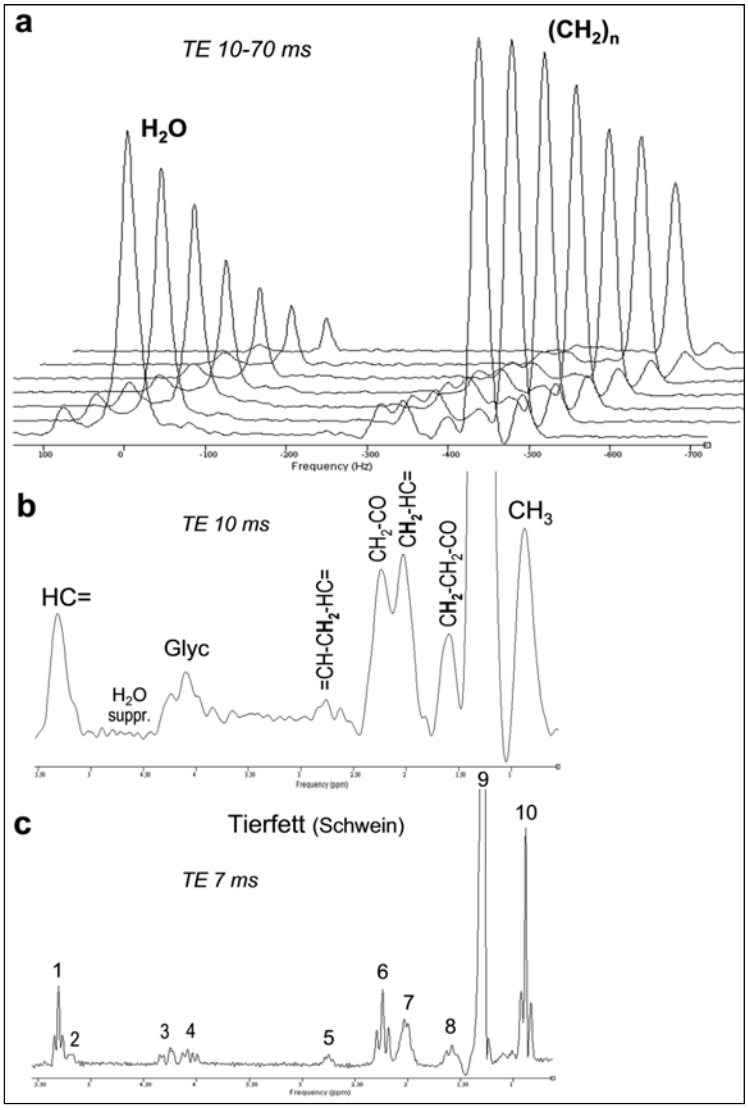


Abb.1: In-vivo ^{1}H-MR Spektrenserie des Leberparenchyms (a), gezoomtes Spektrum bei TE 10 ms (b), sowie Spektrum eines Tierfett-Phantoms (c).

Anhang 2

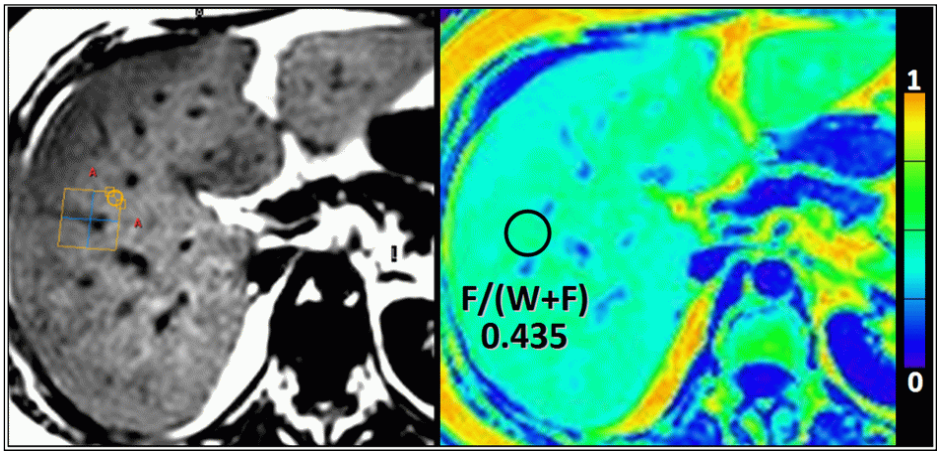


Abb.2: Positionierung des in der Leber selektierten MRS-Volumens und korrespondierende ROI-basierte Auswertung der F/(W+F)-Map (6E-mDixon).

Anhang 3

m	δ [ppm]	Proton	Gruppe	Koeff. a
1	**5.35**	**H**-C=C-**H**	olefinisch, Vinyl	**0.04**
2	**5.22**	**H**-C-O-C-	2-CH (Glycerol)	**0.01**
3	**4.30**	CH_2-O-C-	1- und 3-CH_2 (Glyc.)	**0.02**
4	**4.12**			**0.02**
5	**2.77**	=CH-CH_2-HC=	CH_2 (di-allylisch)	**0.01**
6	**2.25**	CH_2-CO	α-carbonyl	**0.06**
7	**2.03**	-CH_2-HC=	CH_2 (mono-allyl.)	**0.07**
8	**1.59**	CH_2-CH_2-CO	β-carbonyl	**0.055**
9	**1.30**	$(-CH_2-)_n$	Methylen	**0.625**
10	**0.90**	-CH_3	Methyl	**0.09**
				$\Sigma a_m = 1$

Tab.1: Lipidresonanzen der Triglyzeride im ^{1}H-MR-Spektrum mit ihren im mDixon-Fettmodell der Leber verwendeten relativen Anteilen a_m am Gesamt-Lipidgehalt. Chemische Verschiebung δ [ppm] bezogen auf Tetramethylsilan.

Anhang 4

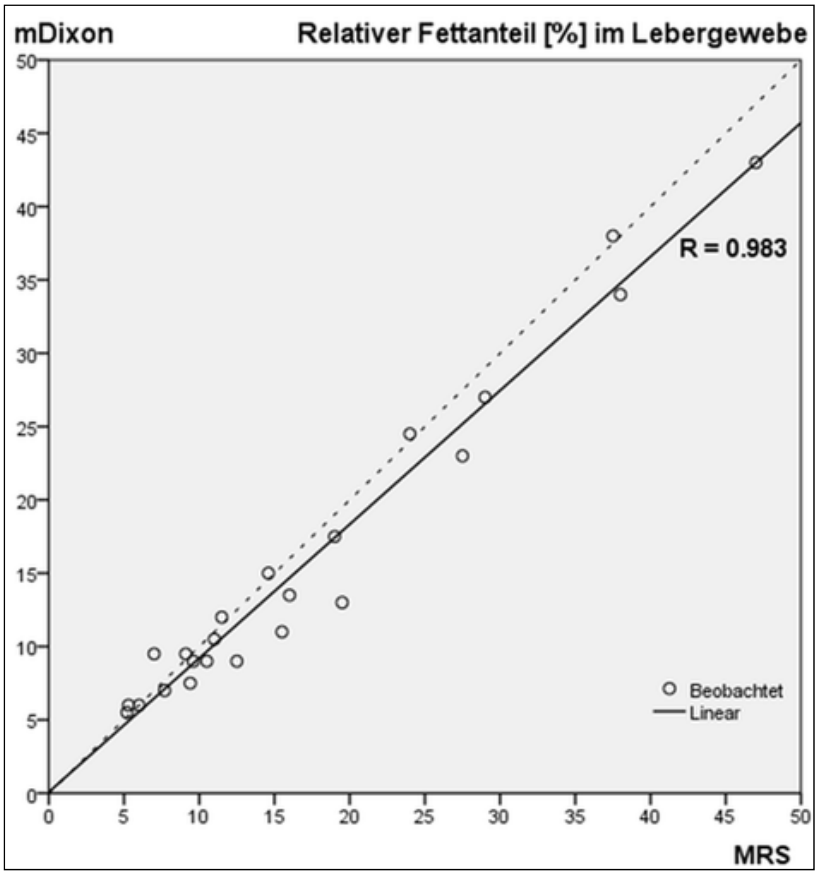


Abb.3: Vergleich der Fettgehaltsbestimmung mittels mDixon und MRS-Relaxometrie. Der mit mDixon bestimmte Fettgehalt ist im Bereich >10% geringfügig niedriger als die mit MRS erhaltenen Werte.

191 Beschleunigte MR Fourier-Geschwindigkeits-Bildgebung

F. Hilbert[1], T. Wech[2,1], D. Hahn[1], H. Köstler[2,1]
[1]Universität Würzburg, Institut für Röntgendiagnostik, Würzburg, Deutschland
[2]Deutsches Zentrum für Herzinsuffizienz (DZHI), Würzburg, Deutschland

Fragestellungen: Zur Messung der Flussgeschwindigkeit in Blutgefäßen wird im klinischen Alltag die Phasenkontrast - Magnetresonanztomographie eingesetzt [1]. Allerdings kann diese Methode nur bei Gefäßen angewendet werden, die wesentlich größer als die Bildauflösung sind, da nur die Durchschnittsgeschwindigkeit in jedem Voxel registriert wird. Mit Hilfe der deutlich zeitaufwendigeren Fourier-Geschwindigkeits-Kodierung lässt sich die gesamte Geschwindigkeitsverteilung in jedem Voxel messen [2]. Wir haben ein Verfahren zur Beschleunigung der Fourier-Geschwindigkeits-Kodierung entwickelt, so dass diese in der Zeit einer normalen Phasenkontrast - Messung durchgeführt werden kann. Die Messung wurde durch bis zu 12-fache Unterabtastung beschleunigt und fehlende Daten durch nicht-lineare Rekonstruktion berechnet. Die so erhaltenen Geschwindigkeitsspektren wurden anhand hochaufgelöster Geschwindigkeitskarten überprüft und bestätigt.

Material und Methoden: Von der Femoralarterie gesunder Probanden wurden EKG-getriggerte, radiale CINE Aufnahmen mit unterschiedlichen Geschwindigkeitskodierungen gemacht. Wir haben hochaufgelöste Geschwindigkeitskarten des Gefäßes mit der Phasenkontrast-Methode erstellt. Zur Auswertung der Fourier-Geschwindigkeits-Kodierung wurde eine niedrigere räumliche Auflösung simuliert, bei der das gesamte Gefäß in einem einzigen Voxel liegt. Die Geschwindigkeitsverteilungen aus voll abgetasteter und beschleunigter Fourier-Geschwindigkeits-Kodierung wurden mit den Ergebnissen der Phasenkontrast-Methode verglichen. Die beschleunigte Fourier-Geschwindigkeits-Messung dauerte nur so lange wie eine einfache Phasenkontrast-Messung. Die fehlenden Daten wurden mit Compressed Sensing rekonstruiert.

Ergebnisse: Die Geschwindigkeitsverteilungen der voll abgetasteten (Abb. 2) und der beschleunigten Fourier-Geschwindigkeits-Kodierung (Abb. 3) stimmen gut miteinander überein. Die Genauigkeit der gefundenen Verteilungen wird durch das Histogramm der auftretenden Geschwindigkeiten aus der räumlich hochaufgelöste Phasenkontrast-Messung bestätigt (Abb. 1).

Zusammenfassung: Die Fourier-Geschwindigkeits-Kodierung stellt das Geschwindigkeitsspektrum in einem Voxel zuverlässig dar. Durch Unterabtastung kann die dafür nötige auf die Dauer einer gewöhnlichen Phasenkontrast-Messung reduziert werden. Mit Hilfe von Compressed Sensing können die beschleunigten Daten rekonstruiert und das Geschwindigkeitsspektrum präzise bestimmt werden. Die beschriebene Technik ermöglicht eine genauere Untersuchung des Flusses von Blutgefäßen in der Größenordnung der Bildauflösung, die also zu klein für aussagekräftige Phasenkontrast-Messungen sind. Ohne zusätzlichen Messaufwand kann anstelle einer ungenauen Durchschnittsgeschwindigkeit die komplette Geschwindigkeitsverteilung in diesen Gefäßen bestimmt werden.

Literatur

[1] Srichai, M. et al.: Cardiovascular Applications of Phase-Contrast MRI, Am.J.Roentgenol., 192 (2009) 3, S. 662-675
[2] Moran, P.: A flow velocity zeugmatographic interlace for NMR imaging in humans, Magn.Reson.Imaging, 1 (1982) 4, S. 197-203
[3] Lustig, M. et al.: Sparse MRI: The application of Compressed Sensing for rapid MR imaging, Magn.Res.Med., 58 (2007) 6, S. 1182-1195

Anhang 1

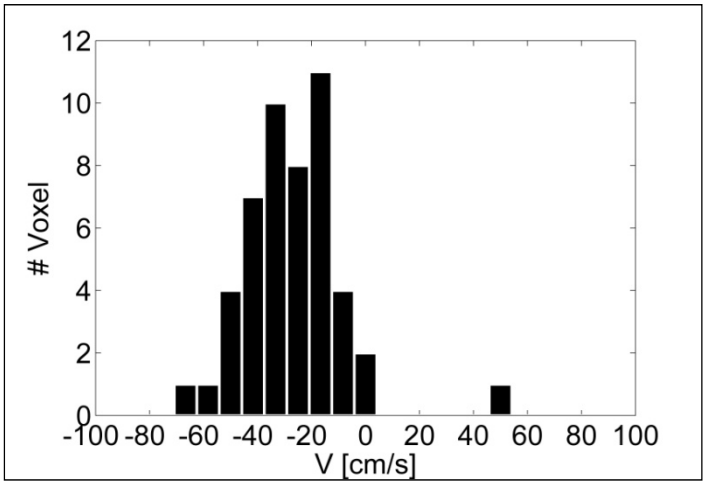


Abb.1: Geschwindigkeitsverteilung gemessen mit hochaufgelöster Phasenkontrast-Messung

Anhang 2

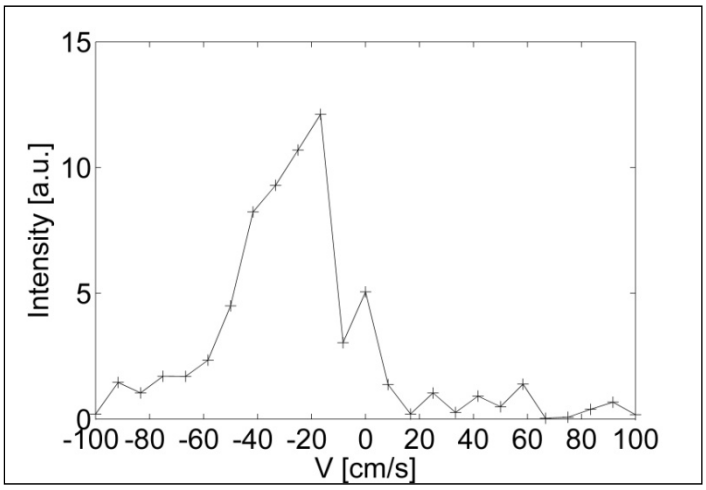


Abb.2: Geschwindigkeitsverteilung gemessen mit voll abgetasteter Fourier-Geschwindigkeits-Kodierung

Anhang 3

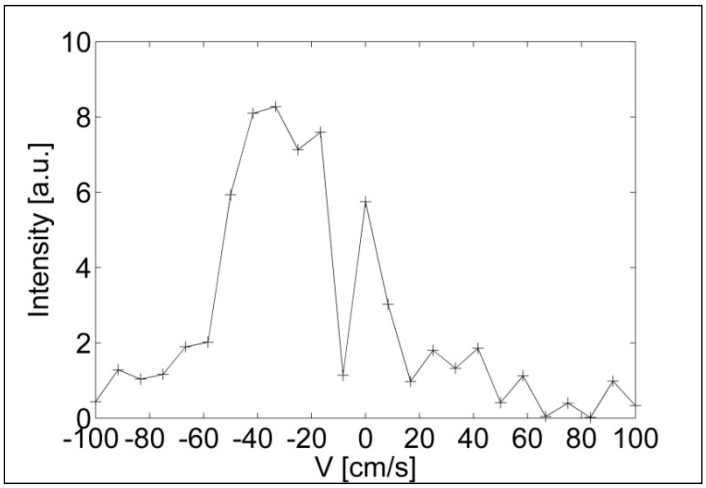


Abb.3: Geschwindigkeitsverteilung gemessen mit beschleunigter Fourier-Geschwindigkeits-Kodierung

192 Myocardial T_1 mapping for the assessment of diffuse fibrosis

S. Weingärtner[1,2], M. Akcakaya[1], T. Basha[1], K.V. Kissinger[1], B. Goddu[1], S. Berg[1], W.J. Manning[1], R. Nezafat[1]
[1]Beth Israel Deaconess Medical Center and Harvard Medical School, Department of Medicine, Boston, Deutschland
[2]University Medical Center Mannheim, Heidelberg University, Computer Assisted Clinical Medicine, Mannheim, Vereinigte Staaten Von Amerika

Introduction: Magnetic Resonance Imaging (MRI) is commonly used in the assessment of myocardial fibrosis. Altered washout kinetics of an exogenous contrast agent in fibrotic tissue allow the depiction of collagen deposition associated with scaring. Late Gadolinium Enhancement (LGE) is the clinical gold standard for the depiction of focal scar in the myocardium. However, its utility for the assessment of diffuse fibrosis is limited, due to the lack of a healthy reference tissue. Myocardial T_1 mapping is an emerging technique for the assessment of diffuse myocardial fibrosis, by quantifying the T_1 relaxation time and the associated amount of contrast agent in the myocardium. The modified Look-Locker inversion-recovery sequence (MOLLI) [2] is the most commonly applied sequence for myocardial T_1 mapping. In MOLLI eleven single-shot images are acquired after multiple inversion pulses in seventeen heart-cycles during a single breath-hold. However, MOLLI T_1 times are known to show heart-rate dependence for long T1 times and require long breath-holds due to rest-periods between the inversion-pulses. Furthermore, the resolution in MOLLI is limited time by the single-shot acquisition window. Hence, MOLLI cannot be employed for the assessment of the left atrial remodeling, which is associated with cardiac arrhythmias, but needs to rely on the left ventricle remodeling as a surrogate.
In this work we present an improved technique for myocardial T_1 mapping and an application to high-resolution 3D T_1 mapping that enables the quantification of the left atrium (LA) for the first time.

Material Methods: As illustrated in Fig. 1 the proposed sequences are based on a hybrid saturation/inversion recovery magnetization preparation, reffered to as SAturation Pulse Prepared Heart-Rate independent Inversion REcovery (SAPPHIRE) [3]. A saturation pulse is played immediately after the detection of the R-wave of the ECG signal to de-phase the magnetization in the entire imaging volume. An inversion pulse follows after a variable delay to create enhanced T_1 weighted contrast. A 2D imaging sequence was used with 9 bSSFP single-shot images acquired in nine consecutive heart-beats. The first image was acquired with no magnetization preparation. The inversion time of the hybrid preparation was varied among the remaining 8 images to create various T_1 weighted contrasts. A fitting of a corresponding signal equation, derived from the Bloch-equations, to the image intensities yields quantitative T_1 maps. A 3D SAPPHIRE imaging sequence for free-breathing was implemented with the interleaved acquisition of six bSSFP 3D images employing the hybrid magnetization preparation. The central k-space of the six images was dynamically acquired at the beginning of the scan using prospective navigator gating. The interleaved acquisition of the outer k-space was performed without prospective navigator-gating. Measurements associated with an navigator-signal outside of the predefined gating-window are retrospectively discarded. This creates six 3D k-space matrices with fully sampled center and randomly undersampled outer k-space. A curve fitting to the image intensities of individual compressed sensing reconstructions yields the T_1 maps.
All measurements were performed on a 1.5T Philips Achieva system. The 2D sequences were performed with an in-plane resolution of 1.7x2.1 mm² and a slice thickness of 10 mm². Phantom measurements in a bottle phantom at various simulated heart-rates were performed to compare the proposed 2D SAPPHIRE sequence to MOLLI and a spin-echo inversion recovery reference. Furthermore in vivo-measurements of eleven healthy subjects and nine subjects with suspected cardiac disease were performed after administration of 0.2 mmol/kg and 0.1 mmol/kg gadobenate dimeglumine, respectively. Finally example T_1 maps of the left atrium were acquired in a healthy subject with the proposed 3D sequence with an resolution of 1.1x1.1x3 mm³.

Results: Fig. 2 shows the results of the phantom measurements. Both MOLLI and SAPPHIRE are in good agreement with the spin-echo reference for short T_1 times (relative difference < 5%). However, MOLLI shows significant correlation to the heart-rate for long T_1 ($R^2 = 0.99$), leading to pronounced underestimation of the T_1 time of up to 20%. No such correlation is found for the SAPPHIRE sequence, showing a small overestimation of 5% compared to the spin-echo reference.
Fig. 3 shows example T_1 maps acquired in a healthy subject. SAPPHIRE shows visually improved homogeneity of the T_1 estimation in the blood-pools and the myocardium, indicating an improved noise-resilience. The same trend can be observed in the T_1 maps acquired in two patients with

suspected cardiac disease, as shown in Fig. 4. No significant difference was found in average T_1 time of the myocardium or the blood-pools neither in the healthy sub-group nor in patients. However, the variation in the blood-pools was significantly decreased from an average of 28 ms to 15 ms and 26 ms to 9.8 ms for the patients and the healthy sub-group, respectively. Fig. 4 shows multiple slices of the high-resolution T_1 map of the left atrium. A clear depiction of structures at the atrial border can be observed. The T_1 maps show visually high homogeneity in the depicted structure. The scan time for this sequence was 9:28 min.

Conclusion: We have proposed improved methods for myocardial T_1 mapping based on a hybrid saturation/inversion magnetization preparation. The magnetization dephasing at the beginning of each heart-cycle enables to lack rest-periods and eliminates the dependency on preceding R-R intervals. Furthermore, it enables a dense sampling of the beginning of the longitudinal relaxation curve, which is more susceptible to changes in the T_1 time. In the 2D T_1 mapping sequence this results in 1) non-heart rate dependent estimation of long T_1 times and 2) post-contrast T_1 maps of improved homogeneity in shorter breath-holds compared to MOLLI. Furthermore, for the first time this enabled the acquisition of high-resolution 3D T_1 maps of the LA in a reasonable scan time. The interleaved acquisition, results in good spatial alignment between the T_1 weighted images, minimizing the loss in effective resolution of the resulting T_1 map and allows proper depiction of detailed structures.

Literatur

[1] Kim RJ, et al. N Engl J Med 2000;343:1445-1453
[2] Messroghli DR, et al. Magn Reson Med 2004;52:141-146
[3] Weingärtner S, et al. Magn Reson Med 2013: in Press

Anhang 1

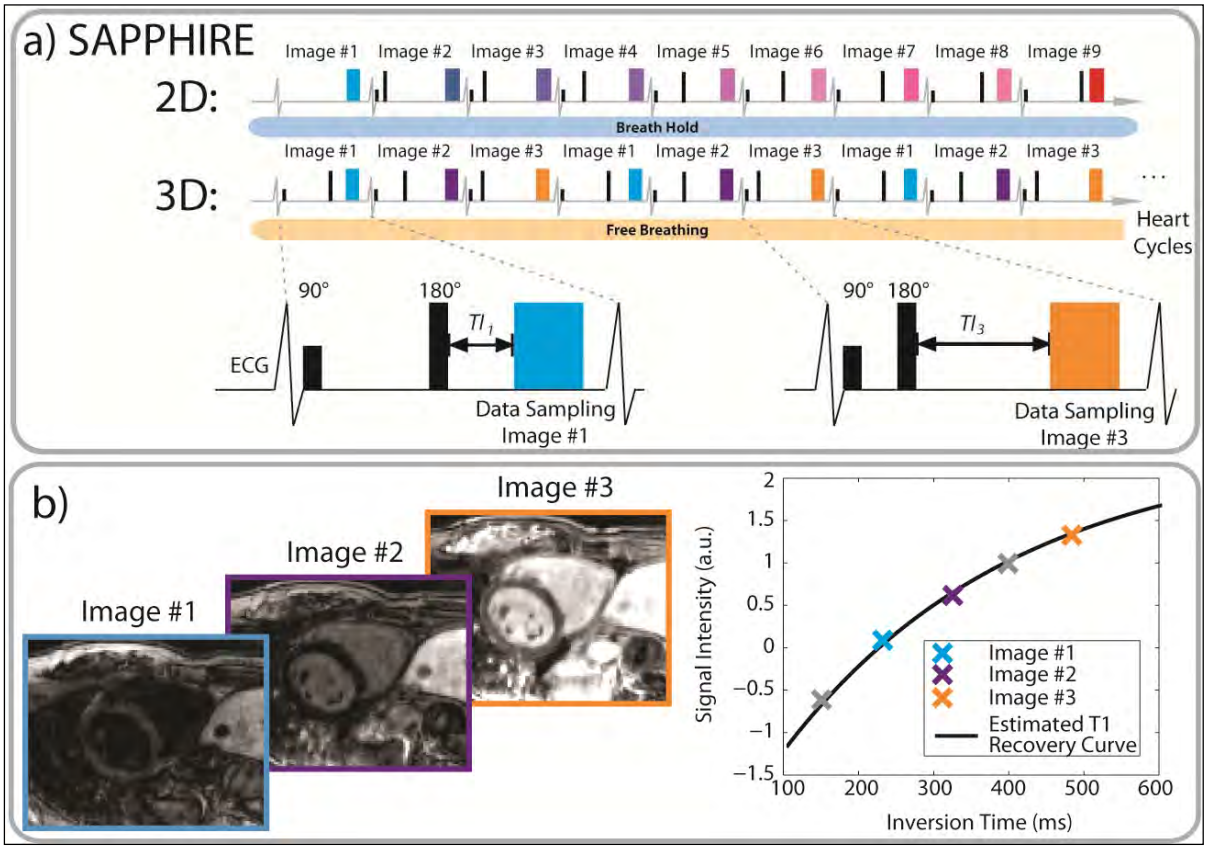


Fig.1: a) Hybrid saturation/inversion recovery magnetization preparation. A saturation pulse is played immediately after the R-wave of the ECG. It is followed by an inversion-pulse after a variable delay. Nine single-shot images are acquired during a single breath-hold for 2D T1 mapping. Six segmented images are acquired for 3D T1 mapping. b) A voxel-wise curve fit yields the T1 maps.

Anhang 2

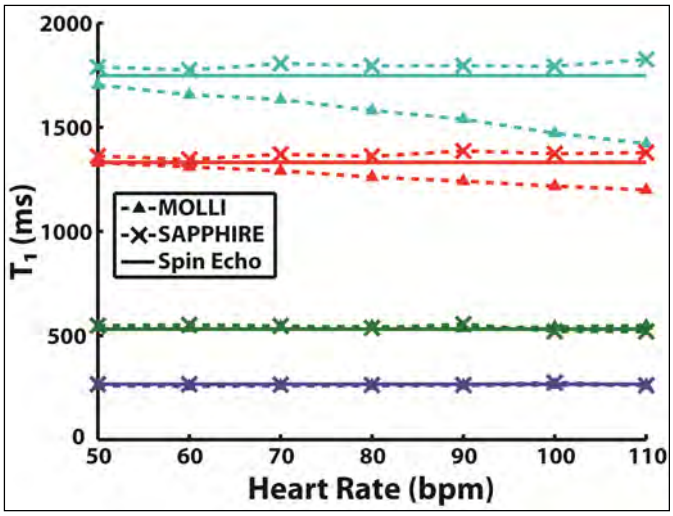


Fig.2: Phantom results with the proposed 2D T_1mapping sequence compared to MOLLI and an inversion-recovery spin-echo reference. Only Small deviations (< 5% relative difference) and no heart-rate dependence can be observed for the proposed sequence. However, MOLLI shows strong correlations to the heart-rate (R^2 = 0.99) and deviations of up to 20% for long T_1 times.

Anhang 3

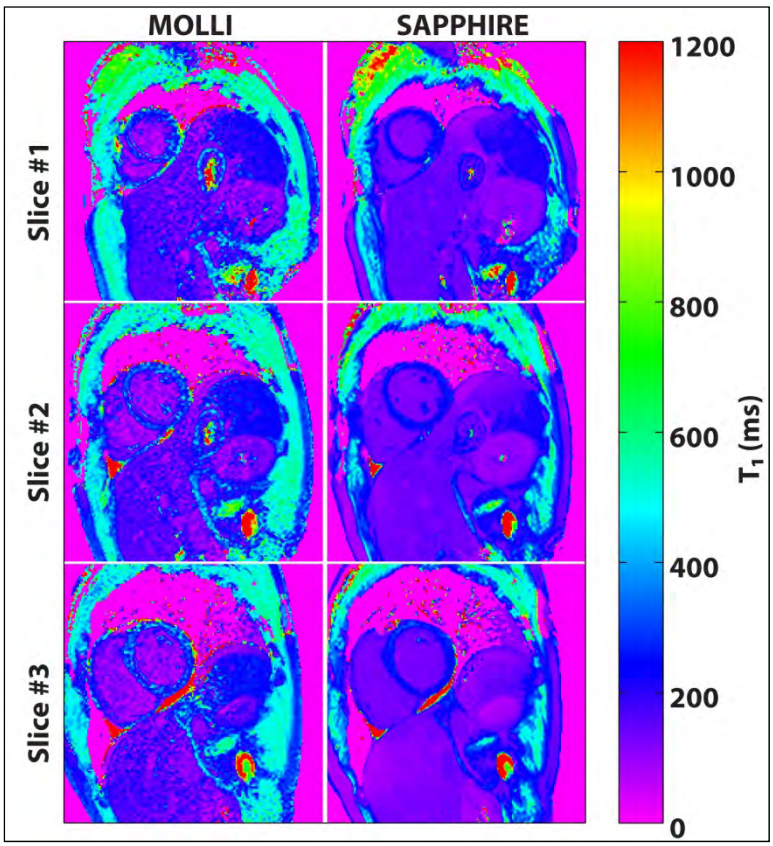


Fig.3: Representative T_1 maps acquired in a healthy subject using the proposed 2D SAPPHIRE sequence and MOLLI. Visually improved homogeneity in the T_1 maps can be observed with the proposed sequence.

Anhang 4

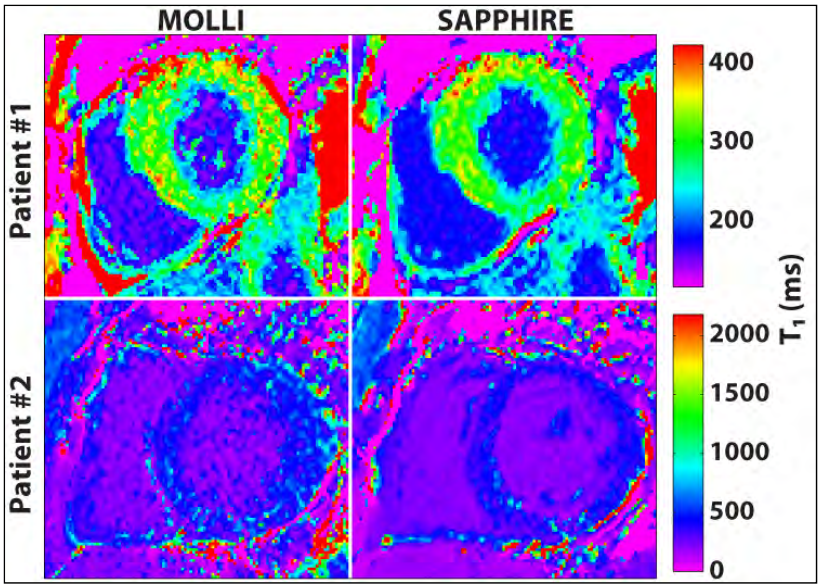


Fig.4: T_1 maps acquired in two subjects with suspected cardiac disease with the proposed 2D SAPPHIRE sequence and MOLLI. The myocardium and the blood-pools show visually improved homogeneity with the proposed sequence.

Anhang 5

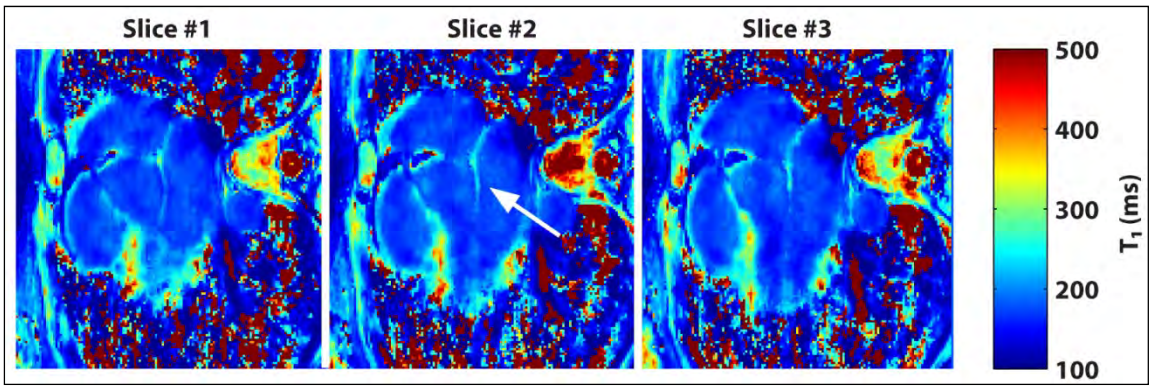


Fig.5: Multiple slices of a high-resolution 3D T_1 map of the left-atrium acquired during free-breathing in a healthy subject with the proposed 3D SAPPHIRE imaging sequence. Visually clear depiction of the detail structures of the atrial border can be observed, as indicated by the white arrow.

193 CFD-Simulationen in realistischen 3D-Koronargeometrien – der Einfluss von Randbedingungen

K. Sommer[1], R. Schmidt[1], H.-C. Breit[1], C. Wieseotte[1], L.M. Schreiber[1]
[1]Universitätsmedizin Mainz, Medical Physics Group, Mainz, Deutschland

Fragestellungen: Die Koronare Herzkrankheit (KHK) stellt die häufigste Todesursache in den Industrieländern dar [1]. Die Messung des myokardialen Blutflusses (MBF) mit Hilfe der Magnetresonanztomographie (MRT) unter Gabe eines extrazellulären Kontrastmittels (KM) ist eine vielversprechende Methode zur Frühdiagnose der KHK. Insbesondere die quantitative Messung des myokardialen Blutflusses in ml/min/g Gewebe ist in letzter Zeit von besonderem Interesse. Voraussetzung für die Quantifizierung ist allerdings eine exakte Bestimmung der Arteriellen Inputfunktion (AIF), d.h. des zeitlichen Verlaufs der Kontrastmittelanflutung in den Herzmuskel. Da die AIF aus technischen Gründen nur im linken Ventrikel (LV) gemessen werden kann, werden in diesem Beitrag strömungsmechanische (Computational Fluid Dynamics, CFD) Simulationen verwendet, um eine möglicherweise auftretende Verformung (Dispersion) des Kontrastmittelbolus auf Grund des Strömungsprofils zu bestimmen (vgl. Abb. 1). Hierbei wird insbesondere der Einfluss verschiedener Outlet-Randbedingungen an den Grenzen des simulierten Koronarbaums auf die CFD-Simulation und auf den damit möglicherweise verbundenen systematischen Fehler bei der MBF-Berechnung untersucht.

Material und Methoden: Während in bisherigen Arbeiten nur vereinfachte Geometrien verwendet wurden [2,3], wurde für diese Untersuchung mit Hilfe der Open-source Software Vascular Modeling Toolkit (vmtk) ein realistisches Modell des Ramus circumflexus (RCX) aus einer Computertomographie-Aufnahme eines Korrosionspräparats erstellt (Abb. 2). Das entsprechende Gitter wurde mit ICEM CFD (ICEM CFD 14, Ansys, Darmstadt, Deutschland) erzeugt. Um den Einfluss auf die MBF-Bestimmung zu untersuchen, wurden Simulationen mit verschiedenen Outlet-Randbedingungen durchgeführt. Neben einem konstanten Druck an allen Outlets [2,4] wurde das structured-tree-Modell, bei dem die Wirkung des hinter dem Outlet folgenden Arteriolenbaums durch eine Impedanzfunktion $Z(t)$ beschrieben wird, verwendet [5]. Für das Widerstandsmodell, bei dem der Outlet-Druck über den Widerstandsparameter R für jeden Zeitschritt gemäß $p = R \cdot q$ (p: Druck, q: Fluss) berechnet wird [6], wurde eine Simulation mit den Grund-Impedanzen des structured-tree Modells ($R = Z(\omega = 0)$) und eine mit dem Widerstands-Literaturwert $R = 6{,}013 \cdot 10^9 Pa \cdot s \cdot m^{-3}$ [7] für alle Outlets durchgeführt. Weiterhin wurde das von Wellnhofer et al. vorgeschlagene Modell der radiusabhängigen Flussaufteilung zwischen den verschiedenen Outlets gemäß $q \sim r^{2{,}76}$ (r: Outlet-Radius) implementiert [8]. Für alle Berechnungen wurde Blut als Newtonsche Flüssigkeit mit der Dichte $\varrho = 1060\, kg \cdot m^{-3}$ und der Viskosität $\eta = 0.004\, Pa \cdot s$ simuliert. An den als fixiert angenommenen Wänden wurde die No-slip-Randbedingung gewählt. Für die Diffusionskonstante des Kontrastmittels wurde der mittels Magnetresonanzspektroskopie bestimmte Wert $D = 3.1 \cdot 10^{-10}\, m^2 \cdot s^{-1}$ verwendet. Der resultierende MBF-Fehler wurde durch Vergleich der Berechnung mit der undispergierten AIF aus dem LV und der Berechnung mit der simulierten AIF am jeweiligen Outlet bestimmt. Hierzu wurde für die simulierte AIF jeweils der Referenzwert $\mathrm{MBF}_{ref} = 1{,}0\, ml \cdot g^{-1} \cdot min^{-1}$ angenommen [vgl. 2].

Ergebnisse: Bei allen Simulationen trat an allen Outlets eine deutliche Dispersion des Kontrastmittels auf (vgl. Abb. 1). Die durch Nichtberücksichtigung der Dispersion verursachten Fehler bei der Bestimmung des MBF mit einer AIF aus dem LV hatten generell eine Unterschätzung des MBF zur Folge (Fehlerbereich 6,5%-32,1%). Es zeigte sich, dass die Wahl der Outlet-Randbedingungen in realistischen Koronargeometrien einen erheblichen Einfluss auf das resultierende Geschwindigkeitsfeld (Abb. 3) sowie auf den resultierenden MBF-Wert haben kann. Während das Impedanzmodell, das Modell der radiusabhängigen Flussaufteilung sowie das Widerstandsmodell mit Grundimpedanzwerten ähnliche MBF-Werte ergaben, zeigten sich bei den Simulationen des Widerstandsmodells mit Literaturwerten und der Randbedingung konstanten Drucks teils stark abweichende Werte (siehe Tab. 1).

Zusammenfassung: Auch in realistischen Koronargeometrien tritt eine Dispersion des Kontrastmittelbolus auf, wobei die resultierenden Fehler der MBF-Werte in dieser Untersuchung größtenteils über denen bisheriger Studien lagen [vgl. 2,3]. Angesichts dieser Studien ist zu erwarten, dass die hier nicht simulierte Dispersion des KM auf dem Weg vom LV zum RCX zu zusätzlichen Fehlern führt. Die bei CFD-Simulationen zur Perfusionskorrektur bisher unberücksichtigte

Fragestellung der Outlet-Randbedingungen stellte sich als äußerst relevant heraus. Es konnte gezeigt werden, dass die Verwendung korrekter Randbedingungen eine Grundvoraussetzung einer präzisen quantitativen Bestimmung des MBF-Wertes ist. Daher sind weitere Untersuchungen, insbesondere ein Vergleich mit experimentellen Daten, erforderlich.

Danksagung: Wir danken der Carl-Zeiss-Stiftung sowie dem Max Planck Graduate Center mit der Johannes Gutenberg-Universität Mainz (MPGC) für die Unterstützung dieses Projekts durch Doktorandenstipendien für Karsten Sommer.

Literatur

[1] P.G. Camici et al.: The clinical value of myocardial blood flow measurement, Journal of nuclear medicine, 50 (2009) 7, S. 1076-87
[2] D. Graafen et al.: Quantitative myocardial perfusion magnetic resonance imaging: the impact of pulsatile flow on contrast agent bolus dispersion, Physics in Medicine and Biology, 56 (2011) 16, S. 5167-85.
[3] R. Schmidt et al.: Computational Fluid Dynamics Simulations of Contrast Agent Bolus Dispersion in a Coronary Bifurcation: Impact on MRI-Based Quantification of Myocardial Perfusion, Computational and Mathematical Methods in Medicine, Article ID 513187 (2013).
[4] F. Calamante et al.: Estimation of bolus dispersion effects in perfusion MRI using image-based computational fluid dynamics, NeuroImage, 19 (2003) 2, S. 341-53.
[5] W. Cousins et al.: Boundary conditions for hemodynamics: The structured tree revisited, Journal of Computational Physics, 231 (2012) 18, S. 6086-96.
[6] S.J. Sherwin et al.: One-dimensional modelling of a vascular network in space-time variables, Journal of Engineering Mathematics, 47 (2003), S. 217-50.
[7] P. Reymond et al.: Validation of a one-dimensional model of the systemic arterial tree, American journal of physiology - Heart and circulatory physiology, 297 (2009) 1, S. 208-22.
[8] E. Wellnhofer et al.: Flow simulation studies in coronary arteries - impact of side-branches, Atherosclerosis, 213 (2010) 2, S. 475-81.

Anhang 1

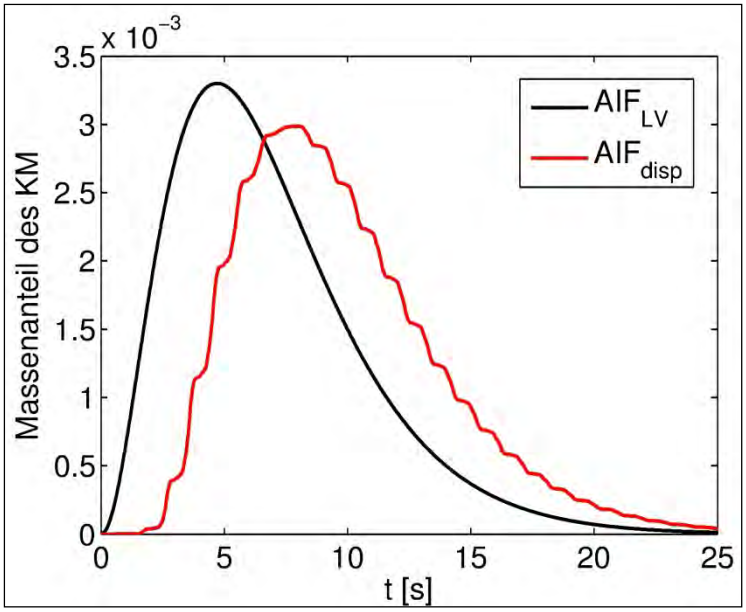


Abb.1: Beispiel für die Kontrastmitteldispersion bei der Simulation mit konstantem Druck. Dargestellt sind die als Input verwendete AIF_{LV} am LV und die simulierte AIF_{disp} am Outlet 3. Die Stufen in der AIF_{disp} werden durch den pulsatilen Blutfluss verursacht.

Anhang 2

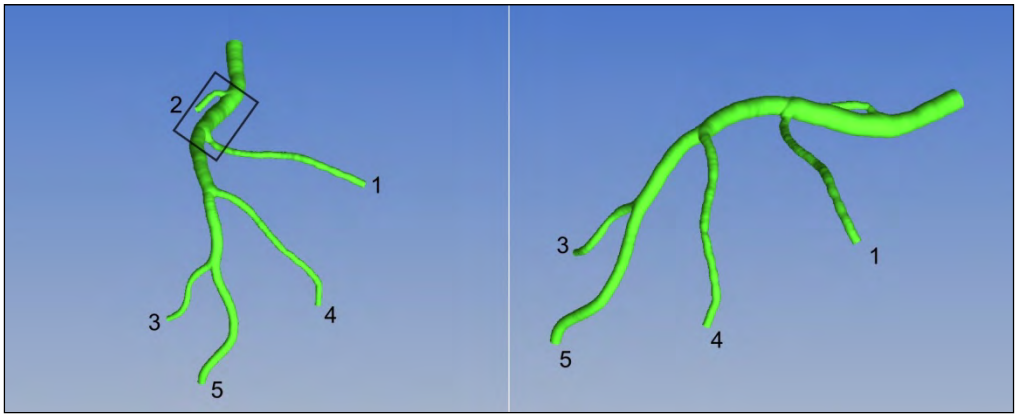


Abb. 2. Das verwendete 3D-Modell des RCX mit nummerierten Outlets. Der schwarze Kasten markiert den in Abb. 3 vergrößert dargestellten Bereich.

Anhang3

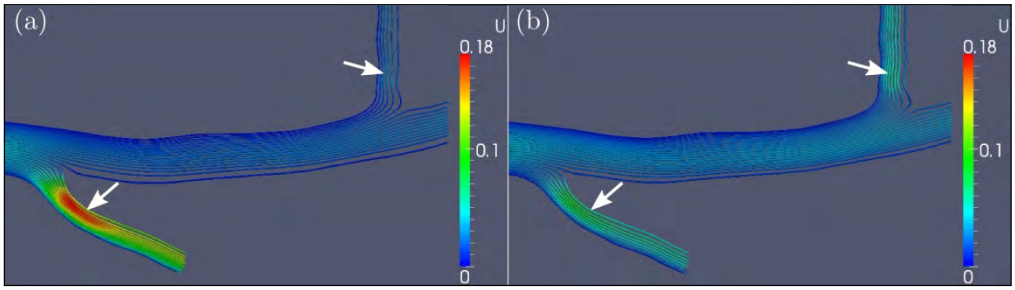


Abb. 3. Streamline-Darstellung der Geschwindigkeitsfelder (in m/s) zum Zeitpunkt 0,36s der Simulation mit (a) konstantem Druck an allen Outlets und (b) der Widerstands-Randbedingung mit Grundimpedanzwerten. Die Pfeile markieren Bereiche erheblicher Unterschiede in den beiden Geschwindigkeitsfeldern.

Anhang 4

Randbedingung	Konst. Druck	Impedanz	Widerstand (Grundimpedanz)	Widerstand (Literaturwerte)	Flussaufteilung
Outlet 1	22,5%	15,7%	15,2%	17,1%	15,2%
Outlet 2	6,5%	7,4%	7,5%	7,2%	7,6%
Outlet 3	32,1%	25,3%	24,8%	22,5%	25,0%
Outlet 4	23,6%	24,2%	24,9%	20,1%	25,5%
Outlet 5	21,6%	21,8%	22,1%	26,9%	21,9%

Tab. 1: Die bei Nichtberücksichtigung der Dispersion, d.h. bei Verwendung der AIF aus dem LV im Vergleich zur Verwendung der simulierten AIF entstehenden Fehler der MBF-Werte.

194 Simulation der Kontrastmittel-Bolus Dispersion entlang einer koronaren Bifurkation bei der myokardialen MR-Perfusionsmessung

R. Schmidt[1], D. Graafen[1], S. Weber[1], L.M. Schreiber[1]
[1]Universitätsmedizin Mainz, Bereich Medizinische Physik, Klinik für Radiologie, Mainz, Deutschland

Einleitung: Die koronare Herzkrankheit (KHK) stellt eine der häufigsten Todesursachen in den Industrienationen dar. Die hierbei meist auftretenden atherosklerotischen Gefäßablagerungen führen zu einer Reduktion des Gefäßdurchmessers, wodurch die Perfusion im Myokard verringert wird. Diese sog. Ischämie verursacht einen lokalen Sauerstoffmangel und damit, in Abhängigkeit vom Schweregrad und der Dauer, Funktionsstörungen bis hin zum Gewebeuntergang (Myokardinfarkt). Daher ist eine Früherkennung der KHK von großer Wichtigkeit, um der Minderdurchblutung des Myokards und somit dem eventuellen Auftreten eines Herzinfarkts vorzubeugen. Es gibt verschiedene Methoden, die bei Verdacht auf Bestehen einer KHK eingesetzt werden können. In der Regel wird dies die Röntgen-Koronarangiographie in zwei Ebenen (sog. Herzkatheter-Untersuchung) sein, insbesondere im wissenschaftlichen Bereich werden auch nuklearmedizinische Verfahren, wie PET oder SPECT, sowie die kontrastmittelgestützte Perfusionsmessung mittels Magnetresonanztomographie (MRT) eingesetzt. Der Vorteil der MR-Perfusionsmessung im Vergleich zu den anderen Verfahren liegt darin, dass sie weitestgehend nicht invasiv ist und ohne radioaktive Strahlung auskommt. Bei der MR-Perfusionsmessung wird zunächst ein kompakter Kontrastmittel-Bolus (KM-Bolus) in die Armvene des Patienten injiziert. Über den Blutkreislauf gelangt der KM-Bolus in das Herz und wird anschließend u.a. auch in die Koronararterien und schließlich in den Herzmuskel befördert. Bei einer dynamischen T1-gewichteten Messung kann ein Signal-Anstieg am Ort des KM-Bolus bestimmt werden. Die darauf folgende Auswertung der myokardialen Perfusion kann hierbei qualitativ [1], semi-quantitativ [2, 3] und quantitativ [4-6] erfolgen. Für eine quantitative Aussage über die hämodynamische Relevanz einer Stenose in einer Koronararterie wird der sogenannte Myokardiale Blutfluss (MBF) herangezogen. Von besonderer Bedeutung ist die pharmakologische Induktion von Stress, woraus die sog. Myokardiale Perfusionsreserve (MPR) mittels $MPR=MBF_{Stress}/MBF_{Ruhe}$ ermittelt werden kann. Diese ist von besonderer Bedeutung für die Ischämiediagnostik, da sie besonders sensibel hämödynamische Einschränkungen der Blutversorgung anzeigt. Zur Berechnung des MBF wird neben dem Signal-Zeit-Verlauf im Myokard die Information benötigt, wie der KM-Bolus im Gewebe ankommt. Diese sogenannte arterielle Inputfunktion (AIF) sollte in einem nächstgelegenen, das Gewebe versorgenden Blutgefäß gemessen werden. Bei der myokardialen MR-Perfusionsmessung wird die AIF jedoch aus technischen Gründen in der Regel im linken Ventrikel und nicht direkt in den Koronargefäßen erfasst. Auf dem Weg vom linken Ventrikel zum Myokard kann es aber zur Dispersion (Verformung, i.d.R. eine Verbreitung) des KM-Bolus kommen. Hierzu tragen unterschiedliche Faktoren bei, die über das Strömungsprofil des Blut-Kontrastmittel-Gemischs auf die Form des KM-Bolus einwirken (z.B. verschiedene Stenosetypen, Blutgeschwindigkeit, Form, Abmessungen und Verlauf der Koronararterien, Bifurkationen etc.). Auch Verwirbelungen hinter einer Stenose werden für eine Verbreiterung des Kontrastmittelbolus verantwortlich gemacht. Eine Vernachlässigung dieser Dispersion kann zu einer Verfälschung des MBF- bzw. MPR-Wertes und damit zu einer falschen Einschätzung des Gesundheitszustandes eines Patienten führen [7,8]. Diese Dispersion kann für verschiedene Voraussetzungen und unterschiedliche Gefäßgeometrien mittels strömungsmechanischer (Computational Fluid Dynamics, CFD)-Simulationen abgeschätzt werden. Graafen *et al.* konnten auf diesem Weg in geraden idealisierten Geometrien eines Koronargefäßes bereits zeigen, dass eine Vernachlässigung der KM-Bolus Dispersion zu einer systematischen Unterschätzung des MBF und Überschätzung der MPR führt. Hierbei wurde das Verhalten des KM-Bolus sowohl unter konstantem [7] als auch pulsatilem Blutfluss [8] untersucht.
In dieser Studie wurde die Dispersion des KM-Bolus mittels CFD-Simulationen in einer koronaren Bifurkation untersucht. Hierbei wurde in einem der Äste eine Stenose integriert und u.a. unterschiedliche Flussbedingungen durch diesen stenosierten Ast betrachtet. Darüber hinaus wurde der Einfluss der Dispersion auf den MBF-Wert abgeschätzt, indem die bei den CFD-Simulationen erhaltenen Ergebnisse mit dem pharmakokinetischen Modell MMID4 (multiple indicator, multiple path, indicator dilution, 4 region model) (National Simulation Resource, University of Washington, Seattle, USA) kombiniert wurden.

Material und Methoden:

CFD-Simulationen

Geometrie der koronaren Bifurkation

Als Geometrie wurde basierend auf Literaturwerten eine idealisierte Verzweigung der linken Koronararterie (Left Main Coronary Artery, LMCA) zu ihren Ästen, dem Ramus interventricularis anterior (Left Anterior Descending, LAD) und dem Ramus circumflexus (Left Circumflex, LCX) erzeugt. Hierfür wurde das Programm GAMBIT (GAMBIT 2, ANSYS Germany GmbH, Darmstadt, Germany) verwendet. Für die zylinderförmigen Gefäße wurde ein Radius von 2,25 mm für die LMCA und ein gemittelter Radius von 1,78 mm für die LAD und LCX [9] sowie eine „Centerline"-Länge von 10 mm für die LMCA und 100 mm für die LAD und LCX gewählt. Der Winkel zwischen LAD und LCX wurde auf 80° festgesetzt [10]. Zusätzlich wurde in die LAD eine Stenose mit einer Länge von 10 mm und einer Flächenreduktion von 80% integriert, deren Zentrum 25 mm distal der Bifurkation platziert wurde.
Die Vernetzung der Geometrie erfolgte mit dem Programm ICEM CFD (ICEM CFD 12, ANSYS Germany GmbH, Darmstadt, Germany). Das verwendete Gitter beinhaltet etwa 1,38 Millionen quaderförmige Elemente, wobei die Gitterelemente wegen der großen wandnahen Geschwindigkeitsgradienten zur Wand hin verfeinert wurden. Zusätzlich wurde das Gitter in der Nähe der Bifurkation und der Stenose für eine bessere räumliche Auflösung verfeinert.

Randbedingungen und Durchführung der CFD-Simulationen

Als Randbedingungen wurden im Hinblick auf die myokardiale Autoregulation zwei verschiedene Situationen betrachtet. Im Falle „vollständiger Autoregulation" wurde angenommen, dass durch die Autoregulation der Blutfluss so geregelt wird, dass durch LAD und LCX gleich viel Blut strömt, d.h. jeweils 50%. Dies entspricht einem vollkommenen Ausgleich des Druckabfalls über die Stenose durch Vasodilatation der kleineren präkapillären Widerstandsgefäße. Bei „eingeschränkter Autoregulation" wurde eine reduzierte Strömungsgeschwindigkeit im stenosierten Gefäß angenommen, d.h. in diesem Fall wird der Einfluss der Stenose nicht gänzlich durch Vasodilatation der nachfolgenden Gefäße ausgeglichen. Hierzu wurden die Messergebnisse von Segal *et al.* herangezogen [11]. Für beide Fälle wurden je vier unterschiedliche Simulationen für Ruhe und Stress, sowie für pulsatilen und konstanten Blutfluss durchgeführt. Als Strömungsprofil für die Simulationen zum realistischen pulsatilen Fluss wurden Daten einer Phasen-Kontrast MRT-Messung in der LMCA verwendet [12]. Hierfür wurde eine Polynomfunktion 18. Ordnung an die publizierten Daten gefittet. Das resultierende zeitliche Geschwindigkeitsprofil entspricht einer typischen Herzrate von 60 Schlägen pro Minute. Um ein entsprechendes Strömungsprofil für pharmakologischen Stress zu berechnen, wurde basierend auf den genannten Daten der Ruhemessung die Dauer des Herzzyklus um 10% auf 0,9s verkürzt, was einer Erhöhung der Herzrate auf 66,67 Schlägen pro Minute entspricht, und das zeitliche Geschwindigkeitsprofil entsprechend einer typischen MPR von 2,3 im gesunden Gefäß skaliert [11]. Für den Fall der eingeschränkten Autoregulation wurde das Geschwindigkeitsprofil und die Ausfluss-Bedingungen so variiert, dass der Fluss durch das stenosierte Gefäß für Ruhe basierend auf den Messergebnissen von Segal *et al.* um den Faktor 0,829 reduziert war [11], im normalen Gefäß die durchschnittliche Geschwindigkeit jedoch unverändert blieb. Für diesen Fall wurden für Stress die Parameter entsprechend einem MPR von 2,3 für das normale Gefäß und 1,5 für das stenosierte Gefäß gewählt [11]. Für die unterschiedlichen physiologischen Bedingungen (Ruhe und Stress) sowie für die unterschiedlichen Flussbedingungen durch den stenosierten Ast, wurde das Geschwindigkeitsprofil entsprechend skaliert. Zusätzlich wurden CFD-Simulationen unter konstantem Blutfluss durchgeführt, um zu überprüfen, ob diese unphysiologische Flussbedingung zur Abschätzung der KM-Bolus Dispersion ausreichend ist, da hierdurch eine deutliche Verkürzung der Rechenzeit erreicht werden kann. Für diese Simulationen wurde jeweils der zeitlich gemittelte Wert des entsprechenden Geschwindigkeitsprofils herangezogen. Die als Randbedingung verwendeten Werte sind in Tab. 1 aufgeführt. Am Gefäßeinlass wurde eine ebene Strömungsfront („Plug Flow") angenommen, d.h. das räumliche Geschwindigkeitsprofil ist in diesem Fall homogen über den gesamten Gefäßquerschnitt. Für die CFD-Simulationen wurde ein Blut-Kontrastmittel-Gemisch angenommen, wobei die rheologischen Eigenschaften des Kontrastmittels aufgrund der niedrigen Konzentrationen vernachlässigt wurden. Diese Annahme scheint akzeptabel, da sich das Kontrastmittel nach der intravenösen Injektion bis zum LV vollständig mit Blut durchmischt hat, und der Massenanteil des Kontrastmittels im Blut dann kleiner als 0,3% ist. Daher wurde für das Gemisch eine Dichte von ρ=1050 kg/m^3 und eine dynamische Viskosität von η=0,04 P gewählt. Außerdem wurden unterschiedliche Vereinfachungen, wie die Annahme des Blut-Kontrastmittel-Gemischs als Newtonsches Fluid, einer laminaren Strömung und die Vernachlässigung der Gefäßwandbewegung, getroffen.
Um eine Parametriesierung des zeitlichen Verlaufs des Massenanteils des KM-Bolus im Blut zu erhalten, wurde an einem Probanden eine typische Herzperfusionsmessung durchgeführt und an die

Signal-Zeit-Kurve im LV eine Gamma-Variate-Funktion angepasst [13]. Für die Simulationen wurde eine kontrastmittelfreie Vorlaufzeit von 3 Herzzyklen gewählt, um die vollständige Ausbildung der Periodizität des Fluss-Feldes vor der Bolusinjektion zu gewährleisten.
Während der CFD-Simulation werden vom Programm FLUENT (FLUENT 14, ANSYS Germany GmbH, Darmstadt, Germany) die inkompressiblen Navier-Stokes-Gleichungen, die Kontinuitätsgleichung und die Konvektions-Diffusionsgleichung des lokalen KM-Massenanteils mit Hilfe der Finite-Volumen Methode (FVM) iterativ gelöst. Die Berechnungen mit FLUENT erfolgten auf dem Hochleistungsrechner Elwetritsch (Elwetritsch, RHRK, TU Kaiserslautern) auf 8 Kernen bzw. 16 Kernen für die Simulation von pulsatilem Stress bei vollständiger Autoregulation.
Quantifikation der Dispersion
Mathematisch kann die Dispersion durch die Faltung der linksventrikulären AIF mit einer vaskulären Transortfunktion (VTF) beschrieben werden. Die Varianz dieser VTF kann als Maß für die Dispersion des KM-Bolus betrachtet werden [7, 8, 14]. Der zeitliche Verlauf des flächengemittelten Massenanteils des Kontrastmittels wurde während der Simulation in mehreren Querschnittsflächen zwischen dem Einlass und den Auslässen aufgenommen und anhand dieser Kurven die Varianz der VTF als Maß für die Dispersion entlang des Gefäßverlaufs ermittelt.

Abschätzung des Einflusses der Vernachlässigung der KM-Bolus Dispersion auf die MBF-Wert Bestimmung
Die MBF-Werte zur Quantifizierung der Perfusion wurden in dieser Studie mit Hilfe des pharmakokinetischen Modells MMID4 bestimmt. Hierzu wurden die am Einlass der Geometrie angenommene AIF und die aus den CFD-Simulationen erhaltene dispergierte AIF in das MMID4 Modell importiert. Aus der simulierten dispergierten AIF und einem typischen MBF-Wert wurde mit Hilfe von MMID4 für ein gesundes bzw. ein stenosiertes Gefäß eine Signal-Zeit-Kurve des Myokards generiert. Mit dieser generierten myokardialen Signal-Zeit-Kurve und der ursprünglichen undispergierten AIF wurde hiernach über einen Fit-Prozess ein neuer MBF-Wert abgeschätzt. Im nächsten Schritt wurden die MBF-Werte aus beiden Schritten verglichen und somit der Fehler des MBF-Wertes, der durch Vernachlässigung der Dispersion entsteht, abgeschätzt.

Ergebnisse:
Die Varianz der VTF als Maß für die KM-Bolus Dispersion
Die Ergebnisse der einzelnen Simulationen für die Varianz der VTF, die hier als Maß für die Dispersion des KM-Bolus herangezogen wird, sind in Abb. 1 dargestellt.
Die Dispersion in der stenosierten LAD fällt für den Fall der eingeschränkten Autoregulation größer aus als für den Fall der vollständigen Autoregulation. Da die Geschwindigkeit in der normalen LCX für beide Simulationsbedingungen konstant gehalten wurde, ist der Unterschied in der Dispersion für beide Flussbedingungen vernachlässigbar klein. Generell, kann eine negative Korrelation der Dispersion mit der Flussgeschwindigkeit beobachtet werden. In der Region direkt hinter der Bifurkation ist der Anstieg der Dispersion, nach einem kurzen Sprung nach oben, leicht reduziert. Die Varianz der VTF fällt im stenosierten Ast für den Fall des pulsatilen Flusses kleiner aus als für den konstanten Fluss. Im normalen Ast ist die Differenz der Dispersion für pulsatilen und konstanten Fluss vernachlässigbar klein.

Einfluss der KM-Bolus Dispersion auf die MBF und MPR Quantifizierung
Die Abweichungen der MBF- und MPR-Werte, die durch Vernachlässigung der Dispersion entstehen, sind in Abb. 2 dargestellt. Generell, wurde eine systematische Unterschätzung des MBF bis zu −19,1% für konstanten Fluss und bis zu −16,1% für pulsatilen Fluss beobachtet. Da die Unterschätzung für den Ruhezustand größer ausfällt als für Stress, findet außerdem eine Überschätzung der MPR bis zu 6,2% für konstanten Fluss und bis zu 7,5% für pulsatilen Fluss statt.

Zusammenfassung/Diskussion: Die größere Dispersion im stenosierten Ast für die Bedingung eingeschränkter Autoregulation kann mit der niedrigeren Geschwindigkeit in diesem Ast für diese Flussbedingung erklärt werden. Diese negative Korrelation zwischen Blutgeschwindigkeit und Bolus Dispersion wird auch beim Vergleich der Dispersionsergebnisse für Ruhe und Stress deutlich und wurde auch bereits von Graafen *et al.* beobachtet [7, 8]. Der reduzierte Anstieg der Dispersion im Bereich nach der Bifurkation, ist vermutlich auf das deformierte Geschwindigkeitsprofil in diesem Abschnitt zurückzuführen. Eine mögliche Erklärung für die Verringerung der Dispersion im stenosierten Gefäß für pulsatilen Fluss im Vergleich zum konstanten Fluss könnte die Verschiebung der einzelnen laminaren Schichten gegeneinander aufgrund des Auftreffens der pulsatilen Welle auf die Stenose sein. Durch den hierdurch erhöhten Konzentrationsgradienten von KM senkrecht zur Flussrichtung könnte in dieser Richtung ein erhöhter KM Austausch stattfinden, der eine geringere

Dispersion in Flussrichtung zur Folge hat. Der Verlauf der Varianz der VTF im Stenosebereich entspricht dem, der in vorangegangenen Studien bereits von Graafen *et al.* beobachtet wurde [7, 8].
Die CFD-Simulationen wurden in diesem Fall an idealisierten Gefäßmodellen durchgeführt. Für eine genauere Untersuchung der Dispersion sind zusätzliche Simulationen an physiologischen Koronargefäßmodellen notwendig, um die zahlreichen Krümmungen und die Verzweigungen der Koronargefäße in die Simulationen zu integrieren. Außerdem sollten einige hier gewählte Vereinfachungen, wie z.B. die Annahme eines Newtonschen Fluids und einer laminaren Strömung, genauer untersucht werden und die gewählten Randbedingungen weiter optimiert werden.
Das Maß der Autoregulation hat einen deutlichen Einfluss auf die MBF- und MPR-Fehler im stenosierten Gefäß. Für die Bedingung der vollständigen Autoregulation, die vermutlich für eine Stenose in einem frühen Krankheitsstadium angenommen werden kann, ist die MPR im stenosierten Ast im Vergleich zum normalen Ast überschätzt. Insbesondere kann hierdurch also ein Patient im frühen KHK-Stadium fälschlicherweise als gesund eingestuft werden, wobei gerade in diesem Stadium eine Früherkennung der Krankheit von großer Bedeutung ist, um einem negativen Krankheitsverlauf vorbeugen zu können. Für den Fall der eingeschränkten Autoregulation fällt hingegen der MPR-Fehler im stenosierten Ast geringer aus als im normalen Ast. Allerdings ist für eine genauere Spezifizierung eine Untersuchung unterschiedlicher Stenosegrade und Flussvariationen durch das stenosierte Gefäß vonnöten. Insgesamt konnte gezeigt werden, dass eine Vernachlässigung der Dispersion zu einer systematischen Unterschätzung des MBF führt, die in der Größenordnung des interquartilen Fehlers von ±20% bei der myokardialen MR-Perfusionsmessung an gesunden Probanden liegt [6]. Daher sollte die Dispersion nicht vernachlässigt werden. Die Überschätzung des MPR kann außerdem im schlimmsten Fall dazu führen, dass ein kranker Patient versehentlich als gesund eingestuft wird.

Danksagung: Wir danken der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG SCHR 687/5) für die finanzielle Unterstützung des Projektes.

Literatur

[1] R.R. Edelman, W. Li. Contrast-enhanced echo-planar MR imaging of myocardial perfusion: preliminary study in humans. Radiology, 1994; 190(3): 771-777.
[2] J. Schwitter, D. Nanz, S. Kneifel, K. Bertschinger, M. Büchi, P.R. Knüsel, B. Marincek, T.F. Lüscher, G.K. von Schulthess. Assessment of Myocardial Perfusion in Coronary Artery Disease by Magnetic Resonance. Circulation, 2001, 103(18): 2230-2235.
[3] S. Weber, A. Kronfeld, R.P. Kunz, M. Fiebich, G. Horstick, K.F. Kreitner, W.G. Schreiber. Comparison of three accelerated pulse sequences for semiquantitative myocardial perfusion imaging using sensitivity encoding incorporating temporal filtering (TSENSE). J Magn Reson Imaging, 2007, 26(3): 569-579.
[4] M. Jerosch-Herold, N. Wilke, A.E. Stillman, R.F. Wilson. Magnetic resonance quantification of the myocardial perfusion reserve with a Fermi function model for constrained deconvolution. Medical Physics, 1998, 25(1): 73-84.
[5] M. Schmitt, G. Horstick, S.E. Petersen, A. Karg, N. Hoffmann, T. Gumbrich, N. Abegunewardene, W.G. Schreiber. Quantification of resting myocardial blood flow in a pig model of acute ischemia based on first-pass MRI. Magn Reson Med 2005; 53(5): 1223-1227.
[6] S. Weber, A. Kronfeld, R.P. Kunz, K. Muennemann, G. Horstick, K.F. Kreitner, W.G. Schreiber. Quantitative myocardial perfusion imaging using different autocalibrated parallel acquisition techniques. J Magn Reson Imaging 2008; 28(1): 51-59.
[7] D. Graafen, K. Muennemann, S. Weber, K.F. Kreitner, L.M. Schreiber. Quantitative contrast-enhanced myocardial perfusion magnetic resonance imaging: simulation of bolus dispersion in constricted vessels. Medical Physics 2009; 36 (7): 3099-3106.
[8] D. Graafen, J. Hamer, S.Weber, L.M. Schreiber. Quantitative myocardial perfusion magnetic resonance imaging: the impact of pulsatile flow on contrast agent bolus dispersion. Physics in Medicine and Biology, 2011, 56 (16): 5167–5185.
[9] J.T. Dodge, B.G. Brown, E.L. Bolson, H.T. Dodge. Lumen diameter of normal human coronary arteries: influence of age, sex, anatomic variation, and left ventricular hypertrophy or dilation. Circulation, 1992, 86(1):232–246.
[10] T. Pflederer, J. Ludwig, D. Ropers, W.G. Daniel, S. Achenbach. Measurement of coronary artery bifurcation angles by multidetector computed tomography. Investigative Radiology, 2006, 41(11): 793–798.
[11] J. Segal, M.J. Kern, N.A. Scott, S.B. King, J.W. Doucette, R.R. Heuser, E. Ofili, R. Siegel. Alterations of phasic coronary artery flow velocity in humans during percutaneous coronary angioplasty. Journal of the American College of Cardiology, 1992, 20 (2): 276–286.
[12] M. Schiemann, F. Bakhtiary, V. Hietschold, A. Koch, A. Esmaeili, H. Ackermann, A. Moritz, T.J. Vogl, N.D. Abolmaali. MR-based coronary artery blood velocity measurements in patients without coronary artery disease. European Radiology, 2006,16(5):1124–1130.
[13] H.K. Thompson Jr., C.F. Starmer, R.E. Whalen, H.D. McIntosh. Indicator transit time considered as a gamma variate. Circulation Research, 1964, 14:502-15.
[14] F. Calamante, L. Willats, D.G. Gadian, A. Connelly. Bolus delay and dispersion in perfusion MRI: implications for tissue predictor models in stroke. Magentic Resonance in Medicine, 2006, 55(5):536-545, 1986.

Anhang 1

		Ausfluss Bedingung (LAD/LCX) (%)	Skalierungsfaktor für pulsatiles Profil	Mittlere Geschwindigkeit (m/s)
Vollständige Autoregulation	Ruhe	50,0/50,0	1,000	0,200
	Stress	50,0/50,0	2,300	0,460
Eingeschränkte Autoregulation	Ruhe	45,3/54,7	0,915	0,183
	Stress	35,1/64,9	1,773	0,355

Tab. 1: Randbedingungen für die einzelnen CFD-Simulationen.

Anhang 2

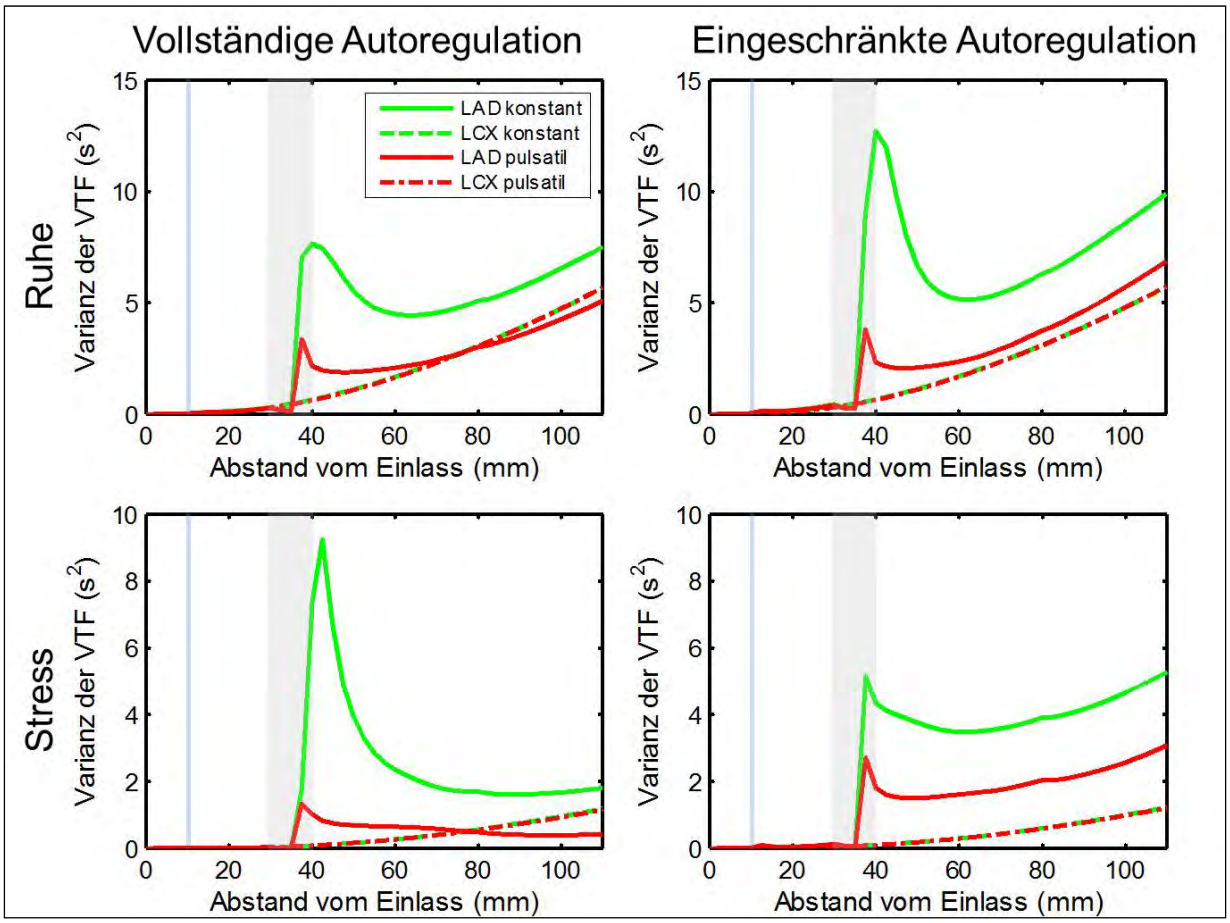


Abb. 1: Varianz der VTF entlang der Gefäßverläufe als Maß für die Dispersion. Die Bifurkation ist durch eine blaue Linie und der Stenosebereich durch eine graue Hinterlegung markiert.

Anhang 3

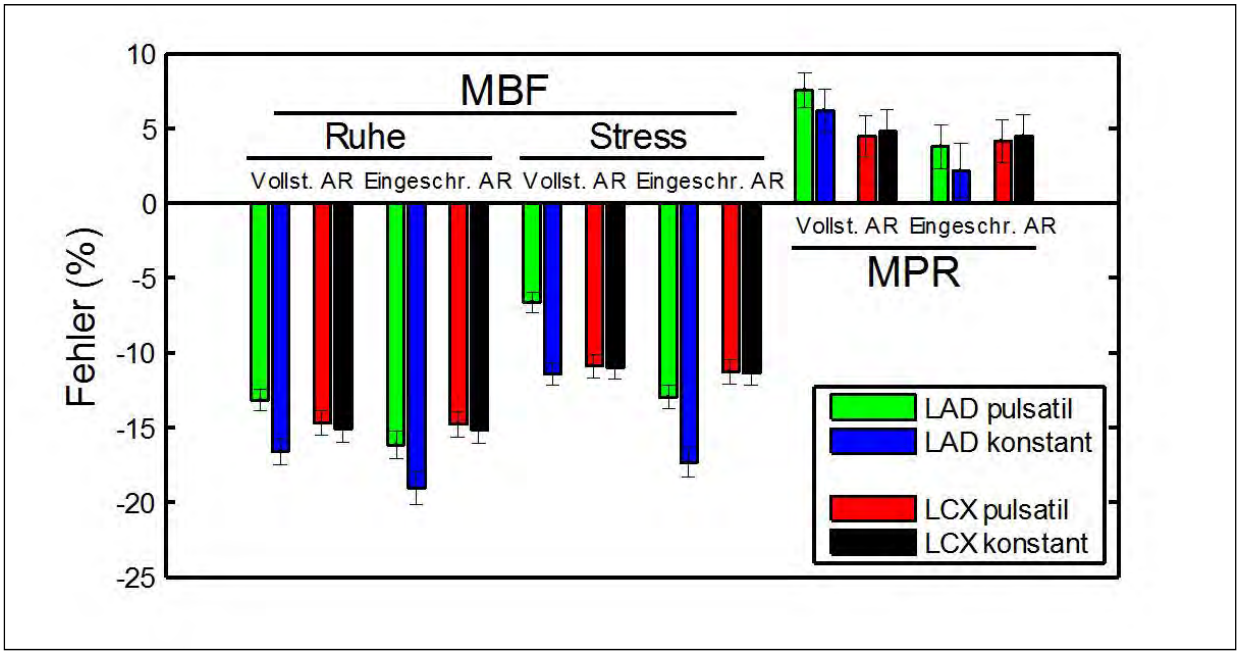


Abb. 2: Fehler im MBF und der MPR, die durch Vernachlässigung der Dispersion entstehen. Hierbei steht „Vollst. AR“ für vollständige Autoregulation und „Eingeschr. AR“ für eingeschränkte Autoregulation.

195 SNR- und g-Faktor-Optimierung in Mehrkanalspulen für die Magnetresonanztomographie mittels Magnetfeldsimulationen am Beispiel einer 64-Kanal Kardiospule

M. Schuppert[1], B. Guerin[2], B. Keil[2], S. Fischer[1], L. Wald[2], L. Schreiber[1]
[1]Universitätsmedizin Mainz, Klinik und Polikklinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Bereich Medizinische Physik, Mainz, Deutschland
[2]A.A. Martinos Center for Biomedical Imaging, Department of Radiology, Harvard Medical School, Massachusetts General Hospital, Charlestown, MA, USA, Vereinigte Staaten Von Amerika

Einleitung: In der Magnetresonanztomographie (MRT) werden Oberflächenspulen zum Empfang des MR-Signals direkt über der gewünschten Untersuchungsregion platziert [1]. Eine MR-Spule kann als Antenne [2] aufgefasst werden, deren Enden zu einem Ringleiter verbunden werden. Durch Zusammenschalten von derzeit bis zu 128 Spulenelementen [3] zu einem Verbund (Mehrkanalspule, engl. Phased Array [4]) kann sowohl die örtliche als auch die zeitliche Auflösung bei der Bildgebung gesteigert werden. Mit zunehmender Anzahl an Spulenelementen und damit einhergehender Verkleinerung der Durchmesser zur Abdeckung einer begrenzten Untersuchungsregion wird die räumliche Sensitivität und somit das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) in Bereichen nahe der Spulenelementen erhöht [5]. Der Nachteil ist ein möglicher SNR Verlust im Zentrum des Untersuchungsobjektes, wenn die geometrische Anordnung der Spulenelemente nicht optimal ist. Das Ziel der vorliegenden Studie ist der Einsatz von Simulationsberechnungen zur Optimierung der Anordnung der Spulenelemente einer 64-Kanal-Spule für die kardiale MRT. Randbedingung sind ein optimales SNR sowie bestmögliche Eigenschaften für die parallele MRT.

Material und Methoden: Wichtige Kriterien zur Beurteilung der Leistungsfähigkeit einer Mehrkanalspule sind das SNR und der Geometriefaktor (engl. geometry factor [6]), kurz g-Faktor. Das SNR ist ein Maß für die Signalqualität. Eine schnelle Abschätzung des relativen SNR gelingt mit Hilfe von statischen Magnetfeldsimulationen auf Basis des Biot-Savart-Gesetzes [7]. Hierbei wird die Gültigkeit des Reziprozitätsprinzips [2] vorausgesetzt, welches besagt, dass das Sendefeld einer Antenne dem Empfangsfeld entspricht. Die Magnetfeldverteilung B_1 des simulierten Spulenelements entspricht dabei dem relativen Signal S (Gl.1). Der relative Rauschlevel N wird aus der Arbeitsfrequenz ω, der Induktivität L und der beladenen Güte $Q_{beladen}$ des Spulenelements, das den Dimensionen des simulierten Spulenelementes entspricht, berechnet (Gl.2) [1]. Die Skalierung der Simulationsergebnisse mit dem aus der Messung bestimmten Rauschlevel ergibt dann das relative SNR (Gl.3):

$$S = B_1 = \frac{\mu_0}{4\pi} I \int \frac{dl \times r}{r^3} \quad \text{(Gl.1)}$$

$$N = R = \frac{\omega L}{Q_{beladen}} \quad \text{(Gl.2)}$$

$$SNR_{relativ} = \frac{S}{N} = \frac{B_1}{\sqrt{R}} \quad \text{(Gl.3)}$$

Der g-Faktor kann auch als Rauschverstärkung über das gesamte Bildgebungsvolumen verstanden werden, die aufgrund der Abschätzung des Entfaltungsalgorithmus in Abhängigkeit vom Reduktionsfaktor R entsteht (Gl.4).

$$g = \frac{SNR_{vollständig}}{SNR_{beschleunigt} * \sqrt{R}} \quad \text{(Gl.4)}$$

Da der g-Faktor mit der räumlichen Verteilung der Spulenelemente variiert, variiert auch das SNR räumlich über dem Bildgebungsvolumen. Mit zunehmendem Reduktionsfaktor R wird der g-Faktor prinzipbedingt schlechter (höhere Werte) und damit das SNR der rekonstruierten beschleunigten Aufnahme aufgrund der reduzierten Signalakquisition und der starken Einfaltungen schlechter.
Die geplante Mehrkanalspule ist so konzeptioniert, dass sie aus einem Rücken- und einem Brustteil bestehen soll. Um die optimale geometrische Anordnung für hohes SNR bei niedrigem g-Faktor zu ermitteln, wurden mittels einer initialen Konfiguration mit 48 Empfangselementen (je 24 Empfangselemente auf Brust und Rücken) (Abb. 1 links) in fünf verschiedenen Anordnungen der Durchmesser bestimmt, der das höchste SNR in der Herzgegend liefert. Zur anatomischen Orientierung wurde ein digitales Menschmodell verwendet um die Position des Herzens festzulegen (Abb.2). Anschließend wurden weitere 32 Kanäle um die in den vorhergehenden Simulationen

ermittelte Konfiguration angeordnet. Aus diesen zusätzlichen Kanälen wurden diejenigen mit dem höchsten SNR-Beitrag in der Herzregion für die Kardiospule ausgewählt. Zusätzlich wurden g-Faktor-Berechnungen bildpunktweise mit verschiedenen Reduktionsfaktoren R durchgeführt, um die jeweilige Spulenkonfiguration zu charakterisieren.
Nach Implementierung der simulierten und geometrisch optimierten Spulenelementanordnung in einer 64-Kanal Kardiospule (Abb. 1 rechts) wurden sowohl das SNR als auch die beschleunigte Bildgebung an einem homogenen Thoraxphantom (asdfasdf) und einem Probanden getestet.

Ergebnisse: Mittels Magnetfeldsimulationen wurde der Durchmesser für die zu verwendenden Spulenelemente in einer initialen Spulenelementkonfiguration mit 48 Kanälen zu d=75mm ermittelt, um das bestmögliche SNR am Ort des Herzens zu erreichen. In einer geometrisch optimal arrangierten Spulenelementkonfiguration mit 64 Kanälen wurde eine SNR Steigerung von 25% gegenüber der 48 Kanäle umfassenden Anordnung erreicht (Abb.3). In den Simulationen konnte gezeigt werden, dass gegenüber der initialen Konfiguration eine zusätzliche laterale Anordnung von Spulenelementen zu einer deutlich verbesserten Leistungsfähigkeit hinsichtlich der beschleunigten Bildgebung (g-Faktor) führt (Abb.4).
In MR-Messungen am Thoraxphantom wurde in einer zentralen Schicht ein um 6% höheres SNR mit der 64-Kanal Anordnung gegenüber der 48-Kanal Anordnung erreicht.
In einer MR-Pilotuntersuchung am Menschen konnte in einer Kurzachsen Aufnahme ein Beschleunigungsfaktor R=7 und in einer Vierkammer Aufnahme ein Beschleunigungsfaktor R=5 demonstriert werden.

Diskussion: Statische Magnetfeldsimulationen auf Grundlage des Biot-Savart-Gesetzes sind ein zeit- und kosteneffektives Werkzeug zum relativen Vergleich verschiedener Spulenelementkonfigurationen. Bei einer Feldstärke von 3T, für welche die untersuchte Kardiospule konzipiert wurde, muss man sich dabei allerdings der Limitationen bewusst sein. Durch die abnehmende Wellenlänge bei höheren Frequenzen kommt es in der Realität bei hohen Feldstärken zu Phasenverschiebungen, die mit dieser Art von Simulationen nicht berücksichtigt werden. Außerdem werden sowohl mögliche Kopplungseffekte zwischen einzelnen Spulenelementen, sowie unterschiedliche Gewebetypen nicht berücksichtigt. Nichtsdestotrotz geben die durchgeführten Simulationen deutliche Aufschlüsse über die Magnetfeldverteilung einer Mehrkanalspule und ermöglichen eine hinreichende Abschätzung der Leistungsfähigkeit dieser bezüglich SNR- und g-Faktor-Optimierung. Obwohl Abweichungen zwischen den Simulationsergebnissen mit den MR-Messergebnissen bestehen, deuten erste MR-Messungen am Menschen stark darauf hin, dass mit der neu entwickelten 64-Kanal Kardiospule ein großes Potential bezüglich verbesserter beschleunigter MR-Messungen am Herzen und damit der Diagnostik der Herzfunktion besteht. Die hardwareseitige Optimierung der neu entwickelten Mehrkanalspule wird weiter vorangetrieben, um die theoretisch erzielbaren Ergebnisse aus der Simulation zu erreichen.

Literatur

[1] Haase, A. et al. (2000) Concepts Magn. Reson. **12**(6)*:* 361–388.
[2] Chen, C.-N. & Hoult, D. I. (1989) Biomedical Magnetic Resonance Technology, Bristol and New York, IOP Publishing Ltd
[3] Schmitt, M. et al. (2008) Magn. Reson. Med. **59**(6):1431-9
[4] Roemer, P. B., W. A. Edelstein, et al. (1990) Magn. Reson. Med. **16**(2):192-225
[5] Wiesinger, F. (2005) 13th Annual Meeting of the ISMRM, Miami Beach, FL, USA, (page 672)
[6] Pruessmann, K. et al. (1999) Magn. Reson. Med. **42**(5):952-62
[7] Tipler, P.A. and Mosca, G. (2004) Physik für Wissenschaftler und Ingenieure, München, Elsevier GmbH

Anhang 1

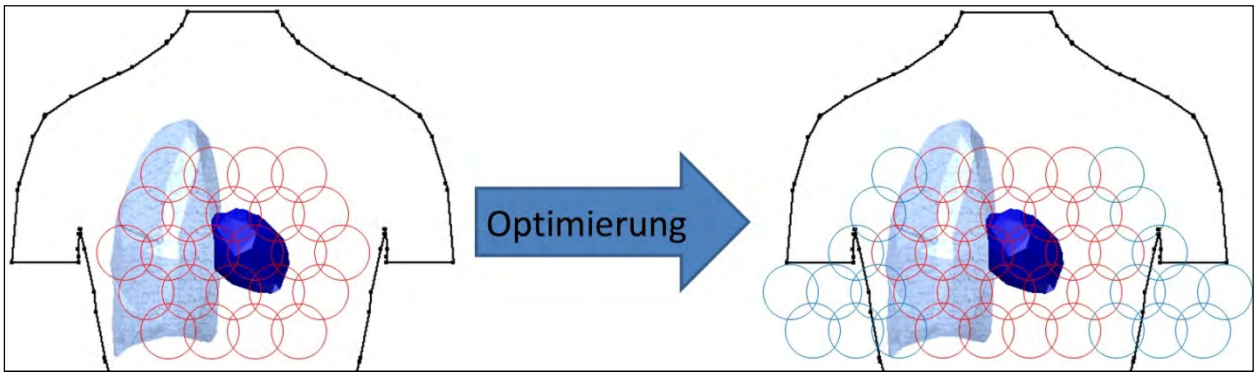


Abb.1: Spulenelementkonfiguration auf der Brustseite über dem Herzen (dunkelblau) mit 48 Empfangselementen (links) und 64 Empfangselementen (rechts) mit Ausgangsmuster (rot) und zusätzlichen seitlichen Empfangselementen (blau) (Rückenseite in beiden Konfigurationen je 24 Empfangselemente)

Anhang 2

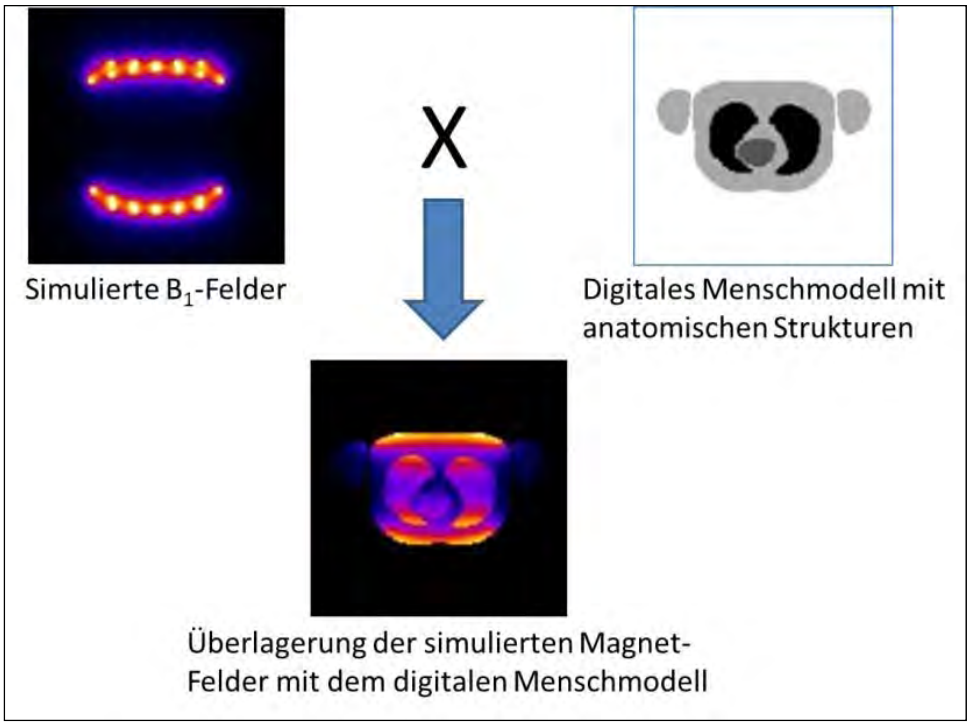


Abb.2: Festlegung der Position des Herzens anhand eines anatomischen digitalen Menschmodells

Anhang 3

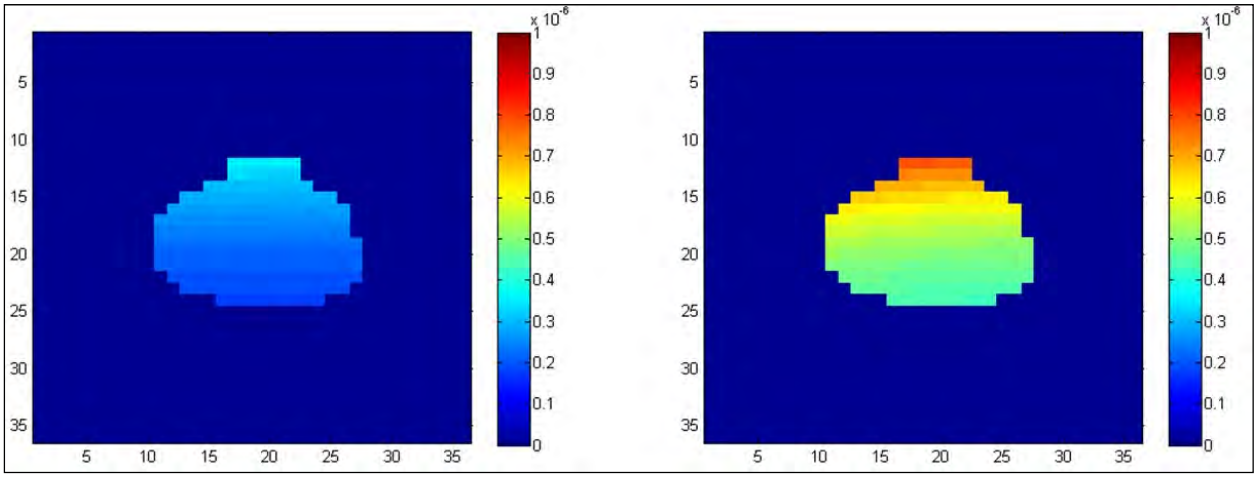


Abb.3: Simuliertes SNR in transversaler Schichtführung am Ort des Herzens mit 48 Empfangselementen (links), welches die Herzhinterwand (unten) als kritische Region zeigt, und 64 Empfangselementen (rechts) mit deutlich verbesserter SNR-Verteilung

Anhang 4

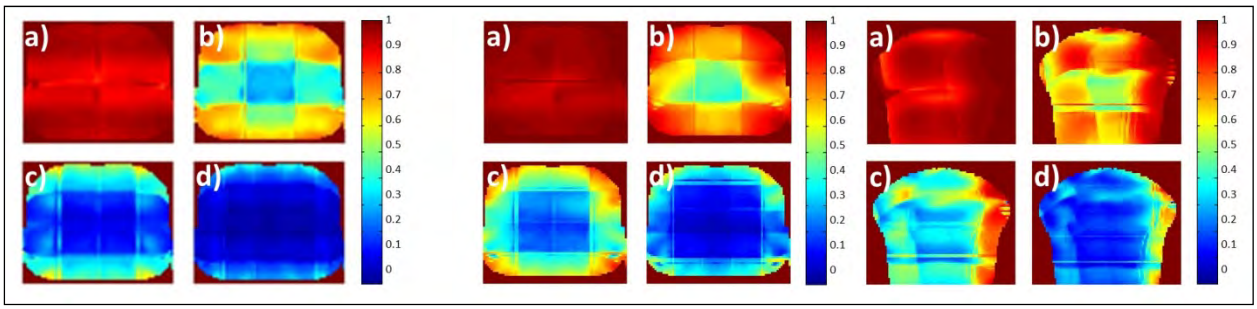


Abb.4: Simulierte g-Faktoren in transversaler Schichtführung mit 48 Empfangselementen (links) und simulierte g-Faktoren in transversaler und koronarer Schichtführung mit 64 Empfangselementen (rechts). Reduktionsfakoren: a)2x2, b) 3x3, c) 4x4, und d) 5x5

36. Bildverarbeitung, Visualisierung, Computing

P 1 Automatische Hintergrundbestimmung zur kontrastbasierten Volumensegmentierung in der PET-Bildgebung

U. Christ[1], T. Fechter[1], U. Nestle[1], M. Mix[2]
[1]Universitätsklinikum Freiburg, Strahlenklinik, Freiburg, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Freiburg, Nuklearmedizin, Freiburg, Deutschland

Fragestellungen: Zur Bestimmung des Gross Tumor Volumens (GTV) für die Bestrahlungsplanung gewinnt die PET-Bildgebung immer mehr an Bedeutung. Zur Vereinfachung wurden automatische Segmentierungsmethoden entwickelt. Einige dieser Methoden nutzen Schwellwerte auf Grundlage des Kontrastes zwischen den Aktivitätskonzentrationen des Tracers im Tumor und im umliegenden Hintergrundgewebe. Für diese Algorithmen ist es notwendig die Aktivitätskonzentration im Hintergrund des Tumors möglichst valide zu bestimmen. Ein Nachteil in der Implementierung, ist die Benutzerabhängigkeit und hohe Sensitivität des Hintergrundes bezüglich stark anreichernder Strukturen in der näheren Umgebung des Tumors. Eine automatische und gleichzeitig robuste Lösung bietet die hier vorgestellte Methode der Histogramm-basierten Hintergrundberechnung (Histogramm-based Background Computation=HBC).

Material und Methoden: Für die Berechnung des mittleren Hintergrundwertes wird das Histogramm des gesamten Bildes verwendet. Der mittlere Hintergrundwert ergibt sich über den Mittelwert der Voxel innerhalb festgelegter Grenzen (Abb.1). Um einen Beitrag des leeren Bereiches außerhalb des Körpers zu vermeiden, wird die untere Grenze auf 1% der maximal im Bild vorkommenden Voxelintensität (=Aktivitätskonzentration) gesetzt. Die obere Grenze beträgt 15%, um sicherzustellen, dass ein ausreichender Abstand zum Tumor besteht. Dies dient dazu einen Tumoranteil in den Hintergrundwerten zu vermeiden, der durch den Partial Volumen Effekt zustande kommt. Die HBC wurde in die MITK Workbench implementiert und sowohl anhand von Phantom- als auch Patientendaten validiert. Als Phantom diente ein Zylinderphantom mit vier füllbaren Kugeln, die mit drei verschiedenen Kontrasten 16,5:1; 8,25:1 und 5,5:1 gemessen wurden. Bei den acht Patientendaten mit insgesamt zehn Läsionen handelt es sich um ein Kollektiv mit Tumoren, die in homogenen (z.B. zentral in der Lunge bzw. Leber) sowie heterogenen (am Mediastinum bzw. Abdomen) Hintergründen gelegen sind. Die HBC wurde gegen eine semi-automatische Bestimmung des Hintergrundes evaluiert. Bei dieser Semi-automatischen wird vom Benutzer um den Tumor eine den Hintergrund einschließende Maske gesetzt. Innerhalb der Grenzen der Maske wird der mittlere Hintergrundwert als Mittelwert aller Voxel innerhalb einer lokalen Region um den Tumor bestimmt. Der Abstand dieser Region zum Tumor wird dabei automatisch in Abhängigkeit von der angenommenen räumlichen Auflösung des Scanners [1] gewählt. Für den Vergleich der beiden Methoden wurde die Maske von einem erfahrenen Anwender gelegt. Für beide Implementierungen wurde derselbe kontrastbasierte Schwellwertalgorithmus verwendet, um das Targetvolumen zu berechnen [2]. Die Berechnung des Schwellwertes (TS) zur Tumorkonturierung erfolgte nach der Formel $TS=0{,}46*SUV_{70}+0{,}21*BG$, die speziell auf den verwendeten PET/CT Scanner (Philips GEMINI TF) kalibriert ist. SUV_{70} bezeichnet hierbei den mittleren SUV-Wert bei einer Isokontur von 70% und BG den mittleren Hintergrundwert. Ein Vergleich erfolgte über die Abweichung in den mittleren Hintergrundwerten und in den daraus resultierenden konturierten Volumina sowie über den Concordance Index der räumlichen Volumenübereinstimmung.

Ergebnisse: Bei den Phantomdaten ergab sich für die voll-automatische HBC-Methode eine Abweichung von der applizierten Aktivitätskonzentration im Hintergrund von (4,93±5,49)%, für die semi-automatische Methode dagegen eine Abweichung von (2,80±3,20)%. Betrachtet man allerdings nur die Messungen mit einem höheren Kontrast, so wird die Abweichung vom wahren Hintergrund bei der voll-automatischen Methode auf (-1,93±4,08)% reduziert, wohingegen die semi-automatische Methode eine Abweichung von (3,66±3,49)% erreicht. Angewendet auf den Schwellwert ergibt sich eine Differenz zwischen den beiden Verfahren von (-0,21±1,11)%. Bezogen auf die Volumenabweichung betrug die Abweichung vom wahren Volumen (1,16±1,13)% und bei der semi-automatischen Methode (1,22±1,45)%.
Die Ergebnisse der Untersuchung von Patientendatensätzen sind in Tabelle 1 dargestellt. Deutlich zu sehen ist hier die unterschiedliche Tendenz zwischen Läsionen im homogenen und heterogenen Hintergrund. Bezüglich der Hintergrundberechnung in den Patientendatensätzen unterschieden sich

die Hintergrundwerte zwischen den beiden Implementierungen im Mittel um (-1,65±50,4)%. Aufgrund der geringen Gewichtung des Hintergrundes in der Formel für den Schwellwert ergab sich somit nur ein Unterschied im Schwellwert von (-0,04±1,37)%. Angewandt auf die Daten resultierte daraus eine Abweichung im Volumen von (-1,05±3,12)% im Mittel und einem mittleren Concordance Index von 0,968. Diese hohe Übereinstimmung ist sowohl für eine Läsion in einer stark anreichenden Umgebung (Abb.2.) sowie in einem homogenen Hintergrund (Abb.3) zu sehen.

Zusammenfassung: Mit der Validierung der voll-automatischen Hintergrundimplementierung konnte gezeigt werden, dass es möglich ist, den Hintergrund benutzerunabhängig zu bestimmten. Die Phantommessungen zeigten, dass insbesondere bei einem hohen Kontrast, die HBC die tatsächliche Hintergrundaktivität annähernd wiedergibt. Aufgrund der relativ geringen Gewichtung des Hintergrundes für die Berechnung des Schwellwertes haben kleine Abweichungen dieses Wertes kaum Einfluss auf die konturierten Volumina. Bei den Resultaten der semi-automatischen Methode ist insbesondere zu beachten, dass diese von einem Experten gelegt wurden und dadurch eher den „bestmöglichsten“ Fall darstellen. Wegen der gänzlich fehlenden Interobservervariabilität sollte die HBC-Methode in der täglichen Routine noch stärker von Vorteil sein.

Literatur

[1] Hofheinz F., Pötzsch C., Oehme L., Beuthien-Baumann B., Steinbach J., Kotzerke J., van den Hoff J., „Automatic volume delineation in oncological PET. Evaluation of a dedicated software tool and comparison with manual delineation in clinical data sets“; Nuklearmedizin 2012 (Vol. 51), p. 9-16

[2] Schaefer A, Kremp S, Hellwig D, Christian R, Kirsch C, Nestle U. A contrast-oriented algorithm for FDG-PET-based delineation of tumour volumes for the radiotherapy of lung cancer: derivation from phantom measurements and validation in patient data. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2008;35:1989-1999

Diese Arbeit ist Teil des SALOME Projekts (E!5949), das durch Eurostars Programme (eine gemeinsame Initiative von EUREKA und der europäischen Union) finanziert wird. Die Informationen und die Ansichten in dieser Publikation, sind die des Autors und zeigen nicht notwendigerweise die offizielle Meinung der Europäischen Union. Weder die Institutionen der Europäischen Union noch Personen, die in ihrem Namen handeln, können verantwortlich gemacht werden für den Gebrauch, der hier enthaltenen Informationen.

Anhang 1

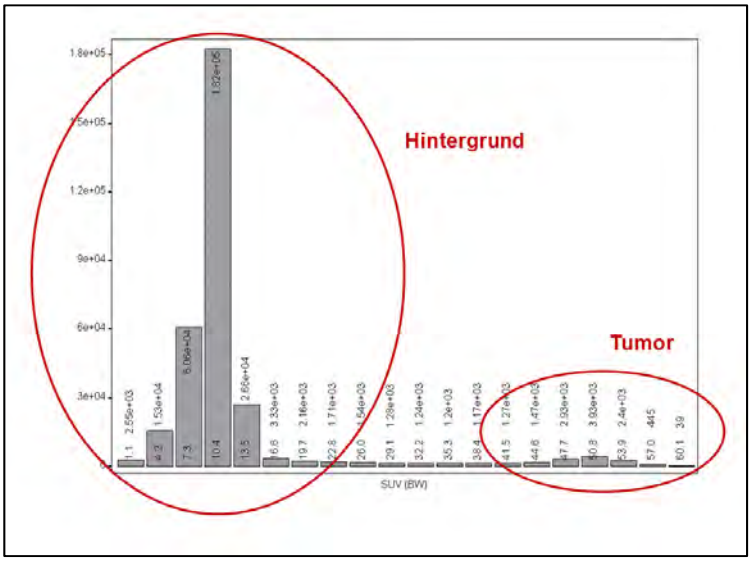


Abb.1: Das Prinzip der HBGC:
Der obere Bereich des Histogramms entspricht dem Tumor, der untere Bereich wird zur Berechnung des Hintergrundes verwendet.

Anhang 2

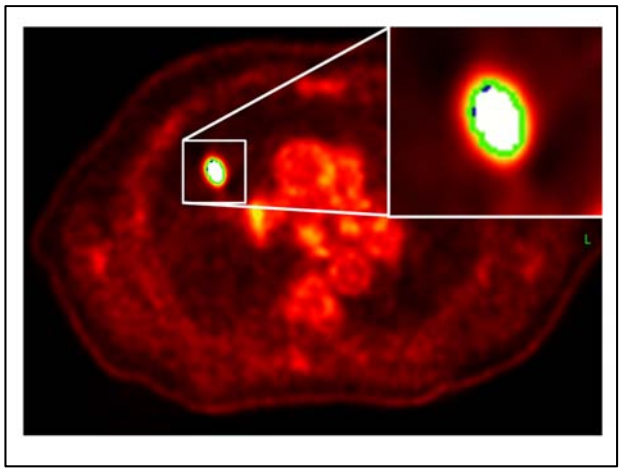


Abb.2: Vergleich der Konturen ermittelt über die voll-automatischen (blau) und semi-automatischen(grün) Hintergrundbestimmung in einer Läsion im homogenen Hintergrund. Zu sehen ist diegroße Übereinstimmung zwischen den beidenKonturen.

Anhang 3

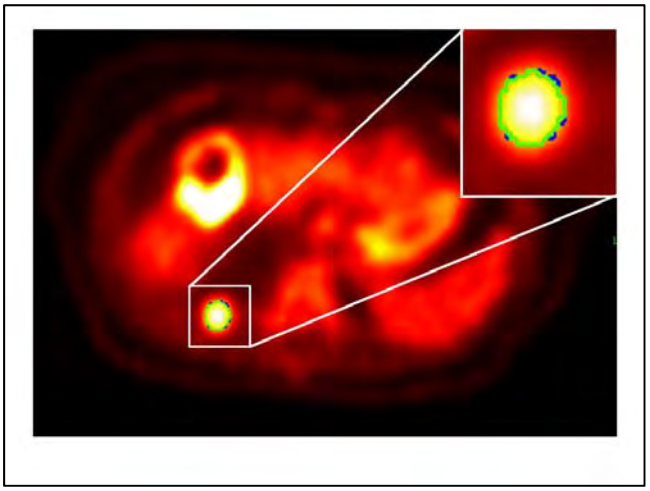


Abb.3: Vergleich der ermittelten Konturen mittels der voll- automatischen (blau) und semi-automatischen (grün) Hintergrundbestimmung im heterogenen Hintergrund.

Anhang 4

Hintergrundart	ΔBG [%]	ΔTS[%]	ΔV[%]	CI
Homogen	30,93	0,887	0,92	0,963
Heterogen	-28,01	-0,712	1,60	0,972

Tab. 1: Vergleich zwischen HBC und der semi-automatischen Hintergrundberechnung bei den Patientendaten. Δ in % berechnet sich als prozentuale Differenz bezogen auf HBGC.

P 2 Merging CT images for the treatment planning of total-body irradiations

J.-N. Becker[1,2], A. Muru[1,2], H. K. Looe[1,2], N. Chofor[1,2], B. Poppe[1,2]
[1]Pius Hospital Oldenburg, Strahlentherapie, Oldenburg, Deutschland
[2]Carl von Ossietzky Universität Oldenburg, Medizinische Strahlenphysik, Oldenburg, Deutschland

Einleitung: In our clinic, 3D treatment planning is performed for all total-body irradiation (TBI) patients using the treatment planning system (TPS) (Oncentra Masterplan v4.1 sp2). For the accurate dose calculation, the CT-data of the whole patient is needed. The length of the body that can be acquired in a single CT scan is restricted by the translation limits of the CT system. As a result, patients taller than 160 cm cannot be completely scanned in a single CT acquisition. In order to overcome this limitation, two separate CT scans have to be performed, thus resulting in two independent data sets of DICOM-files with different identification numbers (IDs) that cannot be stored as a single case in the TPS. Additionally the patient positions differ slightly in each CT-dataset. In order to create a continuous 3D-model of the patient, the position of one dataset must be corrected. For this purpose, a program has been developed to merge two CT scans for the treatment planning of TBI.

Materials and Methods: The planning CT are acquired at a SIEMENS Sensation 64 CT. The first CT of the patient comprises the entire upper part of the body, where the lower limit is confined by the maximum scanning length of the CT. The second CT is obtained feet-first covering the lower part of the body with approximately 5 cm overlap with the first CT. Radioopaques markers are placed at the overlapping region to ease the matching of both CT. The scientific programming language MATLAB (v2010a, Mathworks) was chosen as the development platform due to its ability to handle DICOM files and the possibility to build a graphical user interface to simplify user interactions. Each DICOM-file contains both the metadata and the corresponding CT-image of one transversal CT slice. MATLAB functions were written to change the values (“SOPInstanceUID” and “InstanceNumber”) within the metadata. Additionally the “ImagePositionPatient”, specifying the coordinate of the corresponding slice, has to be corrected. These changes had to be done in both datasets in order to generate a consecutive sequence of the IDs and positions through all slices. Since the second CT-dataset of the lower body is acquired in the position “foot first supine” (FFS), the corresponding metadata-value has to be changed to “heat first supine” (HFS).
In order to ensure that both datasets were merged with high accuracy, user interaction is required during the merging process. Therefore a graphical user interface was programmed so that the user can superimpose the last image of the upper body with the first image of the lower body interactively (Fig. 1). By using the alignment buttons, the user can shift the image-matrix of the lower body image to align with the upper body image. After the alignment has been made, the new positions of the all lower body files are changed accordingly. Supplementary, the option for enlarging the image size was imbedded in the program so that the part of the body (usually the shoulders) which lies outside the reconstruction volume of the CT can be manually contoured in the TPS. Finally a stand-alone program was created to allow the execution of the program on workstations without the MATLAB development environment.

Ergebnisse: The merged dataset can be imported into the TPS as a complete study of the whole patient (Fig. 2). Dose calculations with the new merged CT-dataset are showing the same results as for the original CT-dataset. Furthermore the geometry of the patient is completely retained; especially the length of the patient-model corresponds to the actual patient’s height. The option of expanding the image size, to enable a larger reconstruction area, also maintains the geometrical consistency of the CT dataset. .

Zusammenfassung: The program offers the opportunity to combine two CT-datasets to form a complete whole-body CT study. Operation the program is simplified by the implementation of a graphical user interface. Using the model of the whole patient homogenous dose distribution within the whole patient can be realized during TBI. The functionality of the program has also been extended, which includes the implementation of the treatment couch into the CT images in order to take into account the absorption of the couch during the dose calculation process that is important for rotational irradiation techniques.

Anhang 1

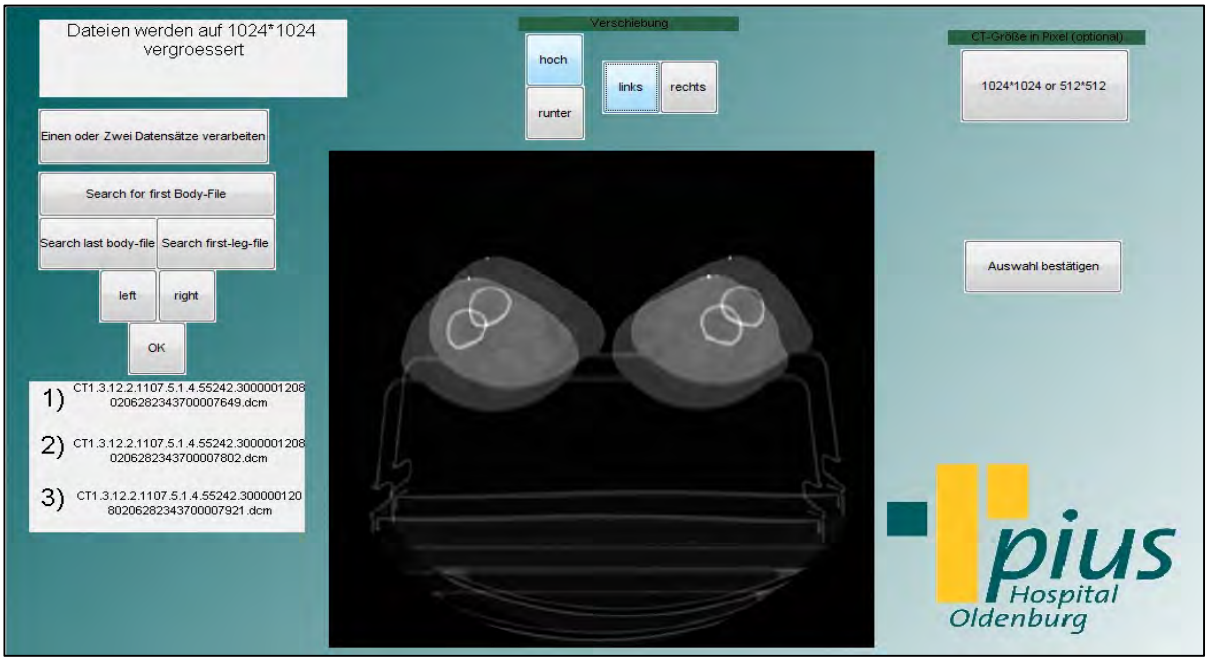


Abb 1: Graphical user interface of the software. Image is showing an alignment process between upper and lower CT-images. The markers placed on the skin of the patient are used to allocate the intersection slices.

Anhang 2

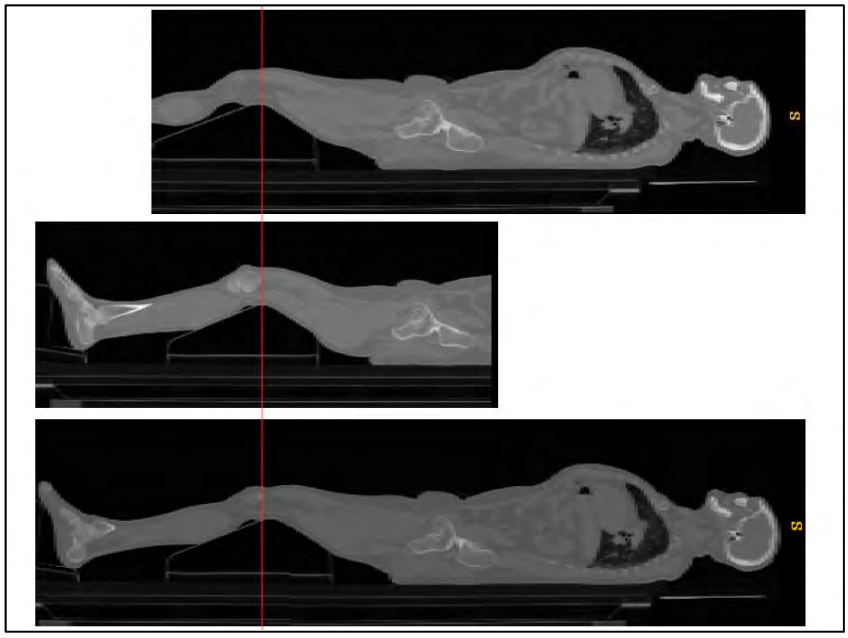


Abb 2: The upper and middle images show the incomplete CT datasets of the patient, which are then merged with the in-house developed software to form a complete study. The intersection slice between upper and lower CT-datasets is indicated by the red line.

P 3 Monte Carlo basierte Optimierung der Bildqualität bei Projektionsaufnahmen

P. Penchev[1], M. Fiebich[1]
[1]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

Fragestellungen: Ziel dieser Studie ist es, die optimalen Parameter für eine Röntgenaufnahme für verschiedene Phantomdicken zu bestimmen und zu überprüfen, ob eine Simulation des Strahlentransports mit Monte Carlo-Verfahren zur Optimierung von Bildaufnahmeparametern geeignet ist. Dies bedeutet, dass verschiedene Einstellungen wie kVp oder Filter ohne unnötige Strahlenbelastung für den Patienten ausprobiert werden können.

Material und Methoden: Für die Berechnungen wurden vier mathematische Phantome aus PMMA mit unterschiedlichen Dicken entlang des Zentralstrahls verwendet (1 cm, 10 cm, 20 cm und 30 cm). In der Mitte jedes Phantoms wurden vier Scheiben mit unterschiedlichen Dicken (0,4 mm, 1,2 mm, 2,4 mm und 4,0 mm) und drei verschiedenen Materialien (Luft, Knochen, Iod) kreisförmig um den Zentralstrahl eingebaut/modelliert.. Als MC-Simulator wurde EGSnrc verwendet [1]. Im Modell des Strahlungstransports werden Photonen von einer Punktquelle gestartet, deren Energie anhand vorberechneter Spektralverteilungen für unterschiedliche Anodenspannungen (im Bereich von 35 kV bis 160 kV) bestimmt wurde. Danach durchlaufen die Photonen das Phantom und es wurde die abgegebene Energie und die Photonenfluenz im Detektormaterial (CsI) bestimmt.
Um die optimalen Einstellungen zu finden, wurden das Streustrahlung-zu-Primärstrahlung Verhältnis (SPR), das Kontrast-zu-Rauschen Verhältnis (CNR) und die absorbierte Energie (D) in dem Phantom für verschiedene Scheibendicken, Scheibenmaterialien, Spektren und Phantomdicken berechnet. Als optimal wurde der Punkt definiert, an dem die Dosis in dem Phantom bei konstantem CNR am kleinsten war. Dieses Verhältnis wurde als Bestimmtheitsmaß für diese Studie definiert.

Ergebnisse: Wird Iod als Kontrastobjekt benutzt, zeichnet sich kein Optimum ab und für alle Phantomdicken und Kontrastobjektdicken zeigt sich der Trend, dass bei höheren kV die Dosis in dem Phantom für vorgegebenes CNR kleiner wird. Abbildung 1 zeigt dies beispielhaft für eine Phantomdicke von 20 cm. Mit Luft als Kontrastobjekt zeichnen sich zwei Trends ab. Bei Phantomdicken von 1 cm zeigen sich bessere Werte für die Dosis beim konstanten CNR mit kleiner werdenden kV für alle Objektdicken (Abbildung 2). Bei Phantomdicken größer 10 cm fällt die Kurve leicht mit größer werdender Anodenspannung, so dass das Optimum beim größten kV liegt. Mit größer werdender Objektdicke wird die Kurve immer steiler, aber behalt ihr Form (siehe Abbildung 3). Mit Knochen als Kontrastobjekt ergibt sich mit größer werdender Objektdicke für 1 cm Phantomdicke ein Optimum zwischen 35 kV und 45 kV. Dieses Optimum verschiebt sich mit größer werdender Phantomdicke und mit größer werdender Objektdicke, so dass bei 20 cm Phantomdicke und 4 mm Kontrastobjektdicke das Optimum zwischen 60 kV und 85 kV liegt (siehe Abbildung 4).

Zusammenfassung: Die Ergebnisse zeigen, dass es möglich ist, mittels Monte Carlo-Berechnungen Optimierungen an der Bilderzeugungskette ohne zusätzliche Dosisbelastung für den Patienten vorzunehmen. Mit dem hier definierten Bestimmtheitsmaß, lässt sich ein Optimum sehr gut definieren. So könnte man die günstigsten Einstellungen für bestimmte Phantomdicken und Fragestellungen bestimmen. Weitere Simulationen müssen durchgeführt werden um den Effekt von anderen Filtermaterialien, Filterdicken und den Einsatz von Streurastern zu bestimmen.

Literatur

[1] I. Kawrakow, E. Mainegra-Hing, F. Tessier and B.R.B. Walters, The EGSnrc C++ class library, NRC Report PIRS-898 (rev A), Ottawa, Canada, 2009

Anhang 1

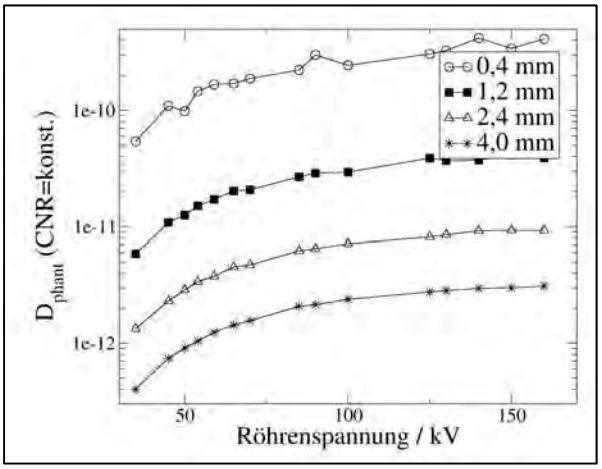


Abb.1: Dosis in 20 cm dickem Phantom bei konstantem CNR für vier verschiedene Kontrastobjektdicken aus Iod.

Anhang 2

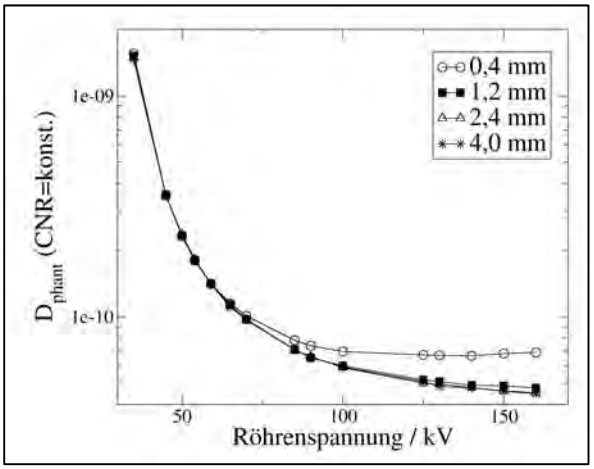


Abb.2: Dosis in 1 cm dickem Phantom bei konstantem CNR für vier verschiedene Kontrastobjektdicken aus Luft.

Anhang 3

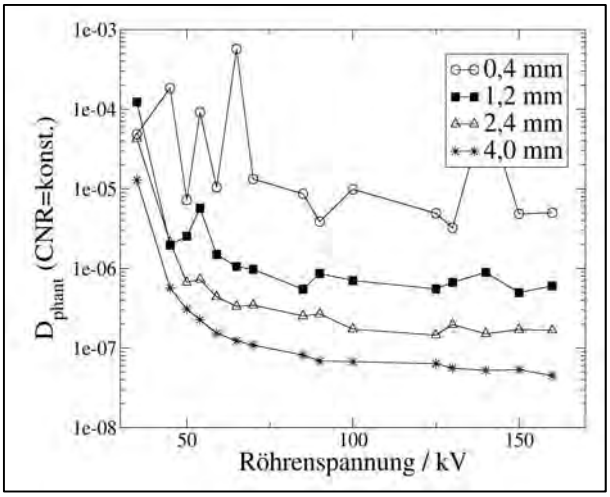


Abb.3: Dosis in 30 cm dickem Phantom bei konstantem CNR für vier verschiedene Kontrastobjektdicken aus Luft

Anhang 4

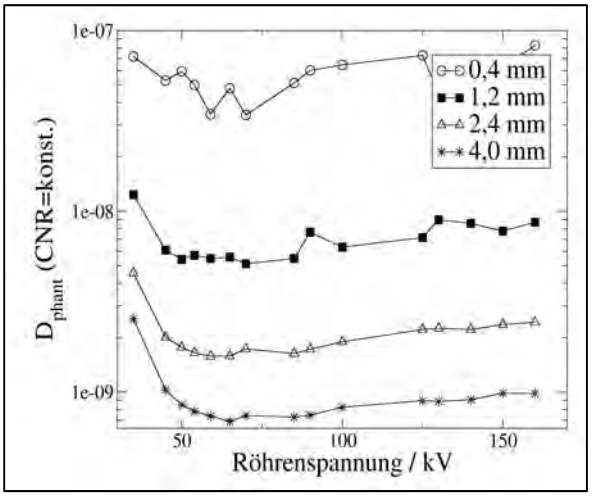


Abb.4: Dosis in 20 cm dickem Phantom bei konstantem CNR für vier verschiedene Kontrastobjektdicken aus Knochen.

P 4 Risikoorgan-Konturierung in Pinnacle – Vergleich von SPICE und modellbasierter Segmentierung

S. Glessmer[1], K. Piefel[1], T. Schneider[1], F. Fehlauer[1]
[1]Strahlenzentrum Hamburg, Hamburg, Deutschland

Einleitung: Die Konturierung von Risikoorganen stellt häufig einen erheblichen zeitlichen Aufwand dar. Daher kann der Einsatz von automatischen Segmentierungswerkzeugen deutliche Zeitersparnis bewirken. Im Rahmen dieser Studie sollen zwei Features des Planungsprogramm Pinnacle (Philips) zur Erleichterung der Konturierung miteinander verglichen werden: die modellbasierte Segmentierung (MBS) und Smart Probabilistic Image Contouring Engine (SPICE).
Material und Methoden
MBS bietet eine Organmodellbibliothek mit verschiedenen Regions of Interest (ROI). Es können bestehende ROI verwendet und angepasst oder auch neue ROI angelegt werden. Die einzelnen ROI bestehen aus dreidimensionalen, polygonalen Oberflächennetzen, die u.a. vorgegebene minimale und maximale CT-Werte für die Anpassung berücksichtigen. Die ROI können im Netzmodus verschoben, skaliert, gedreht und örtlich begrenzt gestreckt werden. Zur Berechnung von Dosis-Volumen-Histogrammen müssen die ROI aus dem Netzmodus in eine normale Kontur umgewandelt werden.
Die automatische Segmentierung mit SPICE bietet die Atlanten HNO, Thorax, Abdomen und männliches Becken, die jeweils festgelegte Organe erstellen. Von diesen Strukturen können nur Namen und Farben verändert werden.
Für eine zufällig ausgewählte Menge von 15 Patienten aller anatomischer Regionen außer den Extremitäten wurden beide Segmentierungsmethoden angewendet. Für die einzelnen anatomischen Regionen wurden jeweils verschiedene Risikoorgane betrachtet. Bei Head and Neck-Patienten: Linsen, Augen, Sehnerven, Hirnstamm, Parotiden, Spinalkanal; bei Abdomen-Patienten: Leber, Milz, Nieren, Spinalkanal; bei Becken-Patienten: Femurköpfe, Blase, Rektum, ggf. Samenblasen; bei Thorax-Patienten: Lungen, Herz, Spinalkanal.
Die Auswertung der Ähnlichkeit der Konturen erfolgte sowohl in Form eines visuellen Vergleichs als auch mit Hilfe des Sørensen-Dice-Koeffizienten. Bei letzterem Verfahren zur Ähnlichkeitsbestimmung wurde pro CT-Schicht die Schnittmengenfläche der zu vergleichenden Konturen durch die Summe der Einzelkonturflächen geteilt. Eine hohe Ähnlichkeit äußerte sich also durch einen Index nahe 1. Die Konturflächen wurden mit der MATLAB-Funktion „polyarea“ berechnet, da Pinnacle den DICOM-Tag „ROI Area“ nicht belegt.

Ergebnisse: Die Verwendung von SPICE und modellbasierter Segmentierung brachte teils gut übereinstimmende, teils stark abweichende Ergebnisse. Insgesamt war auffällig, dass SPICE durch die Definition der Atlanten nicht für alle Patienten verwendet werden konnte. So war die automatische Generierung von Risikoorganen für Neurocraniums-Patienten nur möglich, wenn das Field of view des CTs bis zu den Schultern reichte. Auch erschien für einige Patienten, die ein passendes Field of view hatten, die Meldung, dass eine Segmentierung mit SPICE nicht möglich sei.
Konkret ergaben sich im Rahmen der visuellen Auswertung für die einzelnen Atlanten verschiedene

Probleme: Für die meisten Head and Neck-Patienten wurde der Hirnstamm nicht vollständig konturiert, auch dann nicht, wenn das Organ „Hirn mit Hirnstamm“ angewählt wurde. Die drei alternativen Varianten der Parotiden unterschieden sich alle deutlich von der ärztlichen Soll-Vorgabe.
Für Thorax-Patienten war die erzeugte Trachea-Kontur am besten. Die Lungen-Konturen mussten stark manuell korrigiert werden, da sie häufig einige Millimeter innerhalb der Lungengrenze lagen. Die SPICE-generierten Herz-Varianten ergaben für verschiedene Patienten unterschiedlich gute Ergebnisse, tendenziell waren alle cranial zu weit ausgedehnt.
Sowohl bei Head-and-Neck- als auch bei Thorax-Patienten war auffällig, dass die Spinalkanal- und Rückenmark-Konturen nicht geschlossen wurden.
Für Abdomen-Patienten zeigte sich, dass die Leber-Konturierung von allen SPICE-generierten Patienten am meisten Arbeit sparte; sie stimmte in den meisten Fällen gut mit der Soll-Vorgabe überein. Die Nieren wurden in einigen Fällen an völlig falschen Stellen plaziert – mehrfach wurden sie ins Os ilium eingezeichnet. Die Spinalkanal-Kontur im Abdomen-Bereich lief mehrfach aus den Wirbelkörpern hinaus.
Für männliche Becken-Patienten wurde häufig die Prostata in die Blase gezeichnet und umgekehrt. SPICE segmentierte auch Prostata und Samenblasen für Patienten, die eine Prostatektomie-OP durchlaufen hatten. Die Konturen der verschiedenen Rektum-Modelle zeigten sich – analog zu den Parotiden – als deutlich von der Soll-Kontur abweichend. Die mit SPICE erzeugten „Femur head“-Konturen stimmten gut mit den MBS-Konturen überein, allerdings zeigte sich eine Diskrepanz in der

Benennung: Es wurden durch SPICE nicht nur der Femurkopf, sondern auch der -hals und der Trochanter major segmentiert.
Insgesamt ließ sich das Fazit ziehen, dass nach der Segmentierung durch SPICE zahlreiche manuelle Korrekturen notwendig waren, um die Konturen den hausinternen Standards anzupassen.
Bei der Auswertung mittels Sørensen-Dice-Koeffizienten ergaben sich mehrere Schwierigkeiten: erstens war die Anzahl der Schichten, über die sich eine Kontur erstreckte, bei MBS und SPICE häufig unterschiedlich. Zweitens ließ sich die Anzahl der Punkte, die zu einer Kontur-Schicht gehörten, über die Pinnacle-Funktion „Reduce Points per Area“ beeinflussen und hatte somit indirekt Einfluss auf den Koeffizienten. Drittens ergab die polyarea-Funktion in einzelnen Schichten geringfügig größere Schnittmengen- als Einzelkonturflächen (und daher auch einen Sørensen-Dice-Koeffizienten größer als 1), weshalb dieser Schritt nochmals mit einem anderen Flächenberechnungsalgorithmus durchgeführt werden sollte.
Die Auswertung mittels Sørensen-Dice-Koeffizienten konnte die visuelle Beobachtung unterstützen, dass sich die Konturierung vor allem der Organ-Randschichten von SPICE und MBS deutlich unterschied. In diesen Bereichen, häufig bis zu vier CT-Schichten von der Organober- und Unterkante, lag der Sørensen-Dice-Koeffizient teils deutlich unterhalb von 0,8, während sich bei einer visuell guten Übereinstimmung ein Koeffizient von > 0,95 ergab.

Diskussion: Der Vergleich von modellbasierter Segmentierung und SPICE zeigte z.T. deutliche Unterschiede in der Konturierung. Dies schlug sich sowohl in der visuellen Auswertung als auch im Sørensen-Dice-Koeffizienten nieder. Eine genauere als die bislang erfolgte Flächenberechnung ist jedoch wünschenswert und könnte die Ergebnisse u.U. zu Gunsten von SPICE beeinflussen.
Bei der Verwendung von SPICE war das automatische Anlegen von Strukturen praktisch, da so alle benötigten Strukturen vorhanden waren. Insgesamt erforderte jedoch der hohen Korrekturaufwand der SPICE-Konturen mehr Zeit zur Konturerstellung als bei die Verwendung und manuelle Korrektur der modellbasierten Segmentierung.
Aus diesem Grund wäre eine Kombination von SPICE mit modellbasierter Segmentierung wünschenswert, sodass die Atlanten den Bedürfnissen der jeweiligen Benutzer angepasst werden könnten.

Literatur

[1] Pinnacle³ Planung Benutzerhandbuch (Version 9). Philips Medical Systems, 2009
[2] Philips Pinnacle³ Auto-Segmentation with SPICE – Frequently asked questions
[3]http://www.healthcare.philips.com/asset.aspx?alt=&p=http://www.healthcare.philips.com/pwc_hc/min/shared/Assets/Documents/Ros/452296287071_SPICE_FAQs_HR.pdf
[4] Qazi et al.: Auto-segmentation of normal and target structures in head and neck CT images: A feature-driven model-based approach. Medical Physics 38(11):6160-6170, 2011

P 5 Natürliche Kontrastanhebung in DRRs.

J. M. Jensen[1], D. Hebbinghaus[2], F.-A. Siebert[3]
[1]CCMB, Med. Physics, Winnipeg, MB, Kanada
[2]UKSH (ehemals), Klinik f. Strahlentherapie, Kiel, Deutschland
[3]UKSH, Klinik f. Strahlentherapie, Kiel, Deutschland

Einleitung. In Planungssystemen und CT-Software werden Werkzeuge zur Verfügung gestellt, um neue digitale Bilder zu berechnen, so z. B. sagittale, coronale oder willkürlich orientierte Projektionen auf der Basis von primären transversalen oder helikalen Schichtbildern. Diese Bilder können für diagnostische Zwecke, aber auch für die Darstellung und Berechnung von Dosisverteilungen in der Strahlentherapie Verwendung finden.
Werden nicht nur einzelne Schichten, sondern durch Feldgröße, deren Divergenz und Richtung des Zentralstrahles eines Bestrahlungsfeldes bestimmte Volumen in die Rekonstruktion einbezogen, spricht man von digital rekonstruierten Radiographien (DRR).

Material und Methoden. Der originäre Kontrast dieser DRRs ist allerdings reduziert auf Grund des dynamischen Umfangs der Ursprungsdaten bzw. der Bildinhalte: HU in den CT-Bildern, Transmissionswerte in den herkömmlichen Röntgen- oder Simulationsaufnahmen. Diese Kontrastreduktion kann z. B. bei Weichteilgewebe und Knochen bei der Verwendung von 73 kV-Röntgenstrahlung etwa den Faktor 7.2 ausmachen. Durch spezielle Filterfunktionen (LQO), die das Absorptionsverhalten des durchstrahlten Gewebes berücksichtigen, kann dieser Kontrastverlust wieder ausgeglichen werden: Abhängig von den HU-Werten und der zu simulierenden Röntgenenergie wird bei der DRR-Berechnung ein Korrekturfaktor auf die Pixelwerte der CT-Bilder angewendet, was zu einer nicht-linearen Variation der HU-Werte führt.

Ergebnisse. Bei einer sinnvollen Wahl der zu simulierenden Röntgenenergie kann durch Anwendung dieser LQO-Filterfunktion ein Kontrast in den DRRs erreicht werden, wie man ihn von Röntgen- oder Simulationsaufnahmen kennt, ohne jedoch Bildinhaltsverluste hinnehmen zu müssen, wie z. B. bei der Fenstertechnik (Windowing) oder beim geometrischen Clipping-Verfahren (partielle DRRs). Einige Beispiele zur Simulation von 50 kV, 73 kV, 90 kV, 900 kV und 3000 kV belegen den Einfluß der Korrektur-Funktion auf den Kontrast in den DRRs.

Diskussion und Schlußfolgerung. Eine Erhöhung der Röntgenstrahl-Energie auf therapeutische Qualitäten (z. B. 3000 kV) bewirkt eine Reduktion des Bildkontrastes wie man es von Therapie-Verifikationsaufnahmen (Film; EPID) kennt. Eine Reduktion der kV-Zahl der zu simulierenden Strahlenqualität erhöht den Kontrast ohne Informationverlust. Dieses normale Kontrasterhöhungsverfahren für DRRs ist wegen der nicht-linearen Veränderung keine Grundlage für Dosisberechnungen, aber ein wertvolles Werkzeug zur besseren Visualisierung von anatomischen Strukturen in DRRs, das mit den bekannten Kontrasterhöhungsverfahren kombiniert werden kann.

P 6 Vhistify – Fully automatic documentation of neuroimaging workflows

A. Hüsgen[1], M. Sué[1], S. Vollmar[1]
[1]Max-Planck-Institut für neurologische Forschung, Köln, Deutschland

Einleitung: Most workflows depend on several individual tools and scripts, which are combined into one complex pipeline. Since changing even one parameter can have a large influence on the result of the workflow (e.g. filter method, Matlab version, co-registration template file), documenting all workflow steps is essential (Good Scientific Practice). Manual documentation is error prone, cumbersome and in some cases outright impossible (opaque relationships within and between complex software packages).
vhistify is our attempt to create workflow documentations in an automated way. It is based on VHIST[1], a file format specifically designed to document workflows. VHIST files are self-contained and PDF-compatible - all information stored in a VHIST file is accessible from any PDF browser. However, VHIST files also contain structured information on each workflow step (embedded XML) suitable for automated processing [2].

Materials and Methods: *vhistify* is a commandline tool written in the Python programming language[3]. *vhistify* uses strace[4] to observe system calls of a running program. This allows monitoring of FSL[5], SPM[6] or, indeed, arbitrary programs such as Matlab[7] or Python scripts and C binaries.
System calls include information on file access, file creation or program execution. Furthermore, *vhistify* records the working directory of the process, the user and hostname, commandline calls with all arguments, commandline output and return values.
The user can give *vhistify* some clues by enabling *vhistify* plugins. These plugins can derive further information about the program execution, such as: versions of used tools (SPM); source code archives (for tools written in scripting languages); information about environment variables; Matlab paths; automatically create previews or gather meta-information (image dimensions, pixelsize) of read/created data (e.g. thumbnails of NIfTI[8] files).
vhistify saves the collected information in VHIST files (one VHIST file for each file generated during a workflow pipeline). VHIST files are written incrementally, one workflow step at a time. Furthermore, it is possible to embed arbitrary binary data, such as other VHIST files, log files or configuration into the VHIST file. This way, a VHIST file stores the complete history of a workflow, including all forks and branches in the workflow. *vhistify* automatically extends and embeds VHIST files if required.

Ergebnisse: As no modification of existing programs is necessary, it is easy to add *vhistify* to existing workflow steps. Figure 1 demonstrates a real-world application of our *vhistify* tool. The commandline code on the left-hand-side is a workflow consisting of FSL calls. The output of one FSL processing step is used as the input of another workflow step. To document the workflow with *vhistify*, we only had to add the highlighted sections. The flowchart on the right-hand-side was automatically generated from the VHIST file resulting from the *vhistify* calls used as wrappers for the FSL commands. Other applications of VHIST documentation include comparisons of VHIST files (*vhistdiff*, [9]) and rerunning a workflow/reproducing existing results.
So far, *vhistify* is supported on the Linux operating system. Support for Mac OS X is possible via the strace-alternative dtrace[10], though not implemented, yet. For Windows, StraceNT[11] could be used to replace strace.

Zusammenfassung:. We developed the tool *vhistify* to automate the creation of workflow documentation for existing projects. We found that *vhistify* works well with a large number of standard software packages for neuroimaging, such as SPM or FSL. *vhistify*'s plugin interface allows to optimize the created documentation for specific use cases. It is even possible to document tools with a graphical user interface (GUI), such as FSL's "Fast" program, with *vhistify*. However, *vhistify* is not suitable for interactive tools which allow the user to perform a large number of processing steps within one session in any order or combination: the semantics of individual operations are then lost as *vhistify* has no means of recording individual processing steps in these cases (only the final result state). To produce a full history/workflow documentation, such interactive tools require a tighter integration of VHIST Vinci [12].

Literatur
[1] VHIST-Homepage: http://www.nf.mpg.de/vhist
[2] A. Hüsgen, M. Sué, M. Gramer, D. Feuerstein, H. Backes & S.Vollmar. VHIST/VINCI - Scripting with Meta-Information, 6th European Molecular Imaging Meeting, Leiden, June 2011.
[3] Python http://www.python.org
[4] strace http://sourceforge.net/projects/strace
[5] *M. Jenkinson, C.F. Beckmann, T.E. Behrens, M.W. Woolrich, S.M. Smith. FSL. NeuroImage, 62:782-90, 2012.*
[6] Friston KJ Holmes AP Worsley KJ Poline JB Frith CD and Frackowiak RSJ. Statistical Parametric Maps in functional imaging: A general linear approach *Hum. Brain Mapp.* **2**:189-210, 1995.
[7] Matlab: http://www.mathworks.com/products/matlab
[8] NIfTI data format: http://nifti.nimh.nih.gov
[9] S. Vollmar, M. Sué, A. Hüsgen, J. Nock, R. Krais (2010). VHISTdiff - comparing workflow histories (VHIST/VINCI), 5th European Molecular Imaging Meeting, Warsaw, May 26-29 2010.
[10] dtrace: http://dtrace.org/blogs/about/
[11] StraceNT: http://www.intellectualheaven.com/?BH=projects&H=strace.htm
[12] S. Vollmar, M. Sué, A. Hüsgen, J. Nock, R. Krais (2009). VHIST/VINCI – New Concepts for typical Problems in Multi-Modality Imaging. 4th European Molecular Imaging Meeting, Barcelona, May 27 30 2009.

Anhang 1

```
export VHISTIFY_PLUGINS=fsl

source /daten/bin/setup_fsl-5.0.2.sh

vhistify --title="Extract Brain" --
    bet MR_001_1_an.nii MR_001_1_an_stripped.nii.gz -m -v

vhistify --title="Extract Brain" --
    bet MR_002_1_an.nii MR_002_1_an_stripped.nii.gz -m -v

vhistify --title="Coregister Images" --
    flirt -in MR_001_1_an_stripped.nii -ref MR_002_1_an_stripped.nii
    -omat 001->002.mat -v

vhistify --title="Segment Brain" --
    fast -v MR_001_1_an_stripped.nii.gz

vhistify --title="Apply Transformation" --
    flirt -in MR_001_1_an_stripped_seg.nii.gz
    -ref MR_002_1_an_stripped.nii.gz
    -applyxfm -init "001->002.mat" -out segmented_002.nii.gz -v
```

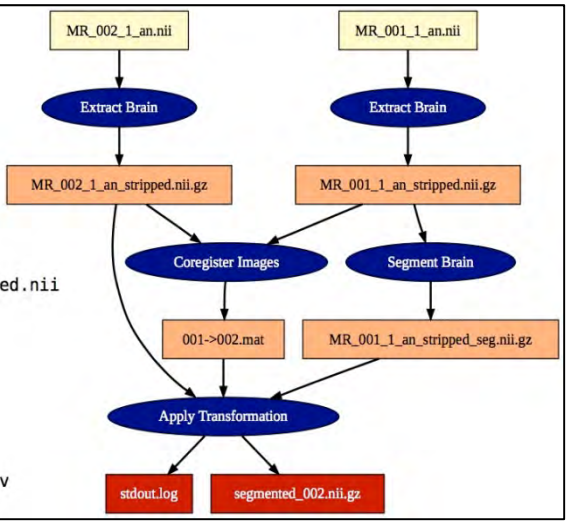


Abb 1: Left-hand-side: A commandline script, which runs a number of FSL commands. Only the highlighted paragraphs are vhistify specific. Right-hand-side: The generated VHIST files contain a "human-readable" (PDF compatible) documentation of the workflow in addition to structured information (XML). The latter can be used to create flowcharts of the workflow.

37. CT, Röntgendiagnostik und Brachytherapie

P 7 Analyse der Deformation von Brachytherapienadeln

P. Koch[1], F.-A. Siebert[2], A. Schläfer[1]
[1]Universität zu Lübeck, Medical Robotics / Institut für Robotik und Kognitive Systeme, Lübeck, Deutschland
[2]UK S-H, Campus Kiel, Klinik für Strahlentherapie, Kiel, Deutschland

Einleitung: Das Einbringen von Implantationsnadeln bei der Brachytherapie in Weichteilgewebekann zu Verformungen, sowohl des Gewebes, als auch der Nadeln, führen [1]. Die daraus resultierenden Abweichungen von der gewünschten Nadellage können die Bestrahlungsplanung erschweren, da gegebenenfalls ein nicht optimaler Abstand zwischen den Nadeln auftritt. Auch beim Platzieren der Nadeln mittels eines Robotersystems [2,3] kann die Position im Gewebe nur begrenzt kontrolliert werden, so dass verschiedene Ansätze zur Entwicklung steuerbarere Nadeln vorgeschlagen wurden [4]. Da diese Verfahren jedoch noch nicht kliniktauglich sind, haben wir untersucht, welchen Einfluss Form und Material der Nadeln auf Deformationen haben. Wir beschreiben einen robotergestützten Aufbau zur reproduzierbaren Platzierung der Nadeln im Phantom und zur Bestimmung der Nadeldeformation. Am Beispiel von drei Nadeln illustrieren wir, dass teilweise erhebliche Verformungen auftreten.

Material und Methoden: Grundlage unseres Aufbaus ist ein Industrieroboter (Viper s850, Adept), der die Nadeln reproduzierbar ausrichten und auf definierten Trajektorien in ein Gelatinephantom einbringen kann. Das Phantom befindet sich in einem Plexiglasbehälter mit quadratischer Grundfläche. Zwei Kameras wurden orthogonal zueinander und normal zu den Seitenflächen des Phantoms angebracht. Initial wurde durch Bewegung eines Schachbrettmusters in flüssiger Gelatine eine Stereo-Kamerakalibrierung unter Berücksichtigung aller Grenzflächen durchgeführt. Abb. 1 zeigt die verschiedenen Komponenten des Aufbaus.
Für jede der getesteten Implantationsnadeln wurden 30 Einstiche in das Gelatinephantom durchgeführt. Dazu wurde die Nadel vom Roboter mit einer Geschwindigkeit von 18 mm/s senkrecht etwa 90 mm in die Gelatine gefahren und die dabei auftretenden Kräfte gemessen. Anschließend wurde die Gelatine verflüssigt und erneut in den unveränderten Aufbau platziert, um Referenzeinstiche ohne Verformung für jede Nadelposition zu ermitteln. Außerdem wurde in der flüssigen Gelatine eine Kamerakalibrierung durchgeführt. Dadurch liegen zu jedem Nadeleinstich je zwei korrespondierende Bilder in fester und flüssiger Gelatine vor, zusätzlich wurde je ein Referenzbild ohne Nadel erfasst.
Zur Bewertung der Nadeldeformation wurde der Abstand der Nadelspitzen in fester und flüssiger Gelatine bestimmt. Zuerst wurde ein Laplacian-of-Gaussian Kantenfilter auf das Bild mit Nadel und auf das Referenzbild angewandt. Anschließend wurde das Subtraktionsbild berechnet und nach Glättung und automatischer Schwellwertbildung die Nadelkontur bestimmt. Anhand des Skeletts der so ermittelten Struktur wurde die Nadelspitze als tiefster Punkt bestimmt. Durch Triangulation anhand beider Kamerabilder wurde die dreidimensionale Position der Nadelspitze ermittelt. Der euklidische Abstand der Punkte diente als Abschätzung für die Deformation. Getestet wurden drei Nadeln mit einfachem Schliff, Dreikantschliff und Rundschliff (Tab. 1).

Ergebnisse: Mittelwert und Standardabweichung der Abstände der Nadelspitzen für je 30 Einstiche und die in Tabelle 1 genannten Nadeln H1, H2 und K2 betrugen 8,87 (0,19), 1,03 (0,23) und 5,49 (0,50) mm. Die Abbildungen 2, 3, und 4 veranschaulichen die aufgetretenen Deformationen. Deutlich erkennbar ist die Richtungsabhängigkeit der Bewegung bei der Nadel mit einfachem Schliff in Richtung der Nadelspitze. Mittelwert und Standardabweichung der maximalen Kräfte betrugen 9,35 (0,16), 2,60 (0,19) und 2,81 (0,16) N.

Zusammenfassung: Unser Ansatz erlaubt eine automatische und reproduzierbare Phantomuntersuchung der beim Einbringen von Brachytherapienadeln auftretenden Deformationen. Die Ergebnisse für drei exemplarische Nadeln zeigen, dass das Material und die Form der Nadelspitze erheblichen Einfluß auf die zu erwartenden Deformationen haben. Die aktuellen Ergebnisse wurden für eine geringe und konstante Geschwindigkeit der Nadel ermittelt und wir planen weitere Messungen mit verschiedenen Robotergeschwindigkeiten. Prinzipiell deuten die Ergebnisse auch darauf hin, dass die Deformationen bei schräger Nadelspitze und weichem Material bei der Steuerung der Nadeltrajektorie berücksichtigt werden können.

Literatur

[1] Stone, N.N. et al. Prostate gland motion and deformation caused by needle placement during brachytherapy. Brachytherapy, 1 (2002) 3, S. 154-160
[2] Fichtinger, G. et al. Robotic assistance for ultrasound-guided prostate brachytherapy. Med Image Anal. 12 (2008) 5, S. 535-45
[3] Schouten, M.G. et al. Evaluation of a robotic technique for transrectal MRI-guided prostate biopsies.Eur Radiol. 22 (2012) 2, S. 476-83
[4] Chentanez, N. et al. Interactive Simulation of Surgical Needle Insertion and Steering. ACM Transactions on Graphics (Proc. SIGGRAPH), 28 (2009) 3, S. 1-10

Anhang 1

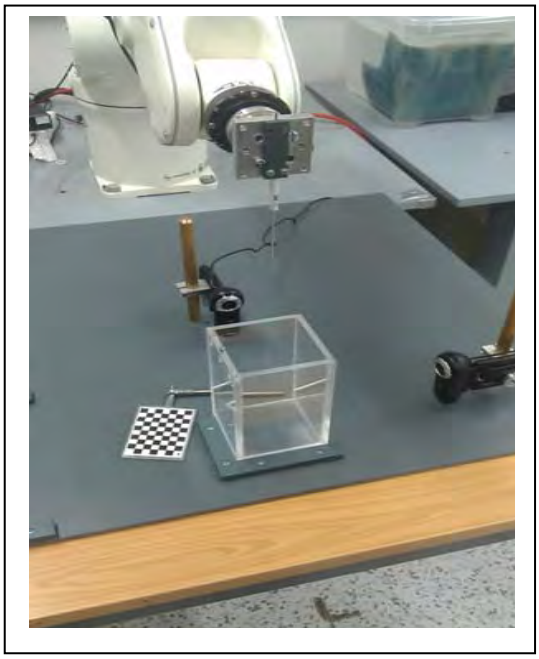


Abb.1: Roboter mit Nadel, Plexiglasbehälter, zwei Kameras und Schachbrett zur Kalibrierung

Anhang 2



Abb.2: Vergleich erwartete (grün) und tatsächliche (rot/schwarz) Lage für die Nadel H1

Anhang 3



Abb.3:Vergleich erwartete (grün) und tatsächliche (rot/schwarz) Lage für die Nadel H2

Anhang 4

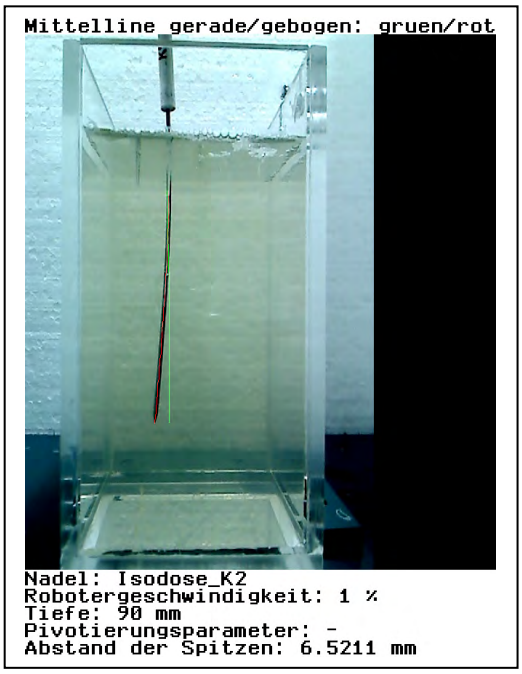


Abb.4: Vergleich erwartete (grün) und tatsächliche (rot/schwarz) Lage für die Nadel K2

Anhang 3

Kurz-Bez.	Hersteller	Material	Durchmesser	Spitze
H1	Nucletron	Stahl	1,9 mm	Einschliff
H2	Nucletron	Stahl	1,9 mm	Dreischliff
K2	Testnadel	Kunststoff	1,7 mm	Rundschliff

Tab. 1: Material, Durchmesser und Spitzenform der drei Testnadeln

P 8 Effects of formalin fixation on quantitative soft tissue values obtained by grating-based phase-contrast imaging

G. Fior[1,2], M. Willner[1,2], M. Marschner[1,2], J. Schock[1,2], B. Cervantes[1,2], M. Chabior[1], A. Hipp[1,3,2], J. Herzen[1,3,2], F. Pfeiffer[1,2]
[1]Technische Universität München, E17, München, Deutschland
[2]Institute of Medical Engineering, Tecnische Universität München, München, Deutschland
[3]Institute of Materials Science, Helmholtz-Zentrum Geesthacht, Geesthacht, Deutschland

Einleitung: Conventional absorption-based X-ray computed tomography presents excellent results for high absorbing structures such as bones, but is incapable of discriminating between various soft tissue types. To overcome this limitation, several phase-contrast imaging techniques have been developed lately. One of them is grating interferometry, which has been successfully translated to work with laboratory X-ray sources and additionally allows for quantitative imaging [1-3]. As the method is still experimental, investigated biomedical tissue samples are mostly fixated in formalin so far. The objective of our work is to study the influence of formalin fixation on quantitative tissue values to get a better understanding of possible differences between the measurement results of fixated samples and the appropriate in vivo scenario.

Materials and Methods: A Talbot-Lau interferometer has been employed in combination with a rotating-anode X-ray tube and a photon-counting detector. Tomography scans of porcine fat and rind have been performed to study the effects of formalin fixation. Several samples were placed in a phosphate buffered solution (PBS) and cooled down to a temperature of 5°C during the measurements. Other ones have been put in formalin with varied concentration and fixation time. Quantitative phase-contrast Hounsfield Units of adipose tissue, muscle tissue and skin have been determined for all different samples.

Ergebnisse: Values obtained from the non-fixated tissue measurements were very consistent, with adipose tissue around -31.7 HUp, muscle tissue between 53.9 HUp to 57.9 HUp and skin ranging from 99.2 HUp to 111 HUp. Whereas the values of adipose tissue did not change with formalin fixation, the values of muscle tissue and skin increased with concentration and time. We associate the changes to the higher concentration of proteins within these tissues which are linked by the formalin. In addition, adipose tissue has less amount of water compared to the other two tissue types and, thus, is less dehydrated and penetrated by the formalin solution.Despite the impact of formalin fixation on the quantitative tissue values, the usually used formalin concentration of 3,7% increases the values only slightly.

Zusammenfassung: We analyzed different samples of porcine fat and rind – fixated and non-fixated – using grating-based phase-contrast imaging to study the changes in quantitative tissue values induced by formalin fixation. Protein-rich tissue types like muscle and skin present enhanced tissue values with increasing formalin concentration. There are only small changes using the standard formalin solution of 3.7% concluding that the results obtained from examinations of fixated tissue samples are similar to their actual in-vivo condition.

Literatur

[1] Pfeiffer, F. et. al.: Phase Retrieval and differential phase-contrast imaging with low-brillaince X-ray sources, Nature Physics, Vol. 2(4), S. 258-261 (2006)
[2] Herzen, J. et al., Quantitative phase-contrast tomography of a liquid phantom using a conventional x-ray tube source, Optics Express, Vol. 11 (2009)
[3] Donath, T. et al., Toward Clinical X-Ray Phase-Contrast CT Demonstration of Enhanced Soft Tissue Contrast in Human Specimen, Investigative Radiology, Vol. 45 (7), S. 445-452 (2010)

Anhang 1

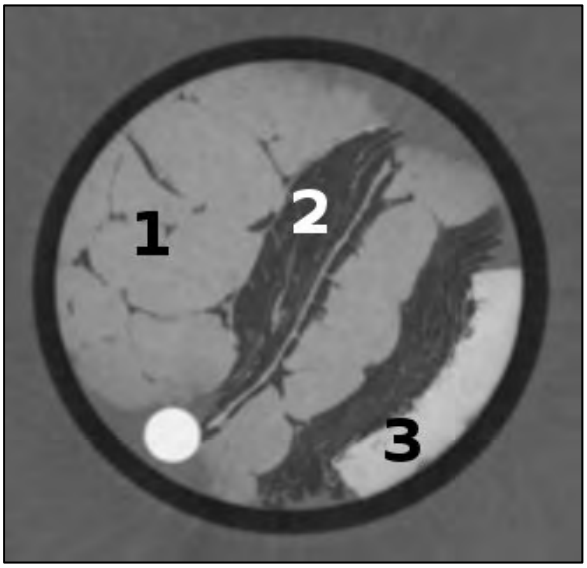


Abb.1. Reconstructed phase-contrast image displaying the three tissue type analysed in the study: muscle tissue (1), adipose tissue (2) and skin (3)

Anhang 2

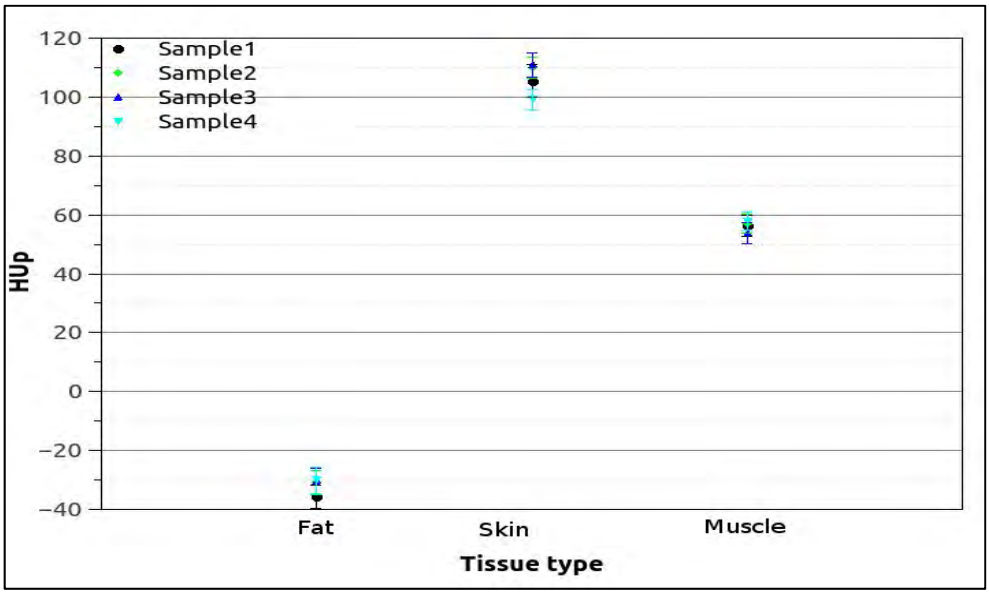


Abb 2. Quantitative phase-contrast Hounsfield units of adipose tissue, muscle tissue and skin obtained from measurements of non-fixated cooled tissue samples

Anhang 3

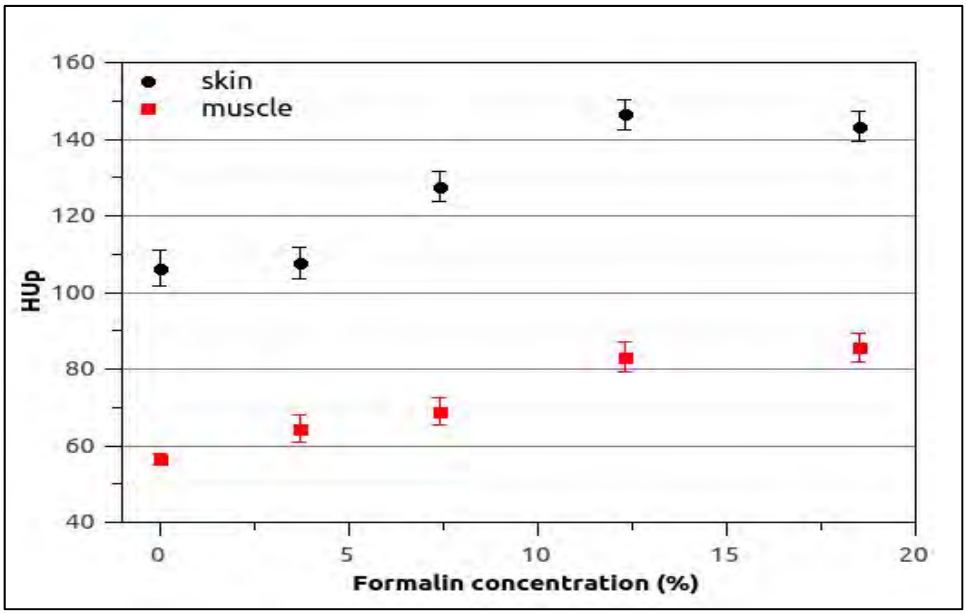


Abb. 3. Quantitative phase-contrast Hounsfield units of muscle tissue and skin obtained for different concentrations of formalin fixation.

P 9 Suitability of Simulix Evolution ConeBeam-CT for Brachytherapy Treatment planning

N. Milickovic[1], I. Nikolova[2], D. Baltas[1]
[1]Klinikum Offenbach, Medizinische Physik, Offenbach am Main, Deutschland
[2]Klinikum Darmstadt, Med. Physik, Darmstadt, Deutschland

Suitability of Simulix Evolution ConeBeam-CT for Brachytherapy Treatment planning

Introduction: Aim of this study was to find out if the Simulix Evolution[NUCLETRON/ELEKTA] ConeBeam-CT (CBCT) could be used as the imaging modality for the Brachytherapy Treatment planning. Access to CT or MR is often limited and in such cases, the CBCT could eventually be successful replacement to 2D reconstruction and planning from x-ray images.

Materials and Methods: First step was to investigate the geometric accuracy of the CBCT. For this purpose we used few different Phantoms.

Baltas Phantom

The *Baltas Phantom*[GfM Medizintechnik, Weiterstadt, Germany] is designed as a tool for the check of the accuracy of different reconstruction techniques and imaging modalities, see Figure 1a.

The phantom is a cube of known geometry (that is taken as reference by CT and CBCT check) with the side length of 12cm. 25 stainless steel markers are additionally inserted: 5 in each of 5 rows and one additional in the central slab for defining the horizontal axis of the phantom and of the marker matrix.

After the CT and CBCT acquisition of the Baltas Phantom was done, we defined the central stainless steel marker of the phantom as an origin with coordinates (0,0,0) for both imaging modalities. After that we reconstructed manually the position of the rest 25 markers, and compared the reconstructed positions with reference values (well-known phantom geometry).

Plastic catheters loops phantom

Besides the Baltas Phantom, we used the self-made phantom with plastic loop catheters placed at known position and geometry.

It is a cube with dimensions 12cm x 6.5cm x 12cm (W x H x D). This phantom simulates a looped catheter implant with three flexible plastic catheters. The diameter of the opening of the catheters 1, 2 and 3 are 2.0, 3.0 and 4.0cm respectively, see Figure 1b.

Furthermore, the accuracy of the CT and the Simulix Evolution CBCT acquisition was checked and compared to the Reference geometry of the “Loops” phantom. CT parameters used for this acquisition were: effective 190 mAs and 120 kV and for Simulix Evolution CBCT: 16mA and 100 kV. The known catheter positions and distances between the two sides of the looped catheters are verified against those reconstructed in the planning system Oncentra MasterPlan. This was done for both acquisition sets.

During the image acquisition by CT and CBCT, the same settings were used as in the case of “Baltas” phantom scanning. We positioned the metal markers on phantom to enable identical positioning on both, CT and Simulix CB. The coordinates of the reconstruction points were set according to the origin for both acquisition series. The distance between two points was calculated for all three catheters.

Pork meat phantom with metal catheters

As a third phantom used in our study of the reconstruction accuracy of the CBCT, we took a piece of pork meat. It weighted about 2 kg and was about 20 cm long and 15 cm wide, Figure 2. We implanted 16 metal catheters with a diameter of 1.5 mm (trocarpoint stainless steel needles 1.5, by Nucletron). 14 needles were positioned longitudinal and 2 needles lateral according to the phantom form and acquisition direction, see Figure 5. The meat was packed in a plastic box. On the surface and on both sides of the box we draw reference crosses. These were used for the proper positioning of the phantom on both scanning machines, CT and CBCT.

CT parameters used for the image acquisitions were: effective 190 mAs and 120 kV and for Simulix Evolution CBCT: 16mA and 100 kV.

In this study we set the CT image acquisition as the reference one and we prove the Simulix CBCT accuracy compared to the verified CT acquisition. For the evaluation we used the planning system Oncentra MastePlan[Nucletron/Elekta]. The origin was set in exactly same position, in both cases.

All implanted catheters were reconstructed in the same order in both image sets. After reconstruction, active source dwell positions were produced using the source step of 5mm: 30 active points for needles 1 to14 and 25 active points for needles 15 and 16.

The coordinates of all dwell points were compared for all catheters and both acquisition sets.

Image Quality
In the second step, we tested the image quality of the CBCT compared to CT. If the physician uses the CBCT for the delineation of the Target and VOI, the image quality need to be good enough to enable this process.
All images in this study have 2mm slice thickness and the distance between the neighbouring images was 2mm. Images have the 512 x 512 pixels resolution.
For this purpose we used two phantoms: *AAPM CT Performance phantom*[CIRS, Norfolk, USA] (AAPM) and *Image Quality Phantom "Emma"*[Siemens, Erlangen, Germany] (Emma). There are different inserts that can be placed within the phantom and enable us to evaluate quantitatively the different aspects of image quality as *homogeneity, contrast* and *resolution*, which are deciding factors by consideration of using of CBCT in planning process.
Both phantoms had been scanned with CT and CBCT and those images had been used for the evaluation purpose.

Homogeneity
For the homogeneity analysis we used the middle slice of the *homogeneity section* of *Emma* image quality phantom, where we were looking the noise and uniformity at five different regions, Figure 3.
We evaluated the average signal value and its standard deviation for each of these 5 regions. After that we compared its values with the whole range of HU values which is [-1024; 3071] in our case. We additionally analysed the difference between the central and outer average HU value on the slice.

Contrast
For the analysis of the CBCT contrast we used the *Low contrast* and *High contrast sections* of the Emma Phantom. Figure 4 shows the High contrast slice of the 100kV/16mA acquisition of Emma phantom. The Low contrast slice has 4 more sets of materials. We verify how many holes can be seen at each set. The inserts relative density range with respect to water is from -1% to 47%, plus air at 0.001%. The background material is the solid water. Each set consists of 5 holes of diameters: 2, 1, 0.7, 0.5 and 0.3 cm.
The *contrast-to-noise* (CNR) parameter was used as the measure of quality, along with the optical evaluation of described slices. We were looking for the size of the smallest visible circle of each of the 8 inserted materials of the low and high contrast inserts of the Emma Phantom.
The *contrast-to-noise* (CNR) ratio is defined as:

$$CNR = \frac{|S_i - S_{BG}|}{SD_{i,BG}},$$

where S_i is the average HU value of the regions 1-4, the S_{BG} the average value of the region 0, and the $SD_{i,BG}$ the average standard deviation of the values in the regions 1-4 and the region 0. We checked always the surrounding regions contrast compared to the central "*background*" region.
We show this analysis for the case of 100kV/16mA CBCT acquisition.

Resolution
For the analysis of the resolution, we used the (1) *spatial resolution insert* of the Emma phantom (Figure 5a) and the (2) *Resolution insert* and *Whole Body resolution and noise ring* of the *AAPM CT Performance phantom* (Figure 5b,c). Images were reconstructed with 2mm slice thickness and 512x512 pixels resolution.
The spatial resolution insert of Emma Phantom has 11 groups of bars (5 bars of different size, thickness and distance between bars). The number of line pairs per mm goes from 1 for the last group, to 0.067 for the first one. The smallest bars have the width of 0.5mm and are 4.5mm high, and the largest have dimensions of 7.5 x 12mm. the distance between each two bars is the same as their width. We are looking at the group where all of its bars were clearly visible.
The resolution insert of AAPM Phantom, is ca. 19cm x 6,35cm with acrylic equivalent
object with eight sets of five air thru holes each. Diameter of holes is 1.75, 1.5, 1.25, 1.00, 0.75, 0.61, 0.50, and 0.40 mm. Distance between each hole equal to hole diameter. Each row is 5mm apart. We were looking for the last group where we can clearly see separate balls.

Simulix Evolution *HU – electron density* characteristic curve
We used the *Gammex 467 Tissue Characterization Phantom* (Gammex 467, Gammex, WI, USA) for the evaluation of the HU-electron density characteristic curve. The Phantom is used not only for the evaluation of this relation, but also for the observation of its stability. Phantom was scanned with CT and CBCT. For each material, we read out the HU values and establish the relation between the HU and electron densities of known Phantom materials.

Results: Both acquisition image series were imported to planning system Oncentra MasterPlan. All phantom points were independently reconstructed, Figure 6. The coordinates of the reconstructed

points were compared with the reference ones. The results show insignificant deviations of below 0.5mm for both imaging modalities, CT and Simulix CB.
The distances between the points were also calculated and verified against the known geometry of *Baltas phantom*. Differences of <1% are observed for both acquisition methods. All this is an indication for the accuracy of the Simulix CB system.
"Loops" Phantom: The distance between two points was calculated for all three catheters, Figure 7. The results show very small deviations from the reference values by both acquisition methods: much less than 1mm. Such small differences have rather to do with the manual catheter reconstruction inaccuracy than with the geometrical inaccuracy of systems.
Pork meat phantom with metal catheters: The coordinates of all calculated dwell points of 16 catheter *pairs* were compared for both acquisition sets. The maximum value for difference between their positions is lower that 0.5mm.

Image Quality
Homogeneity
The mean HU value and its standard deviation (SD) within the central region are: -18.5±12. In the same way we found the HU and SD for other regions, Table 1. The largest standard deviation is 0.33% of the whole region and the larger difference between central and peripheral regions is 1.76%. These numbers are within the acceptable values of 1 and 2% respectively.
Contrast
The results of contrast investigation for CBCT are presented in Table 2**.**
We also verify how many holes can be seen in each of inserts (see Figure 4) for all 8 materials. We were able to see all inserts for both High and Low Contrast slice, although for the *1% SIG -Standart image grade*, material that has the electron density difference of 1% compared to background material, we were able to see the 3 (of 5) biggest holes of 2, 1 und 0.7cm.
Resolution
While we can recognize separate bars of the 9th group on a CT image of the spatial resolution slice, Simulix CBCT enable us to recognize separate bars of the 8 groups.
At the resolution insert of AAPM Phantom, we see clearly the 5 groups with separate holes. In the case that there is additionally the outer whole body resolution and noise ring, in the central region we can see the 4 groups of separate holes and at the outer region only the 3 groups.
HU-relative electron densities characteristic curve
The phantom was scanned with two different arrangements of the rods, so that we check at the same time the HU dependence on the geometrical position within the CT slice. The corresponding HU numbers for each material are calculated as the average value from the acquisitions of two different arrangements. The Characteristic Curve of our CT and Simulix CBCT are given at Figure 8a.
We also investigated the Characteristic Curve stability by changing the acquisition parameters. The results for one case are shown at Figure 8b.

Discussion: The results of geometrical accuracy, the image quality and evaluated characteristic HU-electron density dependence show us that the Simulix Evolution CBCT images can be used as the imaging modality for treatment planning in brachytherapy. This is particularly useful for the departments that do not have own CT machine and already are in possession of a ConeBeam-Simulator.
As the most of the available brachytherapy treatment planning systems does not consider the tissue in-homogeneities within their dose calculation algorithms, it is an additional reason to say that the CBCT of this image quality can be used for brachy-treatment planning modality as it does not additionally influence the calculated dose.

Literatur
[1] Roué A, Ferreira IH, Van Dam J, Svensson H, Venselaar JLM. (2006). The EQUAL-ESTRO on geometric reconstruction techniques in brachytherapy. *Radiotherapy and Oncology.* 78, pp.78- 83.
[2] Baltas D. (1993). Activity International Selectron Brachytherapy Journal, Special Report 2
[3] Milickovic N, Giannouli S, Baltas D, Lahanas M, Kolotas C, Zamboglou N, Uzunoglu N. (2000). Catheter autoreconstruction in computed tomography based brachytherapy treatment planning. Med Phys. 2000 May;27(5):1047-57.
[4] Milickovic N, Baltas D, Giannouli S, Lahanas M, Zamboglou N. (2001). A new algorithm for autoreconstruction of catheters in computed tomography-based brachytherapy treatment planning. IEEE Trans Biomed Eng. 2001 Mar;48(3):372-83.
[5] Gayou O, Miften M, Commissioning and clinical implementation of a mega-voltage cone beam CT system for treatment localisation, Med. Phys. 34 (8), August 2007
[6] Breitbach EK, Maltz JS, Gangadharan B et al., Image quality improvement in megavoltage cone beam CT using an imaging beam line and a sintered pixelated array system, Med. Phys. 30 (11), November 2011

[7] Morin O, Aubry JF, Aubin M et al., Physical performance and image optimisation of megavoltage cone beam CT, Med. Phys. 36, 1421-1432, 2009
[8] Siemens internal Documents and User Manuels about “Emma” image quality phantom AAPM CT Performance Phantom, Mod. 610, Performance Evaluation and Quality Assurance of CT Scanners, CIRS

Anhang 1

	HU±SD	CNR
Position	High Contrast	
0	-214.6±7.8	
1	-149.6±8.2	8,2
2	316.3±16.6	16,6
3	-202.4±8.5	8,5
4	-754.8±11.5	11,5
Position	Low Contrast	
0	-42.0±10.8	
1	10.6±7.7	7,7
2	80.3±8.6	8,6
3	-22.1±8.4	8,4
4	-13.5±6.4	6,4

Tab 1:Average Hounsfield Units and standard deviations of the regions 0-4. CNR compared to the region 0. CBCT with parameters: 100kV/16mA

Anhang 2

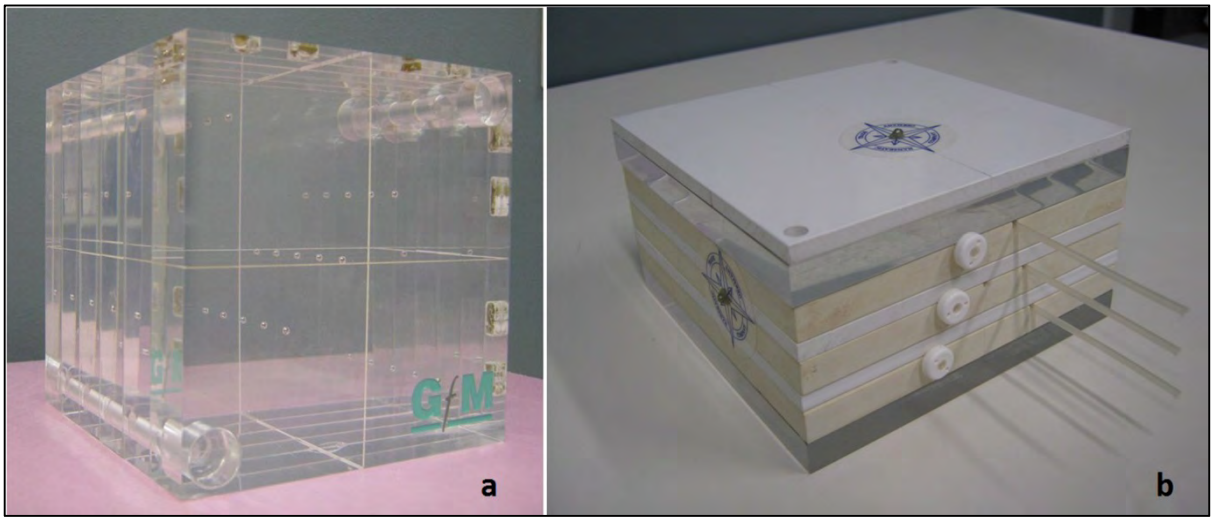


Abb 1: Baltas phantom and the “Loops” phantom.

Anhang 3

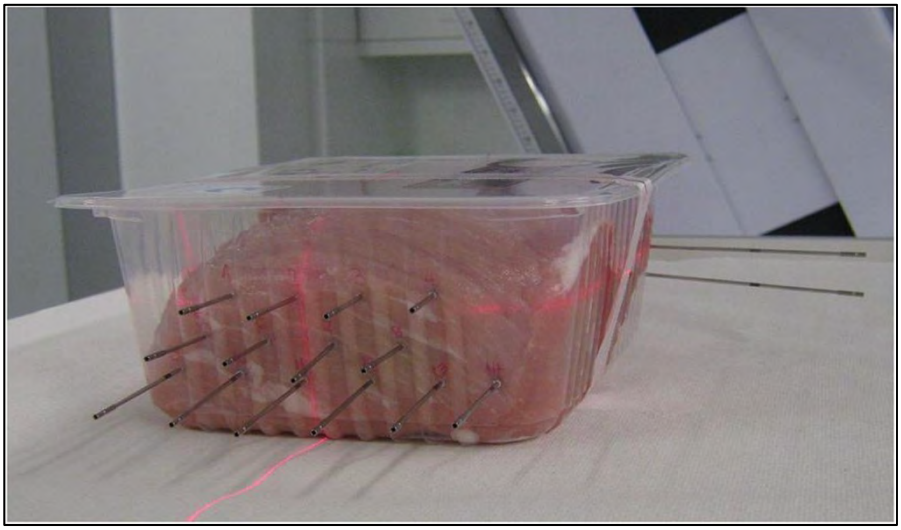


Abb 2.Pork meat “phantom”

Anhang 4

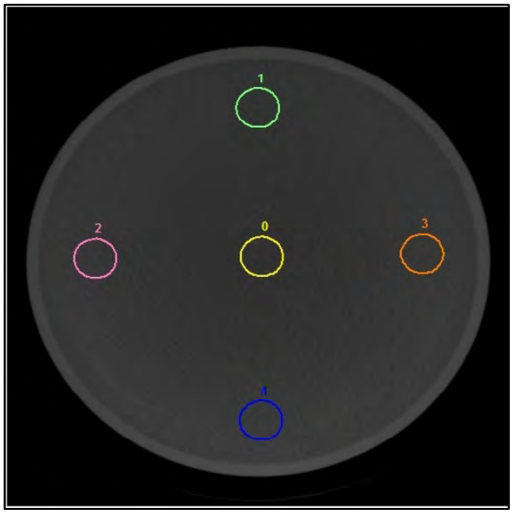


Abb 3.Image of Homogeneity slice with defined regions 0-4

Anhang 5

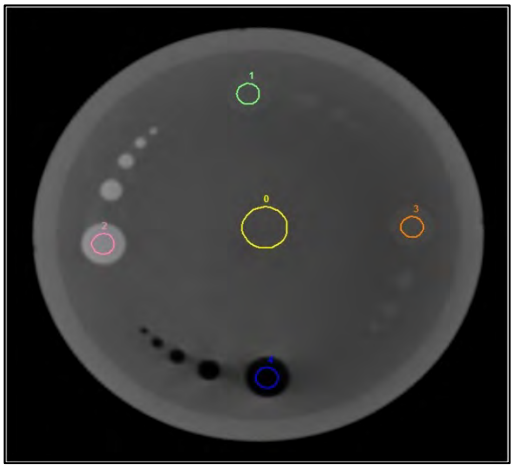


Abb. 4.Image of High contrast slice of the 100kV/16mA acquisition of Emma phantom with defined regions 0-4. Each set consists of 5 holes of diameters: 2, 1, 0.7, 0.5 and 0.3 cm.

Anhang 6

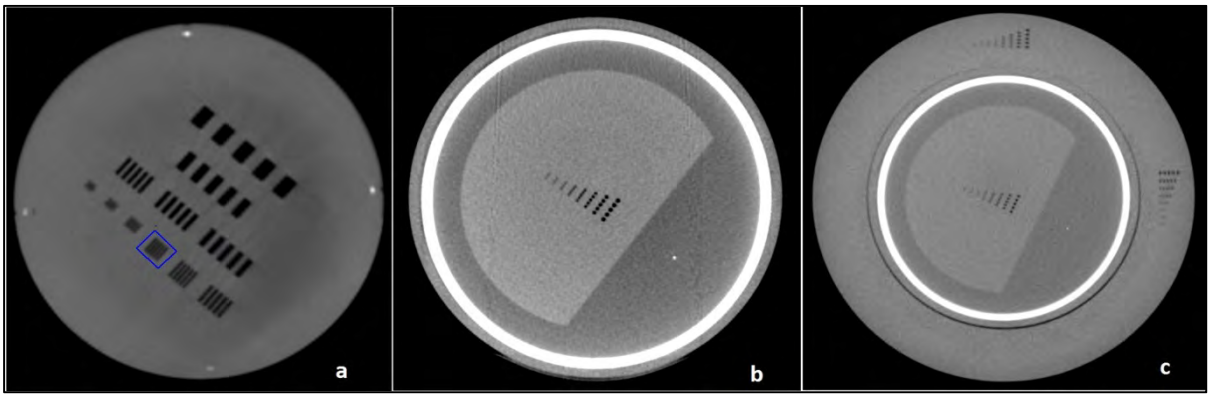


Abb. 5:(a) Image of Spatial Resolution slice of the Half beam acquisition of Emma phantom with last clearly visible region. (b) Resolution insert and (c) Whole Body resolution and noise ring of the AAPM CT Performance phantom.

Anhang 7

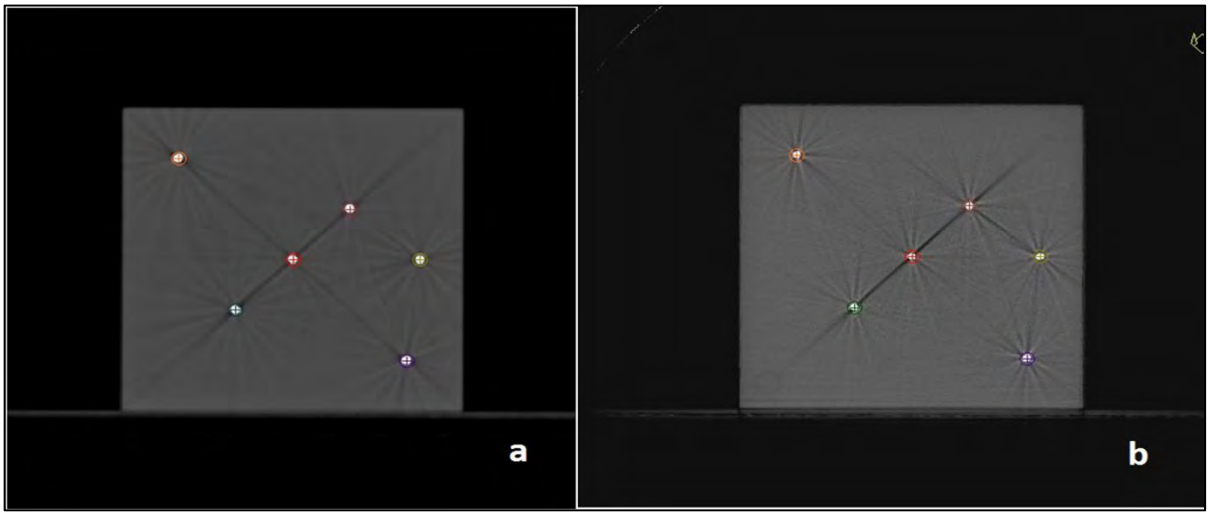


Abb. 6: Baltas phantom. (a) CT (effective 190 mAs, 120 kV) and (b) Simulix Evolution CBCT (16 mA, 100 kV) acquisition central slice that includes the origin (red point P3 in centre).

Anhang 8

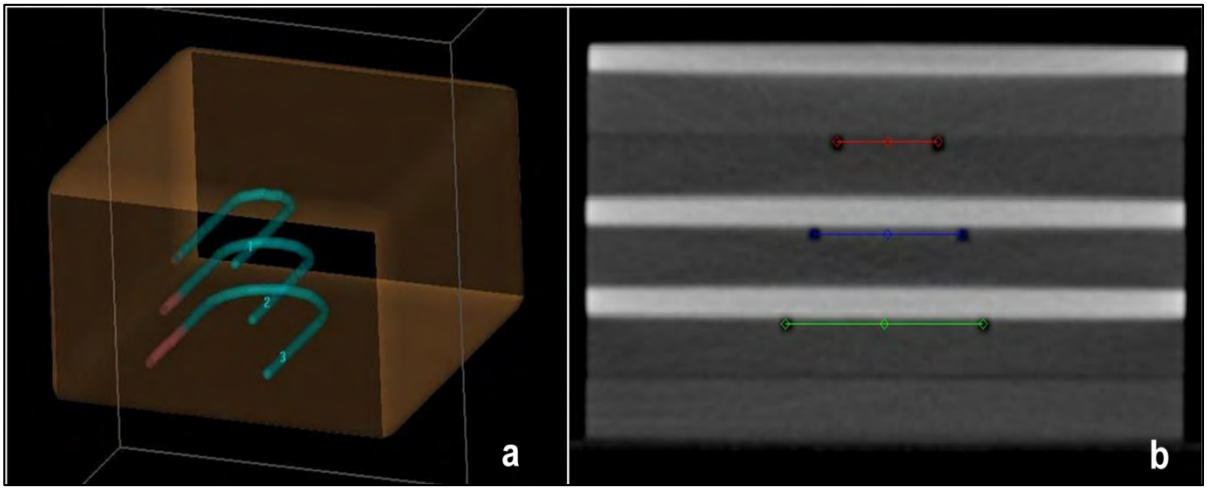
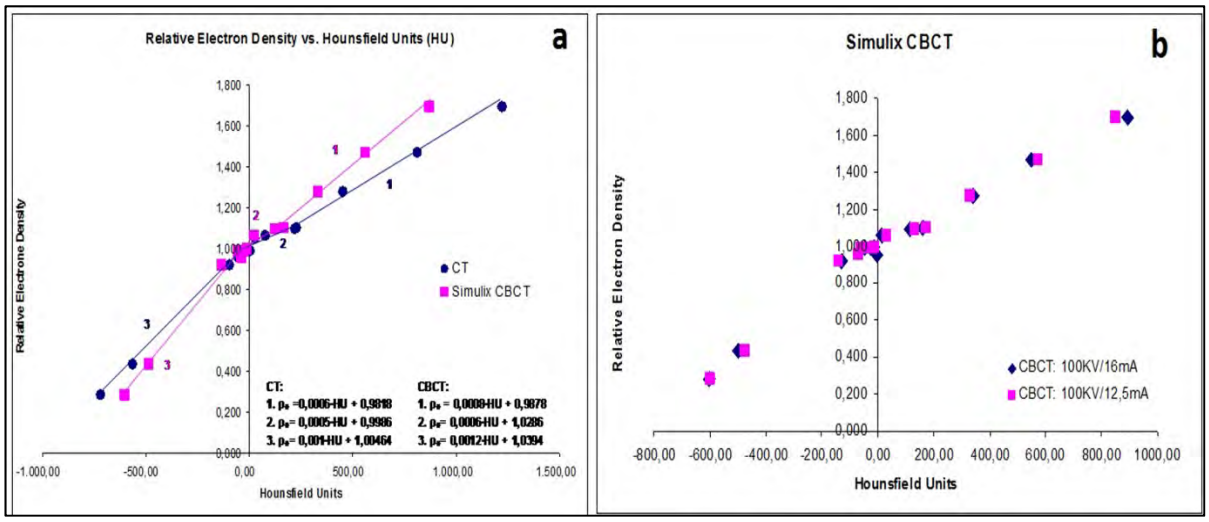


Abb 7:(a) HU-electron densities characteristic curve of CT and Simulix CBCT. (b) Simulix CBCT with different acquisition parameters.

Anhang 9



Tab. 2: Average Hounsfield Units and standard deviations of the regions 0-4. CNR is compared to the region 0. CBCT with parameters: 100kV/16mA

P 10 Vergleich manueller Optimierungsverfahren zweier Brachytherapie-Planungssoftware-Systeme bei komplizierten Implantaten (Oncentra und BrachyVision)

M. Walke[1], P. Hass[1], G. Gademann[1]
[1]Med. Fakultät Universität Magdeburg, Klinik für Strahlentherapie, Magdeburg, Deutschland

Einleitung: Zwei Brachytherapie - Planungssoftware - Systeme (Oncentra Brachy V4.1 (Elekta) und BrachyVision V10 (Varian)) wurden hinsichtlich ihrer Fähigkeit, im Fall komplizierter Implantate mit reduzierten Katheterzahlen und stark strukturierten Zielvolumen, manuelle Optimierungsstrategien schnell umzusetzen verglichen. Verglichen wurden jeweils manuelle Planungen schwieriger interstitieller Implantate (Leber- und peritoneale Metastasen) hinsichtlich der Fähigkeiten der jeweiligen manuellen Optimierungswerkzeuge der jeweiligen Software. Bei interstitiellen Implantaten wird versucht, die Katheteranzahl möglichst gering zu halten, um die Interventionsrisiken bzw. den Interventionsaufwand gering zu halten. Die abzudeckenden Zielvolumen weisen demgegenüber oft eine hohe Formstruktur auf. Diesem Zwiespalt kann bezüglich der nach Implantierung folgenden Planungen meist nur durch eine ausgeklügelte manuelle Optimierung einzelner Dwell - Zeiten bzw. - Positionen begegnet werden. Hinsichtlich der Effektivität der einzelnen manuellen Planungswerkzeuge wurden die beiden kommerziellen Planungssysteme verglichen.

Methoden: In beiden Planungssystemen wurden die gleichen Quellendaten hinterlegt (Daskalov et al. Nucletron v2/v3 Quelle). In beiden Planungssystemen führten die automatischen Optimierungstools (IPSA bei Oncentra und die Volumenoptimierung bei BrachyVision) bei komplizierten Implantaten mit stark gekrümmten Zielvolumen und insbesondere mit mehreren kritischen Randbedingungen nur nach deutlich sukzessivem manuellen Nachjustieren der Randbedingungen zu ersten akzeptablen Ergebnissen als Voraussetzung einer folgenden manuellen Planung. Die manuelle Optimierung während der Planung erwies sich letztlich bei fast allen Implantaten als das Mittel der Wahl. Beide Planungssysteme bieten unterschiedlich umgesetzte Tools der manuellen Optimierung an. Diese Tools wurden hinsichtlich ihrer Schnelligkeit und der Bedienerintuition verglichen. Die Ergebnisse der DVH Berechnungen wurden anhand von D100 und V100 Angaben sowie unter strenger Einhaltung etwaiger Nebenbedingungen von Risikoorganen verglichen.

Ergebnisse: Grundlage guter Planungsergebnisse sind bei komplizierten Implantaten das Verständnis der Dwell - Time - Superpositionen im 3D-Raum. Die unterschiedlich umgesetzten Tools beider Software-Produkte bieten jeweils anders umgesetzte Möglichkeiten der Herangehensweise. Insbesondere die jeweiligen Methoden der schnellen Punktfindung einer geplanten zu ändernden Dwell – Time - Position unterscheiden sich. Hier spielen von vorne herein unterschiedliche grafische Konzepte der Darstellung der Katheter und die auf ihre jeweiligen Schicht - bezogenen Dwell – Time - Positionsanzeige eine Rolle. So wird beispielsweise beim BrachyVision mittels einer Dwell - Time - Balkengrafik mittels einer Bewegung entlang einer Balkenvisualisierung direkt der korrespondierende Punkt in der projezierten Katheterdarstellung angezeigt und kann direkt durch Verändern der Balkengröße verändert werden. Beim Oncentra können demgegenüber durch grafisches Anfahren einer online visualisierten Punktposition in einer Schicht, nun direkt die korrespondierenden Dwell - Time - Positionen angesprungen und manuell verändert werden. Die grafischen Optimierungstools mittels grafischen Ziehens an Isodosen reagieren in beiden Systemen unterschiedlich empfindsam. Der Vergleich zeigte sehr schnell, dass keines der Planungssoftwaresysteme einen deutlichen Geschwindigkeitsgewinn bzw. deutlich besser Pläne erzeugen konnte. In erster Linie spielt der Planer, der den Plan manuell optimiert und verstehen muss, die entscheidende Rolle. Abhängig vom Planungssystem sollten die jeweils günstigeren Tools verwendet werden.

P 11 Vergleich mittels Schacht- und Stielkammer gemessener und planungstechnisch berechneter Dosis für die Qualitätssicherung beim HDR-Afterloading

I. Simiantonakis[1], P. Schick[1]
[1]Universitätsklinikum Düsseldorf, Klinik für Strahlentherapie, Düsseldorf, Deutschland

Ziel: Bestimmung der Kenndosisleistung mittels Schacht- und Stielkammer für die Qualitätssicherung eines HDR-Afterloadingsystems. Vergleich der Messergebnisse mit dem Strahlerzertifikat und der Dosisberechnung eines modernen Bestrahlungsplanungssystems mit unterschiedlichen Algorithmen.

Einleitung: Die Strahlentherapie ist fester Bestandteil in der Krebsbehandlung. Eine besondere Form stellt die sogenannte Brachytherapie dar, bei der mithilfe von Afterloadingsystemen, umschlossene radioaktive Quellen ferngesteuert in unmittelbare Nähe von Tumoren platziert wird. Dabei bleibt gesundes Gewebe von der Strahlung weitgehend verschont, wobei gleichzeitig der Tumor mit hoher Dosis bestrahlt wird. Ziel ist es für den Patienten eine optimale Behandlung mit hoher Zuverlässigkeit und Sicherheit zu gewährleisten. Die Dosimetrie ist wegen der Steilheit der Dosis-Effekt-Kurven von Tumoren und Normalgewebe von besonderer Bedeutung. Die Stärke einer radioaktiven Quelle wird durch die Kenndosisleistung angegeben, die der Dosis direkt proportional ist. Zur Qualitätssicherung wird vor der klinischen Anwendung des Strahlers die Kenndosisleistung von einem Medizinphysiker unabhängig von der Herstellerfirma bestimmt und mit dessen Strahlerzertifikat verglichen.

Material und Methoden: Im Universitätsklinikum Düsseldorf wird das HDR-Afterloadinggerät GammaMed plus iX (mit ^{192}Ir-Quelle) und ein fortschrittliches Bestrahlungsplanungssystem BrachyVision 10.0 (Varian Medical Systems, Palo Alto/USA), mit den Dosisberechnungsalgorithmen „AAPM Task Group 43“ (TG-43) und „Acuros“ verwendet. TG-43 berechnet die Dosis, indem er annimmt, dass der Patientenkörper homogen aus Wasser besteht [1]. Acuros berücksichtigt durch CT-Bilddaten die unterschiedlichen Absorptionskoeffizienten von verschiedenen Patientengeweben. Für die Dosimetrie werden eine HDR-Schachtkammer Typ 33004 (PTW, Freiburg) und eine Stielkammer Typ M23332 (PTW) im Plexiglas-Zylinderphantom eingesetzt [2,3].

Ergebnisse: Die gemessenen Dosiswerte wurden in Kenndosisleistung (Stielionisations- vs. Schachkammer 31,50 vs. 31,18 $mGym^2h^{-1}$) umgerechnet und mit dem tagesaktuellen Zerfallswert des Herstellers verglichen (Abweichung 1,26% vs. 2,30%). Beide Methoden lieferten ausreichend genaue Werte. Der Vergleich der Messungen mit den Berechnungen des Planungssystems ergab, dass der neuartige Acuros-Algorithmus die applizierte Dosis genauer vorhersagte (Abweichung 3%) als der TG-43 Algorithmus (15%).
Als Fazit bleibt festzustellen, dass beide Methoden zur Messung der Kenndosisleistung im Rahmen der Qualitätssicherung mit Vor- und Nachteilen verbunden sind, allerdings die Messung mittels Schachtkammer insgesamt zu bevorzugen ist, da die Messungen einfacher, schneller und besser verifizierbar sind und somit die dosimetrische Überwachung und Konstanzprüfung im Rahmen des klinischen HDR-Afterloadings erleichtert. Der Acuros-Algorithmus stellt ein äußerst interessantes Tool für die Dosisberechnung CT-basierter Bestrahlungsplanung.

Literatur

[1] Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations; MedPhys 31, 2004.
[2] PTW: Gebrauchsanweisung Afterloading-Kalibrierphantom Typ-9193, 09/2009.
[3] PTW: Gebrauchsanweisung HDR Kammer Typ 33004, 06/2012.

P 12 Rekonstruktionsalgorithmen für Medipix-Mikro-CTs

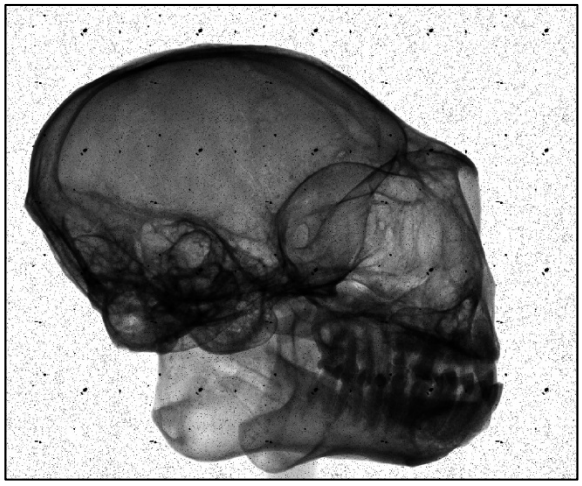
M. Pichotka[1], S. Procz[1], J. Luebke[2], M. Mix[2], M. Fiederle[1]
[1]Freiburger Materialforschungszentrum FMF, Universität Freiburg, Freiburg, Deutschland
[2]Nuklearmedizinische Klinik des Universitäts-Klinikums Freiburg, Freiburg, Deutschland

Roentgen-Mikrotomographie bietet eine Reihe von Anwendungen zur zerstörungsfreien Analyse von z.B. biologischen, medizinischen, industriellen und Material -proben. Direkt konvertierende Halbleiter-Detektoren, wie zum Beispiel der Medipix, bieten dank ihres imVergleich zu Szintillator-basierten Detektoren besseren Kontrastes [1] eine nützliche Erweiterung für Mikro-CT Anwendungen.
Die photonenzählende Elektronik des Medipix beseitigt dabei die bei integrierenden Detektoren inhärente Energiegewichtung. Im spektroskopischen Modus wartet der Medipix 3 mit 8 einstellbaren Schwellen auf, die spektroskopische Aufnahmen ermöglichen und z.B. auch dazu eingesetzt werden können niederenergetische Streustrahlung zu eliminieren.
Aktuelle Versionen des Medipix besitzen Pixelabstände von 55, 110 und 165 Mikrometern. Um eine isotrope Volumenauflösung im Bereich von wenigen Mikrometern zu erreichen ist deshalb geometrische Vergrößerung notwendig. Im Gegensatz zu Szintillator-basierten Systemen besitzt jeder Pixel des Medipix eine komplexe analoge und digitale Elektronik und damit die Fähigkeit zur Fehlfunktion. Aus diesem Grund besitzt jeder Medipix-Detektor einige defekte Pixel die von der Rekonstruktion ausgeschlossen werden sollten. In Kooperation mit der nuklearmedizinischen Klinik des Universitäts-Klinikums Freiburg wurden speziell auf die Bedürfnisse unserer CT-Anlagen zugeschnittene Rekonstruktionsroutinen entwickelt. Die Routinen umfassen Fourier-Slice basierte Methoden wie FBP und FDK bei Kegelstrahl sowie hochgradig adaptierbare iterative Methoden basierend auf dem Maximum Likelihood Prinzip wie z.B. OSEM[2].
Iterative Rekonstruktionsalgorithmen sind dafür bekannt gut mit verrauschten Daten und niedriger Statistik umgehen zu können und erlauben dadurch eine starke Reduktion der applizierten Dosis sowie der Messzeit[3]. Ein Raytracer-basiertes Vorwärtsmodell ermöglicht iterative Rekonstruktion aus (nahezu) beliebigen Messgeometrien oder unabhängigen Sets von Quell- und Detektor-Positionen. Spezielle Geometrien wie Helix-CT oder Laminographie zur Messung länglicher oder abgeflachter Objekte sind uns dadurch zugänglich. Ein hochgradig parallelisierter Abstands-gewichteter [4] Raytracer wurde zur schnellen Rekonstruktion von CT-Daten mit starker Vergrößerung implementiert.
Im Vergleich zu Siddon-Raytracern zeigt dieser Raytracer verschwindend geringe Aliasing-Artefakte, insbesondere bei geringer Systemauflösung.
Die Rekonstruktion kann durch sequentielle Erhöhung der Systemauflösung merklich beschleunigt werden. Mithilfe des Abstands-gewichteten Raytracers werden akkurate niedrig aufgelöste Volumen berechnet die im Folgenden als Startvolumen verwendet werden während die Systemauflösung schrittweise erhöht wird. Ein Update-Schema das mit Subsets aus zufällig ausgewählten Projektionen arbeitet erwies sich dabei als weniger anfällig gegenüber Artefakten als das etablierte OSEM Schema mit geordneten Subsets. Weitere Untersuchungen hierzu stehen noch aus.
Einzelne Pixel des Detektors können Defekte, wie stark erhöhtes Rauschen sowie Sprünge in den Zählraten, aufweisen, die durch einfache Leermessung unter Umständen nicht erkannt werden. Wegen der hohen Korrelation der Daten beim Kegelstrahl-CT ist die Identifikation und Eliminierung dieser Pixel ohne relevanten Verlust an Information möglich. Zu diesem Zweck wurde ein auf dem Maximum Likelihood-Prinzip basierender Filter entwickelt der integraler Bestandteil des Rekonstruktionsalgorithmus ist und dadurch den Rechenaufwand nicht wesentlich erhöht. Defekte Pixel werden anschließend ohne Interpolation der Sinogrammdaten aus der Rekonstruktion entfernt.
Aufgrund der für verschiedene Materialien charakteristischen energieabhängigen Absorbtionsquerschnitte für Röntgenstrahlung bieten spektroskopische CTs bessere Möglichkeiten zur Trennung und Identifikation verschiedener Materialien.
Um spektroskopische Daten zu verwerten zu können ist unsere Rekonstruktionsroutine auf die simultane Rekonstruktion mehrerer Energiekanäle optimiert. Methoden zur Segmentierung der 4-dimensionalen spektroskopischen Rekonstruktionen werden zurzeit entwickelt.
Eine weitere implementierte Funktion ist ein RegionOfInterest-Update, bei der Teile des Volumens unter entsprechend geringerem Rechenaufwand unabhängig voneinander rekonstruiert werden. So muss z.B. beim Tausch einer Probe der u.U. komplexe Probenhalter nicht wiederholt rekonstruiert werden. Eine weitere Anwendung könnte das Update verschiedener Regionen des Volumens auf verschiedenen Zeitskalen sein wie z.B. die gleichzeitige Beobachtung von Herzschlag und der langsamen Diffusion eines Kontrastmittels.

Literatur
[1] Characterisation of a single photon counting pixel system for imaging of low-contrast objects Mikulec, B*et al*- Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 458 (2001) 352-359
[2] H. M. Hudson, R. S. Larkin: Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data, IEEE Trans. Medical Imaging, 1994, 13:601-609.
[3] Hara A.K et al., Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study, AJR Am J Roentgenol, 2009, 193(3), pp. 764 – 771.
[4] De Man, B., and S. Basu. 2003. “Distance-driven projection and backprojection.” *2002 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record* 3: 1477–1480.

This work was funded by Federal Ministry of Education and Research (BMBF), Germany.

Anhang 1



Anhang 2



Anhang 3



Abb.1:3 Affenschädel: Links: CT-Rohbild. Mitte und rechts: Gerenderte Ansichten des rekonstruierten Volumens. Das Volumen wurde mit einer Iteration, bestehend aus 25 Subsets a jeweils 25 Projektionen rekonstruiert. Die Projektionen wurden zufällig aus einem Pool von 500 Projektionen ausgewählt. Die Systemauflösung wurde nach dem 2. und 4. Subset jeweils verdoppelt. Um einen Vergleich mit dem Rohbild zu ermöglichen wurde beim rechten Rendering die Transparenz erhöht.

Anhang 4

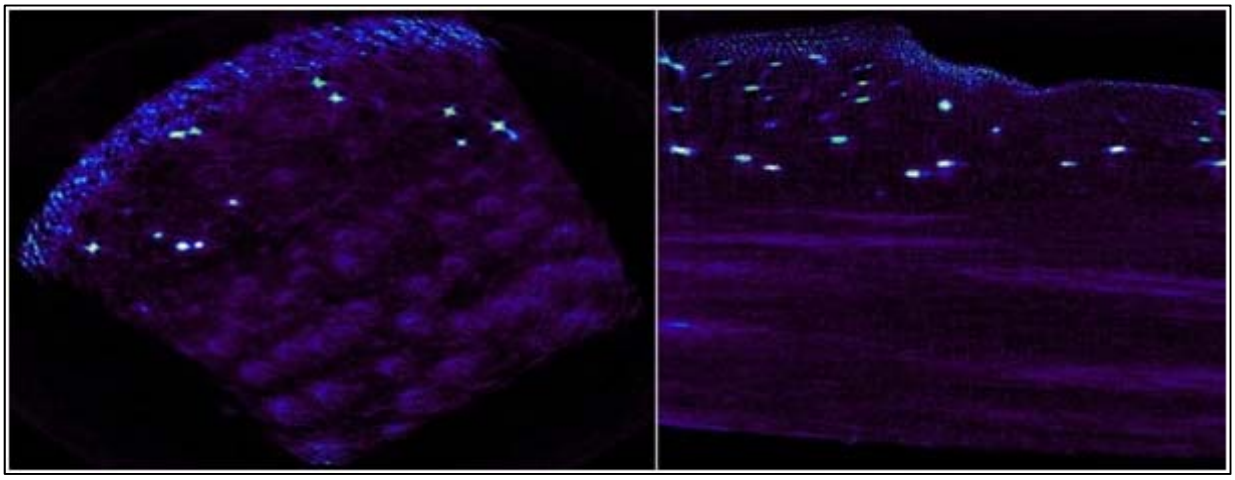


*Abb.4:*Transversale und sagittale Ansicht eines in OSEM rekonstruierten Holzstückes. Borke, Holzfasern sowie einige dichte Einschlüsse sind gut zu erkennen.

Anhang 5

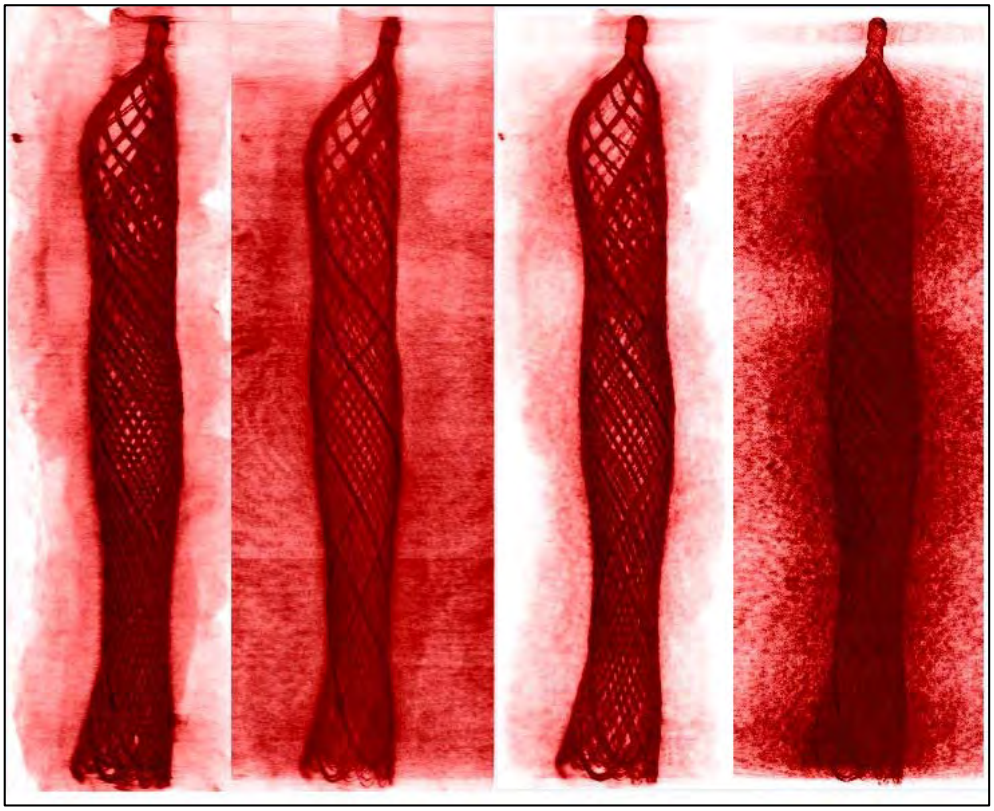


Abb.5: Rekonstruktion eins Stents umgeben von (Kaninchen-) Gewebe.Vergleich zwischen FBP und OSEM bei verschiedener Anzahl von Projektionswinkeln:Von links nach rechts: [1]OSEM 250 Projektionen[2] FBP 250 Proj., [3] OSEM 25 Proj., [4] FBP 25 Proj,. Die OSEM Rekonstruktionen erfolgten jeweils mit drei Iterationen bei je 5 Subsets.

38. Hybridbildgebung und Nuklearmedizin

P 13 Beeinflussung der Körpertemperaturregulierung bei der Kleintier-PET auf die Quantifizierung und Kinetik der Bioverteilung von ^{18}F-Tetrafluoroborate

M. Podein[1], M. Mix[1], C. Goetz[2], P. Choquet[2], F. Braun[1], W. Weber[3]
[1]Universitätsklinikum Freiburg, Nuklearmedizin , Freiburg, Deutschland
[2]Hôpitaux Universitaires de Strasbourg, Médecine Nucléaire, Strasbourg, Deutschland
[3]Memorial Sloan-Kettering Cancer Center, Molecular Imaging & Therapy Service, New York, Vereinigte Staaten Von Amerika

Fragestellung: Unkontrollierte Umwelteinflüsse während der Anästhesie von Nagetieren führen bekannter Weise zu Veränderungen in deren physiologischen Parametern, wie z.B. Körpertemperatur, Herz- und Atemfrequenz und somit zu instabilen homöostatischen Zuständen. Diese undefinierten Einflüsse können zu variablen Tracer-Uptakes bei der molekularen Bildgebung führen [1], welche Fehler in der Quantifizierung verursachen. Ziel dieser Studie war es bei tumortragenden Mäusen die Auswirkung von äußeren Temperaturvarianzen auf die PET-Bildgebung mit dem Tracer ^{18}F-Tetrafluoroborate (BF4) zu evaluieren.

Material und Methoden: Sechs weiblichen Balb/c Nacktmäusen (Durchschnittsgewicht 18.7 +/- 0.3 g) wurden hNIS transfizierte Tumorzellen subkutan in die Schulter implantiert. Nach einer viertägigen Tumorwachstumsphase wurden unter 1,5%iger Isofluran/O_2-Anästhesie und Verwendung einer temperatur-regulierten Aufnahmezelle (Fa. Minerve, Esternay, Frankreich) die optimalen Vitalfunktionen (Herzfrequenz und Körpertemperatur) der Mäuse bestimmt. Anschließend wurden bei jedem Tier zwei 45-minütige, dynamische PET-Aufnahmen (Focus 120, Concorde Microsystems, USA) durchgeführt, einmal unter optimalen (Temperatur der Liege: 35°C) und einmal unter suboptimalen (Temperatur der Liege: 32°C) Bedingungen. Hierzu wurde den Mäusen 3.1 +/- 0.2 MBq ^{18}F-Tetrafluoroborat in die Schwanzvene appliziert. Zwischen den beiden Scans lagen 4 h, in denen die Mäuse wach waren und fressen konnten. Zur Auswertung wurden Zeit-Aktivitätsdiagramme (siehe Abbildung 1) von ROI's der Schilddrüse, der implantierten Tumore und des Herzens (Blutkompartiment) bestimmt. Zur Berechnung der Zeitkonstanten für Uptake und Washout je ROI wurden die entsprechenden biexponentialen Fittings ermittelt:

- Blutkompartiment ohne Uptake:

$$Aktivitätskonzentration = A \cdot \left(exp^{-\lambda_{fast\,washout} \cdot t} + exp^{-\lambda_{slow\,washout} \cdot t}\right) + B$$

- Organe mit Uptake:

$$Aktivitätskonzentration = A \cdot \left(exp^{-\lambda_{washout} \cdot t} + exp^{-\lambda_{uptake} \cdot t}\right) + B$$

Ergebnisse: Optimale Temperaturbedingungen während der Bildaufnahme bewirkten eine stabile Körpertemperatur (37.1 +/- 0.3°C) und Herzfrequenz (515 +/- 35 bpm), während suboptimale Bedingungen zu einer geringfügigen Absenkung der Körpertemperatur (36.8 +/- 0.5°C) und der Herzfrequenz (470 +/- 84 bpm) mit einer insgesamt höheren Schwankungsbreite führten. Uptake- und Washout-Zeiten (Tabelle 1) für Schilddrüse und implantierte Tumore waren bei Tieren unter Normalbedingungen signifikant schneller ($p < 0,005$). Dies galt auch für das im Herzen bestimmte Blutkompartiment ($p < 0,0001$).

Zusammenfassung: Unterschiedliche Umgebungstemperaturen bei PET-Untersuchungen an Nacktmäusen unter Narkose führen zu geringen, aber statistisch signifikanten Differenzen und größeren Standardabweichungen in der Herzfrequenz und Körpertemperatur. Trotz der relativ geringen Abweichung zur optimalen Umgebungstemperatur bewirken diese Änderungen in allen Messungen eine langsamere Uptake- und Washout-Kinetik des Radiotracers.

Literatur

[1] Fueger et. al., „Impact of Animal Handling on the Results of ^{18}F-FDG PET Studies in Mice", J Nucl Med, Vol. 47, No. 6 (2006), S. 999 - 1006

Anhang 1

	optimal heating		sup-optimal heating		
heart	washout	0,131 ± 0,029 min^{-1}	washout	0,028 ± 0,017 min^{-1}	$p < 0,0001$
thyroid	uptake	0,164 ± 0,025 min^{-1}	uptake	0,113 ± 0,014 min^{-1}	$p < 0,0044$
	washout	0,004 ± 0,002 min^{-1}	washout	0,001 ± 0,000 min^{-1}	$p < 0,0036$
tumor	uptake	0,211 ± 0,060 min^{-1}	uptake	0,150 ± 0,048 min^{-1}	$p < 0,0012$
	washout	0,029 ± 0,009 min^{-1}	washout	0,008 ± 0,004 min^{-1}	$p < 0,0009$

Tab. 1: Washout- und Uptake-Konstanten, beim Herzen wurde über beide Konstanten λ_{fast} und λ_{slow} gemittelt

Anhang 2

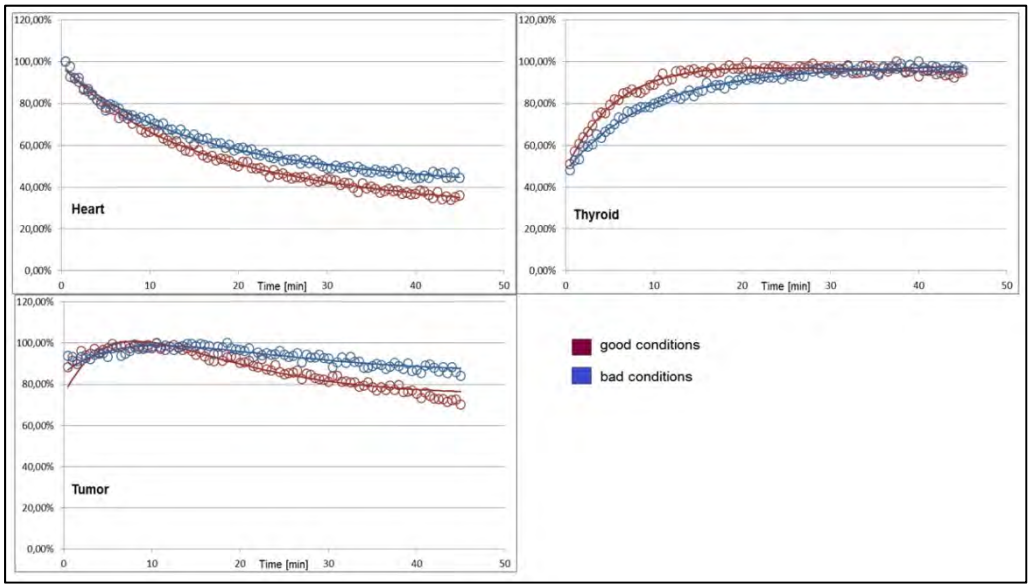


Abb. 1: Exemplarische Zeit-Aktivitäts-Diagramme unterschiedlicher Organ-ROI's eines Tieres mit den dazugehörigen biexponentialen Fits

Anhang 3

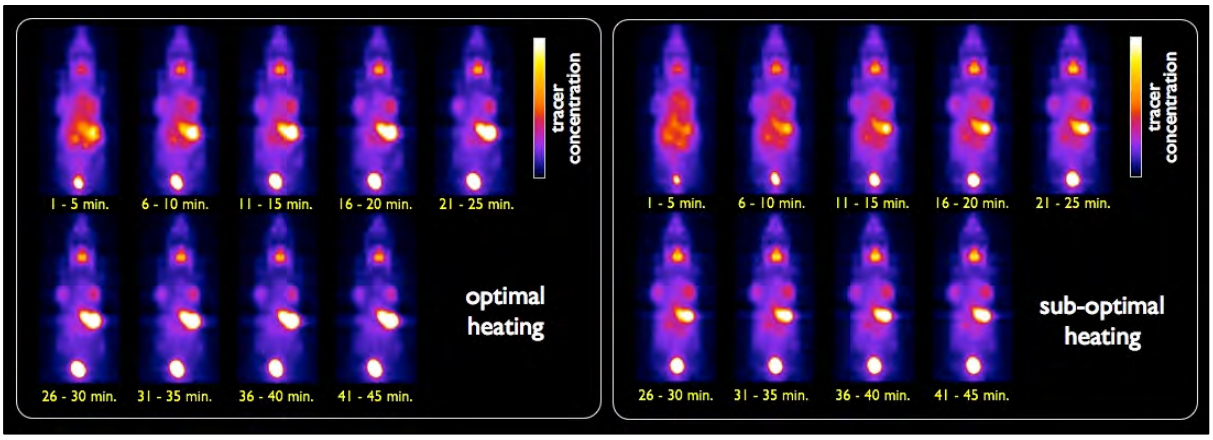


Abb 2: Ventral- zu Dorsal-PET-Projektion mit BF4 zu den Graphen aus Abbildung 2

P 14 Probabilistic neural network segmentation of MR images in view of PET/MR attenuation correction

E. Rota Kops[1], A. Ribeiro[2], H. Hautzel[3], H. Herzog[1]
[1]Forschungszentrum Jülich GmbH, Institut für Neurowissenschaften und Medizin - 4, Jülich, Deutschland
[2]University of Lisbon, Institute of Biophysics and Biomedical Engineering, Lisbon, Portugal
[3]Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Nuklearmedizinische Klinik auf dem Gelände des Forschungszentrums Jülich, Jülich, Deutschland

Einleitung: One major challenge in PET/MR is the generation of an attenuation correction (AC) map to correct the PET image data. Several methods have been suggested. The main problem is up to the signal from anatomical T1-weighted MR sequences for cortical bone which is very low and similar to the air signal. For this reason an Ultrashort TE (UTE) sequence was considered which can obtain signals from tissues with very short T2 times such as cortical bone. The implementation of such a sequence yields two images performed with the same parameters, but different TEs. Methods based on these UTE images [1, 2] were developed, whereby however precise thresholds were needed to accurately segment the images into the three classes bone, air, and soft tissue.
In this study our algorithm based on a probabilistic neural network (PNN) uses both UTE images as input information requiring little user interaction only in the training phase. A comparison with corresponding segmented CT images is presented, showing the Dice coefficients calculated with regard of bone. Attenuation maps were finally generated, which were used during reconstruction of the corresponding PET data. The resulting PET images were compared with those reconstructed with the CT-based attenuation correction.

Material and Methods: Data of ten subjects (P1 to P10; 4 female and 6 male) were used. The CT data were acquired on different scanners with different standard parameters: 512x512 in-plane pixels, with pixel sizes ranging from 0.428x0.428 mm^2 to 1.17x1.17 mm^2; the CT spanned 86 to 320 slices with a thickness ranging from 0.75 mm to 2.0 mm. While six subjects (P1-P6) underwent a whole-head CT including chin and neck, for four subjects (P7-P10) only the skull was measured leaving the eyes outside of the field-of-view. The MR UTE sequence installed at the prototype 3T MR/BrainPET scanner was acquired in all ten subjects with a flip angle=15°, echo times TE=0.07/2.46 ms, and TR=200 ms, resulting in 192 sagittal 192×192 images with a voxel size of 1.67 mm^3. Corresponding to the different echo times, two images (UTE1 and UTE2) were delivered. PET data were acquired in eight out of these ten subjects (P3-P10); one subject underwent an ^{11}C-Flumazenil measurement (P3), while for seven subjects (P4-P10) ^{18}F-FDG scans were performed. In case of four out of these eight subjects (P3-P6) the CT images showed the whole-head.
A probabilistic neural network (PNN) consists of a feed-forward neural network with 4 layers: an input layer (IL), a pattern layer (PL), a summation layer (SL), and an output layer (OL). Our aim was to obtain 4 distinct classes: brain+soft tissue, csf, bone, and air. Thus, the SL consisted of 4 nodes corresponding to these 4 classes, while the PL consisted of 4 pools, each corresponding to the 4 nodes of SL and each being built up with training data obtained from both UTE1 and UTE2 during an interactive training step. The IL, representing the input features, fed the PNN, while the OL decided the fate of the input voxel.
In this study the whole volumes of the co-registered UTE1 and UTE2 images are run through representing each voxel together with the 6 closest neighbors the input features of the IL. Each of these input values are compared with the training data stored in the PL by calculating all the Euclidean distances between them, and a Gaussian radial basis function is computed. In the SL a probability density function for each input voxel is calculated. The OL finally assigned the current input voxel to the class with the highest probability. The voxels segmented as csf were assigned as soft tissue.
After correction of the MR inhomogeneities the PNN algorithm was applied to the UTE images for classification resulting in corresponding segmented attenuation maps. For each subject Dice coefficients D with regard to the bone were calculated between the segmented images and the respective CT images for which a threshold of HU=400 was used to recognize the skull. The images were subdivided into the three different areas: 1) pure skull, 2) occipital bone, and 3) facial+neck. The means and standard deviations of the D values of all subjects for each area and for the whole head were calculated. Dice images were generated with true positive voxels (bone recognized as bone), false negative voxels (bone recognized as soft tissue), and false positive voxels (soft tissue recognized as bone). Furthermore, the available PET data were reconstructed using the CT-based ($PET_{CT\text{-}based}$) and segmented (PET_{seg}) attenuation maps for attenuation correction. After normalization

of all PET images into the MNI space all data were compared with atlas-VOIs implemented in the PMOD tool.

Ergebnisse: The Dice coefficients for all subjects and all different areas were calculated. The mean value of the Dice coefficient for the whole head (region 1+2+3) and P1 to P6 was 0.64±0.05. The region of the head that shows the best result was the skull (region 1) with a Dice coefficient of 0.84±0.03 for P1 to P10. The occipital area presented some problems to be segmented. It resulted in Dice coefficients of 0.51±0.13 for P1 to P10. The region with the lowest D was the facial and neck region (region 3) yielding a D=0.37±0.07 for P1 to P6. Visual inspection of Dice coefficients' images confirmed the successful segmentation of skull, showing the misclassifications of soft tissue as bone and those of bone classified as soft tissue.
The VOIs' values of the reconstructed and normalized PET images of P3-P6 built correlation plots of CT-based vs. PNN segmented attenuated images. The correlation coefficients R^2 ranged from 0.948 to 0.996. The data of three subjects showed a small negative bias, i.e. PNN underestimated the reconstructed values, while one subject surprisingly showed a positive bias of 7%. Furthermore, due to the misclassifications in facial, neck and occipital areas, overestimations in cerebellum region were observed with different extents, but in all four subjects.

Zusammenfassung: Our results show that a reliable bone segmentation based on MR UTE images is possible with the PNN algorithm, which appears stable especially for the skull (Dice coefficients = 0.84±0.03). Even for the occipital bone acceptable results were obtained, although this region is rather difficult to be accurately segmented due to MR artifacts. Finally, the results for the facial+neck region have to be improved.
Compared to current methods using UTE sequence the presented algorithm shows several advantages such as a quick and intuitive training step and an easy optimization for different sequence parameters, as there is no need for defining subjective thresholds.

Literature

[1] Catana, C.: Toward implementing an MRI-based PET attenuation-correction method for neurologic studies on the MR-PET brain prototype, J Nucl Med, 51 (2010), pp. 1431-1438.
[2] Keereman V.: MRI-based attenuation correction for PET/MRI using ultrashort echo time sequences, J Nucl Med, 51 (2010), pp. 812-818.

P 15 Charakterisierung einer pixelierten (Cd,Zn)Te-Handheld-Gammakamera

C. Konvalinka[1], U. Reichelt[1], T. Barthel[2], K. Schwenkenbecher[2], J. Henniger[1]
[1]Institut f. Kern- und Teilchenphysik, TU Dresden, AG Strahlungsphysik, Dresden, Deutschland
[2]Crystal Photonics GmbH, Berlin, Deutschland

Fragestellungen: In dieser Arbeit wird eine neue Handheld-Gammakamera hinsichtlich ihrer grundlegenden physikalischen Eigenschaften charakterisiert und mit anderen Systemen verglichen. Die Kamera vom Typ CrystalCam wurde durch die Firma Crystal Photonics GmbH in Zusammenarbeit mit der Universität Leipzig, der Firma und HEMA Formenbau + Kunstoffverarbeitung GmbH und der Technischen Universität Dresden entwickelt. Sie ist optimiert auf den Einsatz in der nuklearmedizinischen Diagnostik mit ^{99m}Tc, speziell für die Lokalisation von Wächterlymphknoten.

Material und Methoden: Die Gammakamera basiert auf einem pixelierten (Cd,Zn)Te-Halbleiterdetektor (Dicke 5 mm) der Firma General Electrics. Die Detektormatrix besteht aus 16 x 16 Detektorelementen auf einer Fläche von 39 x 39 mm^2. Die direkt angeschlossene Frontend-Elektronik umfasst für jeden Pixel den ladungsempfindlichen Vorverstärker, einen Diskriminator, die Pulshöhenanalyse und Digitalisierung. Dabei wird die Kanallage (4096 Kanäle) für alle gemessenen Ereignisse im Energiebereich 50 keV bis etwa 230 keV ermittelt. Ereignisse mit höherer Energie werden dem letzten Kanal zugeordnet. Die Datenübertragung erfolgt kabelgebunden mittels einer USB-Schnittstelle. Die zugehörige Software ermöglicht die Aufzeichnung der pixelspezifischen spektralen Zählrate. Im Standardfenster werden die zweidimensionale Zählratenverteilung sowie die saldierte Gesamtzählrate angezeigt. Diese beziehen sich entweder auf den Bereich 50 keV bis 230 keV oder auf pixelspezifische Energiefenster. Die Mittelungszeit bezüglich der Zählrate für die Anzeige kann im Bereich von 0,1 s bis 600 s gewählt werden.
Zur Messung des Energieauflösungsvermögens wurde eine punktförmige Nuklidquelle in einem Abstand von 8,5 cm zur Detektoroberfläche mittig positioniert und für alle Pixel die spektralen Zählraten gemessen. Die sich ergebenen Vollenergiepeaks wurden mittels Approximation mit einer Gauß-Verteilung analysiert. Als Wert für das Energieauflösungsvermögen des Detektorsystems diente der Mittelwert aller Halbwertsbreiten (FWHM) der Gauß-Verteilung des Vollenergiepeaks.
Um das Zählratenverhalten zu charakterisieren wurde zunächst das elektronische Rauschen durch eine Messung in einer strahlungsarmen Umgebung untersucht. Anschließend wurden die Gesamtzählraten bei verschiedenen Photonenflussdichten gemessen. Dabei konnte auch die obere Nachweisgrenze ermittelt werden.
Für das Kamerasystem sind zwei Typen von Parallellochkollimatoren aus Wolfram verfügbar. Beide besitzen einen quadratischen Lochquerschnitt mit einer Kantenlänge von 2,1 mm (Septendicke 0,3 mm). Der Kollimatortyp hoher Empfindlichkeit (LEHS, „low energy high sensitivity“) ist 11,1 mm hoch und der hoher Ortsauflösung (LEHR, „low energy high resolution“) 22,6 mm. Die Masse der Kamera beträgt ohne Kollimatoraufsatz 742 g. Die Kollimatoren tragen mit 133,6 g bzw. 252,5 g zum Gesamtwicht bei.
Mittels einer punktförmigen Nuklidquelle wurden die Empfindlichkeit und die Ortsauflösung des Kamerasystems mit Kollimator ermittelt. Dazu wurde die Quelle in unterschiedlichen Abständen zwischen 2 cm und 6 cm zur Detektoroberfläche (Abb. 1, links) mittig positioniert und jeweils für beide Kollimatoren die spektrale Zählrate für alle Detektorelemente gemessen. Zur Ermittlung der Zählraten wurden die Spektren im Bereich ± 10 % um den Vollenergiepeak integriert. Mit Hilfe dieser Zählraten wurden Profilkurven der gemessenen Quellverteilung erstellt und deren Halbwertsbreiten (FWHM) berechnet. Für den Abstand 5 cm wurde die Gesamtzählrate als Summe über die Peakzählraten aller Pixel ermittelt und durch die Quellaktivität geteilt, was die kollimatorabhängige Empfindlichkeit des Kamerasystems ergab.
Um den Einfluss der Position einer möglichen Aktivitätskonzentration im Weichgewebe zu untersuchen, wurde ein Phantom aus PMMA gefertigt, welches in einer halbkugelförmigen Fräsung die Aufnahme einer ^{99m}Tc-Lösung ermöglicht (Abb. 1, rechts). Die Deckschicht wurde durch verschieden dicke PMMA-Platten im Bereich von 0 mm bis 30 mm variiert. Der Abstand zur Detektoroberfläche wurde dabei konstant zur Oberfläche des Phantoms gehalten und betrug für beide Kollimatoren 3 cm. Ausgewertet wurde auch hier die Halbwertsbreite.
Bei allen Ergebnissen beziehen sich die angegebenen Unsicherheiten auf die zweifache Standardabweichung.

Ergebnisse und Diskussion: Das Energieauflösungsvermögen wurde mittels einer in 8,5 cm Abstand zur Detektoroberfläche mittig positionierten ^{152}Eu-Quelle für Photonen der Energie 121 keV gemessen und beträgt im Mittel über alle Detektorelemente (6,1 ± 0,4) %. Dabei erstrecken sich die

Werte von 4,4 % bis 28,2 %. Insgesamt 8 Pixel besitzen einen Wert größer als 10 % und bei zwei Detektorelementen kann kein ausgeformter Peak identifiziert werden (kein spektrales Ansprechvermögen). Für die meisten Pixel können somit enge Energiefenster gewählt werden, was eine effiziente Unterdrückung von Streuereignissen durch nicht im Abbildungsfeld befindliche Strahler erlaubt. Die Wahl eines breiteren Energiefensters ermöglicht auch die Verwendung der zwei Detektorelemente ohne spektrales Ansprechvermögen, indem die integrale Zählrate ausgewertet wird. Die Energieauflösung des Kamerasystems ist vergleichbar zu dem der MinicamII der Firma EURORAD (16 x 16 Pixel, CdTe-Detektor, 40 x 40 mm²) mit 5 % bis 7 % [2] und zur Kamera SSGC clinical-type von Tsuchimochi [1] (32 x 32 Pixel, CdTe-Detektor, 45 x 45 mm²) mit 6,9 % [2]. Beide Systeme zählen zu denen mit dem besten Energieauflösungsvermögen in dem Vergleich von Tsuchimochi et al. [2].
Bei der Messung in einer strahlungsarmen Umgebung über 65 h konnte eine Gesamtzählrate von $(1{,}209 \pm 0{,}002)\ s^{-1}$ gemessen werden. Dieser Wert bezieht sich auf das Integral über alle Kanäle, inklusive des letzten Kanals, in dem alle Ereignisse mit einer Energie größer als 230 keV saldiert werden, und als Summe über alle Detektorelemente. Im ^{99m}Tc-Energiefenster (112 keV bis 168 keV) waren es $(0{,}110 \pm 0{,}001)\ s^{-1}$. In den Spektren waren hierbei neben einem konstanten, kontinuierlichen Teil auch Rauschkanten zu erkennen. Damit können diese Werte als obere Grenze für elektronisches Rauschen angegeben werden.
Für einen Bereich von $10^2\ s^{-1}$ bis $10^5\ s^{-1}$ konnte eine exzellente Linearität zwischen der gemessenen Zählrate als Summe über die integralen Zählraten aller Pixel und der Photonenflussdichte gemessen werden (Abb. 2). Dazu wurden verschiedene ^{152}Eu- und ^{137}Cs-Quellen in unterschiedlichen Abständen verwendet. Die maximale Gesamtzählrate ist durch die größtmögliche Übertragungsrate via USB begrenzt und beträgt theoretisch $1{,}2 \cdot 10^5\ s^{-1}$. Gemessen wurde eine Maximalzählrate von $(1{,}08 \pm 0{,}02) \cdot 10^5\ s^{-1}$. Dieser Wert gilt für die Zählrate als integraler Wert über alle Kanäle und alle Detektorelemente bei homogener Bestrahlung.
Ab einer Photonenflussdichte von mehr als $10^5\ cm^{-2}s^{-1}$ (ca. 10 mGy/h) gelangt das Detektorsystem an die Grenze seiner Leistungsfähigkeit. Der Pile-Up-Effekt sorgt für eine Verschiebung der Impulshöhen und führt zu einer Erhöhung der Rauschkante in den Spektren einiger Pixel. Im regulären Betrieb unter Nutzung eines Energiefensters nahe der unteren Grenze folgen daher Inhomogenitäten in der gemessenen Aktivitätsverteilung. Dies zeigt sich z. B. bei einem Energiefenster von 50 keV bis 230 keV durch eine konstanten Sättigungszählrate im Bereich von etwa $3 \cdot 10^4\ cm^{-2}s^{-1}$ (ca. 0,3 mGy/h) bis $10^5\ cm^{-2}s^{-1}$. Darüber steigt für einige Detektorelemente die Zählrate weiter an. Im klinischen Einsatz ist jedoch eine Photonenflussdichte von mehr als $10^5\ cm^{-2}s^{-1}$ nicht von Bedeutung.
Neben der Charakteristik des Detektorsystems wurden auch die Eigenschaften des Kamerasystems mit Kollimator untersucht. Für sie wurden die Ortsauflösung und die Empfindlichkeit mit einem ^{57}Co-Punktstrahler bestimmt. Für den LEHS erstreckten sich die ermittelten Werte der Ortsauflösung von $(6{,}2 \pm 0{,}4)$ mm bis $(10{,}9 \pm 0{,}6)$ mm für 0,89 cm bzw. 3,89 cm Abstand der Quelle zur Kollimatorfront (Abb. 3). Für den LEHR-Kollimator betrugen sie $(3{,}5 \pm 0{,}4)$ mm bis $(6{,}0 \pm 0{,}4)$ mm für 0,74 cm bzw. 3,74 cm (Abb. 3). Die Empfindlichkeit der Kollimatoren wurde bei einem Quellabstand von 5 cm zur Detektoroberfläche zu $370\ s^{-1}$/MBq ± 15 % (LEHR) bzw. zu $1610\ s^{-1}$/MBq ± 15 % (LEHS) bestimmt. Damit ist die Ortsauflösung des Kamerasystems mit dem LEHR-Kollimator doppelt so hoch wie die mit LEHS-Kollimator, jedoch reduziert sich die Empfindlichkeit auf 23 % (Tab. 1). Die Ortsauflösungen des LEHR-Kollimators sind geringer als z. B. die in [2] verglichenen Handheld-Systeme eZ-Scope von Abe [3] (16 x 16 Pixel, (Cd,Zn)Te-Detektor, 32 x 32 mm²) mit 2,3 mm bei 1 cm Abstand und der SSGC clinical-type von Tsuchimochi [1] (32 x 32 Pixel, CdTe-Detektor, 45 x 45 mm²) mit 2,3 mm bei 2,5 cm Abstand. Letztere erreicht die hohe Ortsauflösung jedoch durch Kollimatorlöcher mit deutlich kleinerem Durchmesser und die eZ-Scope besitzt eine kleinere Pixelgröße. Im Gegensatz dazu sind die in [2] angegebenen Empfindlichkeiten dieser beiden Kamerasysteme von $184\ s^{-1}$/MBq bzw. $150\ s^{-1}$/MBq bei 1 cm Quellabstand kleiner als die $370\ s^{-1}$/MBq des LEHR-Kollimators noch bei 5 cm Abstand.
Für die Abhängigkeit der Abbildungseigenschaften von der Überdeckung der Aktivität ergaben sich die in (Abb. 4) gezeigten Werte für die Breite der Aktivitätsverteilung. Das lineare Verhalten entspricht der FWHM-Abhängigkeit, welche sich schon bei der Bestimmung der Ortsauflösung mit der punktförmigen ^{57}Co-Quelle zeigte (Abb. 3). Ohne PMMA-Schicht (Abstand Quelle-Detektoroberfläche 3 cm) betragen die Empfindlichkeiten $490\ s^{-1}$/MBq (LEHR) bzw. $2090\ s^{-1}$/MBq (LEHS). Damit beträgt auch hier die Empfindlichkeit des LEHR-Kollimators gegenüber dem LEHS-Kollimator 23 % und die Ortsauflösung ist in etwa doppelt so hoch.

Zusammenfassung: Charakterisiert wurde eine 742 g schwere pixelierte (Cd,Zn)Te-Handheld-Gammakamera (Pixelfläche 2,4 x 2,4 mm²) der Firma Crystal Photonics. Sie zeichnet sich durch ein sehr gutes mittleres Energieauflösungsvermögen von $(6{,}1 \pm 0{,}4)$ % bei 121 keV und durch eine Zählratenlinearität im Bereich $10^2\ s^{-1}$ bis $10^5\ s^{-1}$ aus. Der reale Zählratenmessbereich erstreckt sich

von 0,85 s^{-1} bis 1,08·10^5 s^{-1}. Zu der Kamera sind zwei einfach austauschbare Parallellochkollimatoren verfügbar. Der Lochquerschnitt beträgt 2,1 x 2,1 mm². Der Typ hoher Empfindlichkeit (LEHS) ist 11,1 mm hoch, der hoher Ortsauflösung (LEHR) 22,6 mm. Für eine punktförmige ^{57}Co-Quelle ist die Ortsauflösung des LEHR-Kollimators mit (3,5 ± 0,4) mm doppelt so hoch, wie für den LEHS-Kollimator mit (6,2 ± 0,4) mm. Die Empfindlichkeit beträgt jedoch nur 23 %.
Damit wurde ein Kamerasystem entwickelt, welches eine gute Handhabbarkeit vor allem aufgrund des geringen Gewichtes aufweist. Gleichzeitig besitzt es aber auch eine sehr gute Energieauflösung und, mit den zugehörigen Kollimatoren, eine gute Sensitivität und Ortsauflösung vergleichbar mit anderen Systemen ähnlicher Bildgröße.

Literatur

[1] Oda, T., Hayama, K., Tsuchimochi, M.: Evaluation of Small Semiconductor Gamma Camera-Simulation of Sentinel Lymph Node Biopsy by Using a Trial Product of Clinical Type Gamma Camera. Kaku Igaku 46 (2009) 1, S. 1 – 12
[2] Tsuchimochi, M., Hayama, K.: Intraoperative gamma cameras for radioguided surgery: Technical characteristics, performance parameters, and clinical applications. Physica medica 29 (2013) 2, S. 126 – 138
[3] Abe, A., Takahashi, N., Lee, J., Oka, T., Shizukuishi, K., Kikuchi, T., Inoue, T., Jimbo, M., Ryuo, H., Bickel, C.: Performance evaluation of a hand-held, semiconductor (CdZnTe)-based gamma camera. European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging 30 (2003) 6, S. 805 – 811

Anhang 1

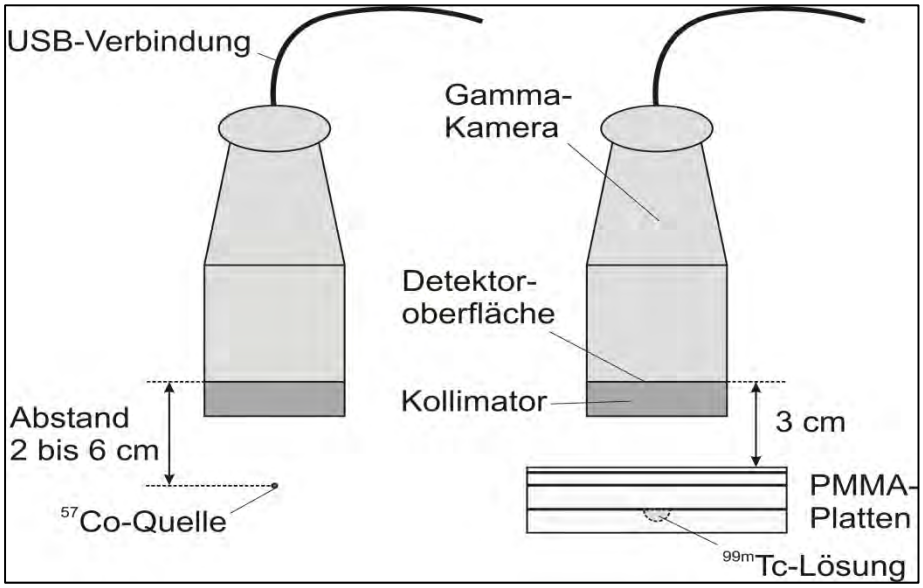


Abb.1: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus zur Messung der Empfindlichkeit und der Ortsauflösung mittels einer punktförmigen Quelle (links) und zur Charakterisierung der Abbildungseigenschaft unter realeren Bedingungen (rechts)

Anhang 2

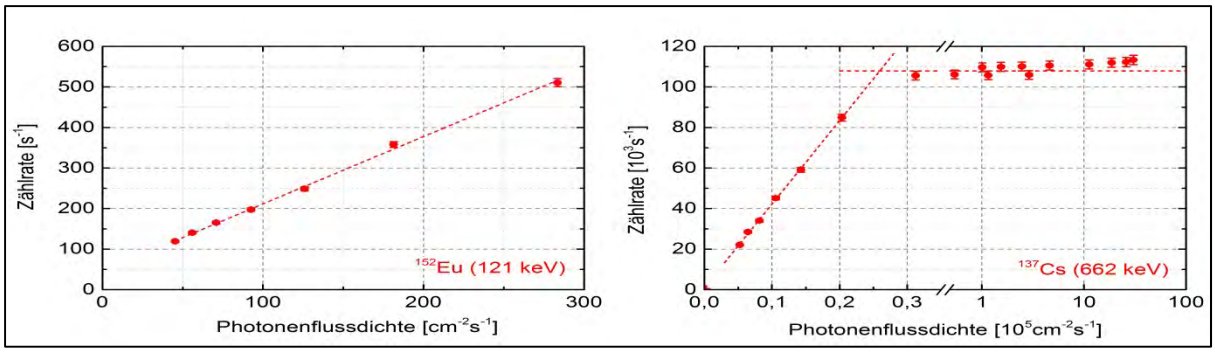


Abb. 2: Gemessenen Zählrate als Summe über die integralen Zählraten aller Pixel in Abhängigkeit der Photonenflussdichte

Anhang 3

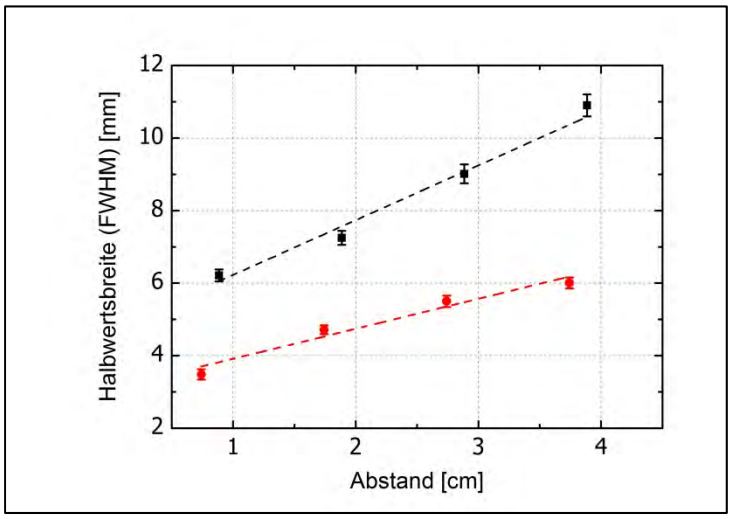


Abb. 3: Ortsauflösung als Halbwertsbreite (FWHM) für den LEHS-Kollimator (schwarz) und für den LEHR-Kollimator (rot) in Abhängigkeit vom Abstand einer punktförmigen ^{57}Co-Quelle (122 keV) zur Kollimatorfront

Anhang 4

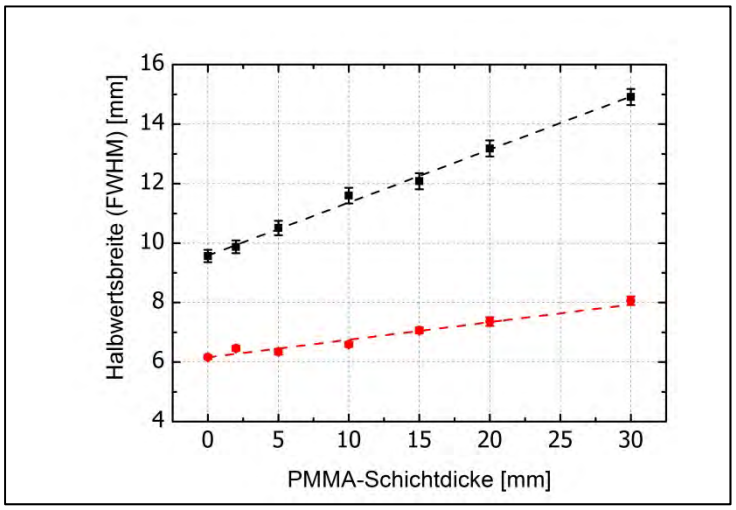


Abb. 4: Halbwertsbreite (FWHM) der gemessenen Quellverteilung einer halbkugelförmige ^{99m}Tc-Quelle (Ø 10 mm) hinter PMMA-Schichten unterschiedlicher Dicke für den LEHS-Kollimator (schwarz) und für den LEHR-Kollimator (rot)

Anhang 5

Kollimator	Ortsauflösung	Empfindlichkeit
LEHR (Höhe 11,1 mm)	(3,5 ± 0,4) mm	370 s^{-1}/MBq ± 15 %
LEHS (Höhe 22,6 mm)	(6,2 ± 0,4) mm	1610 s^{-1}/MBq ± 15 %

Tab. 1: Eigenschaften des Kamerasystems mit zwei unterschiedlichen Kollimatoren

39. Dosimetrie I

P 16 Evaluierungsmessungen zu mARC, der Rotations-IMRT-Lösung für den Siemens Artiste

P. Häring[1], S. Nill[1], C. Lang[1], A. Schwahofer[1]
[1]DKFZ, E040, Heidelberg, Deutschland

Fragestellungen: Die Rotation-IMRT-Lösung für den Siemens Artiste mARC weist einige Unterschiede gegenüber den Verfahren der Mitbewerber auf. Das bei uns verwendete Planungssystem Raystation (Raysearch) kann ab Version 3.5 Behandlungspläne hierfür optimieren. Damit stellte sich uns die Aufgabe einer dosimetrischen Abnahmeprüfung dieser Behandlungsoption.

Material und Methoden: Das mARC Verfahren beruht darauf, dass keine ununterbrochene Strahlapplikation erfolgt, sondern eine Art Skipp Scan, wie man es vom Gammatron her kennt. Dabei setzt sich die Gantry in Bewegung und der MLC stellt sich auf das erste Subfeld ein. Sobald die MLC Position erreicht ist, wird unter GantrybBewegung Dosis appliziert bis der Endwinkel dieses Subfeldes erreicht ist. Danach wird die Strahlung unterbrochen und die nächsten MLC-Feldpositionen angefahren wobei die Gantry weiter bewegt wird. Besonderheit dabei ist, dass z.B. an einer Stelle an der die während der Rotation erreichbare Modulationstiefe nicht ausreicht, die Gantry angehalten werden kann und mehrere Subfelder appliziert werden können. Zur dosimetrischen Evaluierung standen drei Messsysteme (Oktavius 729 Array, PTW; ArcCHECK, Sun Nuclear; Delta 4,Scandidos) zur Verfügung. Alle drei Systeme wurden nach Herstellerangaben vorbereitet und kalibriert. Insgesamt 20 Versuchspläne, (FF und FFF) basierend auf verschiedenen Entitäten (Prostata, H+N, Cervix, Meningioma und Pleura) wurden mit unterschiedlichen Optimierungsparametern erstellt. Anhand der gewonnenen Messdaten wurde die dosimetrische Übereinstimmung mit der Dosisberechnung ermittelt. Für das PTW 729 Octavius Array musste eine Korrektur des Winkelansprechvermögens nach [1] aus der RT-Plandateien erstellt werden. Zur Auswertung wurde der Gamma Index (3%,2mm) [2] sowie Profile und Differenzmatrizen herangezogen. Auf die Verwendung der 3d Dosisrekonstruktionsverfahren die 2 der 3 Messsysteme bieten wurde verzichtet, da hierdurch zusätzliche Unsicherheiten einbezogen werden.

Ergebnisse: Während die Bestrahlungsplanung mit der Raystation unproblematisch verlief, ergaben sich bei der Nutzung der 3 Messsysteme durchaus Schwierigkeiten bei der Kalibrierung. Sowohl die Berücksichtigung der Phantommaterialien als auch die Verwendung von FFF Feldern sind hier zu nennen. Eine Aufstellung der erreichten Passraten, beispielhaft für das Delta 4 zeigt Tab.1. Auffällig ist, dass die meisten Fälle sehr gute Ergebnisse liefern, einige wenige jedoch nach unten abweichen. Dies trifft ähnlich auch auf die anderen Messsysteme zu. Leider ergibt sich keine eindeutige Korrelation zwischen Messsystemen, Entität und Planparametern. Aus dieser Lage heraus, sehen wir die Notwendigkeit, zur Zeit jeden neuen Patientenfall kritisch zu prüfen.

Zusammenfassung: Die Rotations-IMRT-Lösung für den Artiste mARC wurde anhand von Beispielfällen auf die dosimetrische Genauigkeit gegenüber der Berechnung der Raystation überprüft. Die drei am häufigsten verwendeten Messsysteme standen zur Bestimmung der applizierten Dosisverteilung zur Verfügung. Die gefundenen Passraten lagen meist über 90%, jedoch gab es einzelne Abweichungen, auch zwischen den Messsystemen, die bisher nicht verstanden wurden. Daher sollte beim Einsatz von mARC jeder Behandlungsplan kritisch geprüft werden.

Literatur

[1] Rhein, B., Haering, P., Janisch, E., Klemm, S.: IMRT total plan verification with the PTW ionization chamber array. Radiotherapy and Oncology, 84 (Suppl.1) (2007) S190.
[2] Low DA, Harms W B, Mutic S: A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. Med Phys (1998)25 656-

Anhang 1

Fall Nr.		FFF/FF	Passrate (3%/2mm)	Fall Nr.		FFF/ FF	Passrate (3%/2mm)
1	Prostata	FFF	93.8%	11	H+N	FFF	94.2%
2	Prostata	FFF	95.8%	12	H+N	FF	86.8%
3	Prostata	FFF	94.8%	13	Menengiom	FFF	98.3%
4	Prostata	FFF	95.7%	14	Menengiom	FFF	98.6%
5	Prostata	FFF	95.8%	15	Menengiom	FFF	98.9%
6	Prostata	FFF	97%	16	Menengiom	FFF	95.9%
7	Prostata	FF	100%	17	Pleura	FF	79.5%
8	Prostata	FFF	96.3%	18	Pleura	FFF	96.3%
9	H+N	FFF	94.3%	19	Cervix	FFF	92.9%
10	H+N	FFF	94.4%	20	Cervix	FF	91.5%

Tabelle 1: Zusammenfassung der Passraten (Delta 4)

P 17 Bestimmung des Sättigungskorrekturfaktors k_S für die PTW Advanced-Markus Kammer mithilfe einer GARFIELD Simulation

Z. Eroglu[1,2], I. Simiantonakis[1], H. Gottschlag[1], M. Ghorbanpour[1]
[1]Universitätsklinikum Düsseldorf, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Düsseldorf, Deutschland
[2],, Deutschland

Einleitung: Luftgefüllte Ionisationskammern spielen in der Strahlentherapie für die tägliche Qualitätskontrolle eine bedeutende Rolle. Sie beruhen auf dem Prinzip der Ionisation eines Gases durch die eindringende Strahlung. Werden alle Atome im Gas ionisiert und die freigesetzten Ladungen durch das elektrische Feld abgesaugt, so spricht man von einer *vollständigen Sättigung*. Aufgrund strahlenphysikalischer Einflussgrößen wie der Geometrie der Ionisationskammer, der angelegten Kammerspannung, Temperatur und Gasdruck im Messvolumen sowie der Dosisleistung der einfallenden Strahlung wird jedoch keine vollständige Sättigung erreicht. Die *unvollständige Sättigung* muss in der klinischen Dosimetrie durch den Sättigungskorrekturfaktor k_S berücksichtigt werden. In der Literatur werden verschiedene experimentelle Methoden wie die Jaffé-Diagramme, die Zwei-Spannungs-Methode (TVM, Two-Voltage-Methode) oder die Dose-per-pulse-Methode (DDP-Methode) zur Bestimmung des Korrekturfaktors k_S empfohlen ([1], [2]).
Im Rahmen einer Masterarbeit wurden zum ersten Mal mit einem Simulationsprogramm die Driftgeschwindigkeit ω und die Lebensdauer der Elektronen τ in einer luftgefüllten Ionisationskammer berechnet und hieraus in Anlehnung an die Boag'sche Sättigungstheorie ([3], [4], [5]) der Sättigungskorrekturfaktor k_S ermittelt [6].

Material und Methoden: Die Eigenschaften einer luftgefüllten Ionisationskammer wurden mit dem Simulationsprogramm GARFIELD [7] untersucht. GARFIELD ist ein am CERN entwickeltes Programm zur Simulation physikalischer Prozesse von zweidimensionalen Driftkammern, Vieldrahtzählern und TPC's (engl. Time projection chamber). GARFIELD nutzt Interfaces zu den Programmen MAGBOLTZ ([8], [9]) und HEED [10]. Durch das eingebundene Programm MAGBOLTZ können Transporteigenschaften von Elektronen für beliebige Gasmischungen berechnet werden. Durch Einbinden des Programms wird die Boltzmann-Transportgleichung gelöst, um wichtige Eigenschaften von Gasen wie etwa die Driftbewegung von Elektronen und Ionen in Abhängigkeit von der elektrischen und magnetischen Feldstärke, der Gasmischung, der Temperatur und vom Druck zu berechnen. MAGBOLTZ berechnet dabei die Boltzmann-Transportgleichung für die Driftbewegung der Elektronen unter dem Einfluss der elektrischen und magnetischen Feldstärke mit einer Genauigkeit von besser als 1 % [11]. Dagegen berechnet das HEED Programm den Energieverlust durch Ionisation in Gasgemischen und die Clusterverteilung sowie die Gasverstärkung von Gasmolekülen bei durchgehenden ionisierenden Teilchen. Mit dem Simulationsprogramm GARFIELD wurde das Verhalten der Advanced-Markus Kammer (PTW 34045) unter Standardbedingungen beobachtet. Für die Berechnungen wurden für die Kammerluft ein Gasgemisch aus 21 % Sauerstoff und 78 % Sauerstoff, ein Druck von 1 atm (= 1013,25 hPa) und eine Temperatur von 293,15 K als Standardbedingungen gewählt. Für die Advanced-Markus Kammer wurden in erster Näherung zwei parallele Ebenen, welche die Anode und Kathode darstellen, in einem Abstand von 1 mm und einer Potenzialdifferenz von 300 V verwendet. Senkrecht zu den Ebenen werden zusätzlich mehrere Drähte im Abstand von 0,2 mm und eine Spannung von 0 V angelegt, die die Wandeffekte der Ionisationskammer berücksichtigt (siehe Abb. 1). Das GARFIELD Programm erlaubt die Simulation der Driftgeschwindigkeit der Elektronen und des Elektronenanlagerungs-Koeffizienten in einem elektrischen Feld. Elektronenanlagerung bezeichnet dabei jene Elektronen, die bei Stößen mit den Gasmolekülen des Kammergases eingefangen werden, wobei sich negative Ionen bilden. Die Multiplikation des Anlagerungs-Koeffizienten [cm^{-1}] mit der zugehörigen Driftgeschwindigkeit [cm/s] ergibt die Anlagerungsfrequenz [s^{-1}] für die Bildung eines stabilen, negativen Ions, deren reziproker Wert die Elektronen-Lebensdauer τ bis zur Anlagerung ist.
Nach der Boag'schen Sättigungstheorie kann mithilfe der Driftgeschwindigkeit ω und der Lebensdauer τ die sog. Freie-Elektronen Komponente p (engl. free-electron fraction) berechnet werden:

$$p = \frac{\omega\tau}{d} * (1 - e^{-\frac{d}{\omega\tau}})$$

Wobei d der Elektrodenabstand ist.
Die Freie-Elektronen Komponente p erlaubt nun die Berechnung der der Boag'schen Sättigungsgrade ($f = \frac{1}{\mathrm{kS}}$), deren reziproker Wert den Korrekturfaktor k_S darstellt:

$$f' = \frac{1}{u} * \ln\left(1 + \frac{e^{pu}-1}{p}\right) \quad \text{mit} \quad u = \frac{\mu d^2 r}{V}$$

Dabei ist μ eine Konstante, die nur die Eigenschaften des Füllgases beschreibt. Sie ist abhängig vom Rekombinationskoeffizienten und von der Beweglichkeit der positiven und negativen Ionen. Die Größe r ist die Ladungsdichte der freigesetzten positiven und negativen Ionen pro Strahlungspuls und V ist die angelegte Spannung.

$$f'' = p + \frac{1}{u} * \ln\left[1 + (1-p) * p\right]$$

$$f''' = \lambda + \frac{1}{u} * \ln\left[1 + \frac{e^{\lambda(1-\lambda)u} - 1}{\lambda}\right] \quad \text{mit} \quad \lambda = 1 - \sqrt{(1-p)}$$

Ergebnisse: Mit dem Simulationsprogramm GARFIELD wurden die Driftgeschwindigkeit ω und die Lebensdauer der freien Elektronen τ in Abhängigkeit vom elektrischen Feld berechnet, womit der Sättigungskorrekturfaktor k_S bestimmt werden konnte (siehe Abb. 2 und 3).
Die simulierte Driftgeschwindigkeit und die Lebensdauer wurden mit den bislang nur von Hochhäuser ([4], [5]) experimentell bestimmten Werten verglichen. Hochhäuser bestimmte diese Größen für eine Parallelplattenkammer mit einem Elektrodenabstand von 6.1 mm, einem Kammervolumen von $4{,}98 \cdot 10^{-6}$ m^3, einem O_2-N_2-Gemisch mit 19,9 Vol. % O_2-Gehalt, einem Fülldruck von 1000 mbar und einer Temperatur von 291,5 K. Die Messungen wurden bei 18 MeV Elektronen-Energie und einer Pulsfrequenz von 200 Hz durchgeführt. Die beiden Kurven für die Driftgeschwindigkeit ω zeigen eine gute Übereinstimmung. Die Abweichung beider ω-Verläufe bis 3280 V/cm betrug 4,2 %. E. Hochhäuser erwähnte, dass die Messwerte ab 3280 V/cm bis 5000 V/cm extrapoliert wurden. Die Abweichung im Extrapolationsbereich lag bei 8,5 %. Für die simulierten und experimentell bestimmten Lebensdauern τ zeigte sich bei hohen Feldstärken eine Abweichung um Faktor 8. Die gemessenen Lebensdauern τ waren im Vergleich zur Simulation größer und die Anlagerungs-Koeffizienten entsprechend kleiner. Diese Abweichungen können auf die Messunsicherheit zurückgeführt werden. Hochhäuser selbst gab die Messunsicherheit für kleine τ-Werte mit ± 5 % und für große τ-Werte mit ± 10 – 15 % an [4]. Ferner kann die Abweichung beider τ-Verläufe damit begründet werden, dass Hochhäuser die τ-Werte mit Laborluft, die Wasserdampf und Spurengase enthält, bei 60 % relativer Luftfeuchte gemessen hat. Für trockene, synthetische Luft, die auch im GARFIELD Simulationsprogramm zur Berechnung der Kammereigenschaften verwendet wurde, stellte Hochhäuser im Vergleich zur Laborluft Unterschiede im τ-Verlauf fest. Die Lebensdauer τ nahm aufgrund des Feuchtegehalts der Laborluft sehr unterschiedliche Werte an [4].
Mit der Kenntnis der Driftgeschwindigkeit ω und der Lebensdauer τ konnte die Sättigungskorrektur k_S nun auch mit simulierten Daten berechnet werden. Die Untersuchungen der Sättigungsverluste mit der Boag'schen Theorie ergaben, dass die zweite Gleichung f'' die Sättigungseffekte in der Advanced-Markus Kammer am besten beschreibt. Der Korrekturfaktor k_S" wurde an einem konventionellem Linearbeschleuniger (Precise SL15 der Firma Elekta, Stockholm/Schweden), der bei einem 8 MeV Elektronenstrahl einen niedrigen Dosis pro Puls von ungefähr 0,1 mGy/Puls produziert, und einem mobilen Elektronenlinearbeschleuniger (Novac7 der Firma NRT, Aprilia/Italien), der bei einer 9 MeV Elektronenenergie einen hohen Dosis pro Puls Wert von ungefähr 24,9 mGy/Puls aufweist, bestimmt. Am konventionellen Linearbeschleuniger ergab sich der Sättigungskorrekturfaktor zu $k_{S,experimentell}$" = 1,001 und $k_{S,Simulation}$" = 1,006. Am mobilen Linearbeschleuniger betrug der Sättigungskorrekturwert: $k_{S,experimentell}$" = 1,013 und $k_{S,Simulation}$" = 1,070. Für niedrige Dosisleistungen betrug die Abweichung zwischen experimenteller und simulierter Korrekturfaktor 0,5 % und für hohe Dosisleistungen 5,6 %.

Zusammenfassung: Zum ersten Mal wurden vielversprechende Untersuchungen zur unvollständigen Sättigung mit einem Simulationsprogramm durchgeführt. Bislang wurde nur von Hochhäuser die Driftgeschwindigkeit ω und die Lebensdauer τ, die für die Berechnung der Sättigungskorrektur k_S benötigt werden, für eine Parallelplattenkammer experimentell bestimmt. Mit dem Simulationsprogramm GARFIELD ist es nun möglich, für jede Kammergeometrie bei jeder beliebigen Gasmischung, Temperatur sowie jedem Fülldruck die beiden Parameter und damit den Korrekturfaktor k_S anhand der Boag'schen Sättigungstheorie zu berechnen.

Literatur

[1] IAEA TRS 398. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. Technical report series 398. 2000
[2] Hanno Krieger. Strahlungsmessung und Dosimetrie. Vieweg + Teubner Verlag. 2011
[3] J. W. Boag et al. The effect of free-electron collection on the recombination correction to ionization measurements of pulsed radiation. Phys. Med. Biol. 41. 885-897. 1996
[4] Eva Hochhäuser. Lebensdauer und Driftgeschwindigkeit freier Elektronen in Ionisationskammern. Dissertation. 1993
[5] Eva Hochhäuser et al. Die Bedeutung der Lebensdauer und Absaugzeit freier Elektronen für die Rekombinationskorrektur in der ionimetrischen Pulsdosimetrie. J. Phys D: Appl. Phys. 27. 431-40. 1994
[6] Zeliha Eroglu. Untersuchungen des Sättigungseffektes gasgefüllter Ionisationskammern an verschiedenen medizinischen Linearbeschleunigern. Masterarbeit. Heinreich-Heine Universität Düsseldorf. 2013
[7] R. Veenhof. Garfield – A drift chamber simulation program. CERN Program Library W5050. 1984
[8] S. F. Biagi et al. A multi-term Boltzmann analysis of drift velocity, diffusion, gain and magnetic field effects in argon, methane and water vapour mixtures. Nucl. Instr. and Meth. A 283-716. 1989
[9] S. F. Biagi. Monte Carlo simulation of electron drift and diffusion in counting gases under the influence of electric and magnetic fields. Nucl. Instr. and Meth. A 234-240. 1999
[10] I. Smirnov. Heed – Interactions of particles with gases. CERN Program Library W5050. 1995

Anhang 1

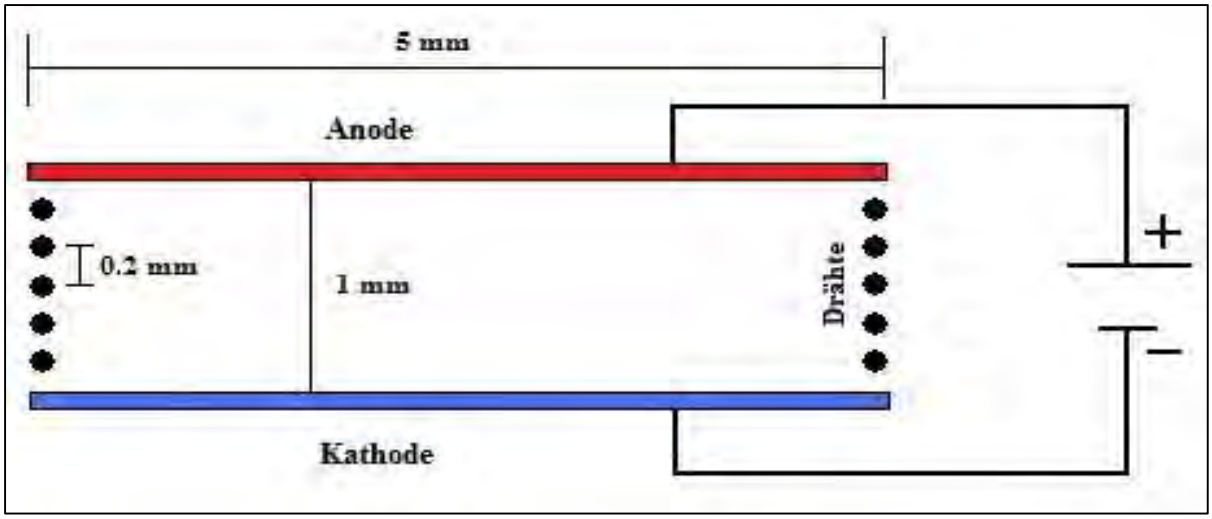


Abb. 1: Bei der Simulation verwendete Kammergeometrie für die Advanced-Markus Kammer

Anhang 2

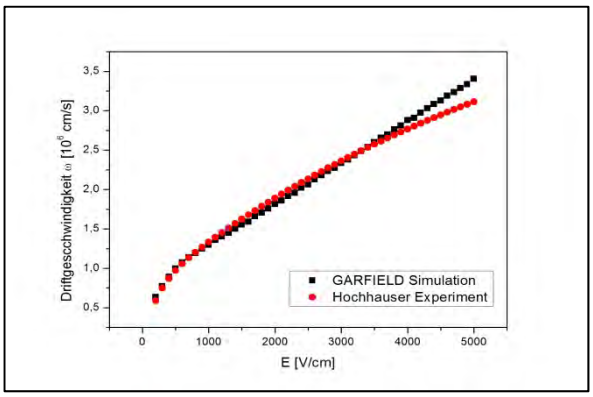


Abb. 2
Vergleich zwischen simulierten und gemessenen Driftgeschwindigkeiten ω zur Bestimmung der Sättigungskorrektur k_S

Anhang 3

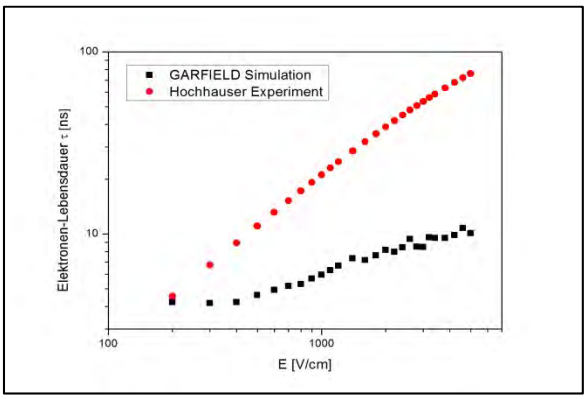


Abb.3
Vergleich zwischen simulierten und gemessenen Lebensdauern τ der freien Elektronen zur Bestimmung der Sättigungskorrektur k_S

P 18 Dependence of the twin-chamber signal ratio upon local mean photon energy in a large phantom irradiated by 6 MV photons

M. Z. Siddique[1], D. Harder[2], B. Poppe[1,3], N. Chofor[1,3]
[1]pius Hospital, Strahlentherapie, Oldenburg, Deutschland
[2]Georg-August-Universität, Medizinische Physik und Biophysik, Göttingen, Deutschland
[3]Pius-Hospital, Klinik für Strahlentherapie und Onkology, Oldenburg, Deutschland

Introduction: In clinical photon dosimetry, detectors with high spatial resolution but with energy-dependent response, e.g. silicon diodes, diamond detectors and thermoluminescent detectors, are increasingly applied. On the other hand, the photon spectrum of a clinical photon beam in an extended absorber such as the human body or a phantom varies from point to point, dependent on field size, depth and off-axis distance. This spatial variation of the spectral fluence of the photons is due to the influences of filtration in the absorber, the generation of Compton-scattered photons and the absence of primary radiation in the out-of-field region[1,2,7]. The DIN committee on dosimetry has therefore introduced the correction factor k_{NR} which compensates for the response changes of such detectors when they are used for photon dosimetry in large absorbers[3]. With regard to the wide variation of the spectral fluence of the photons at points inside and outside the field, it has been an important insight that k_{NR} can uniquely be correlated with the arithmetic mean of the photon spectrum, $E_m = \int E\phi_E dE / \int \phi_E dE$, at the point of interest in- and outside the field[1,2,4].

The task resulting from the recognition of E_m as the determinant for k_{NR} is to evaluate E_m at any given point of interest, either by Monte Carlo calculation[1,2,5] or by measurement. The present study is devoted to the determination of E_m by measurement. We are applying the twin-chamber principle which was originally developed to measure the low-energy fraction of the spectral dose distribution in absorbers exposed to ^{60}Co photon beams[6]. This method consists in the measurement of the signal ratio of a twin of ionization chambers, a Farmer chamber and a chamber of approximately the same size and shape, but equipped with an outer electrode made from copper. It is well known that this signal ratio varies in dependence upon the photon spectrum at the point of measurement in the phantom[6], but it is necessary to explore whether the variations of the signal ratio in high-energy photon beams

1. are large enough to warrant the application of this method in clinical dosimetry,
2. are *uniquely* dependent on E_m for beams with different accelerating voltage such as 6 MV and 15 MV and for beams with and without flattering filter.

This is the first report on this project, and it will demonstrate the first, encouraging results at 6 MV.

Materials and Methods: Recent measurements (2013) were performed with 6 MV photons at a Siemens Primus linac[6] and a Siemens Artiste linac of the radiotherapy department of the Pius-Hospital Oldenburg, using an MP3 water phantom (PTW-Freiburg, Germany) equipped with a stepper motor and controlled using the MEPHYSTO mc^2 software. Previous measurements (2009 had been performed with 6 MV photons at the Siemens Primus linac, using a solid water (RW3) phantom. The reference conditions were SSD 100 cm, and 10 cm depth for a 10 × 10 cm^2 field at the phantom surface. The non-reference conditions investigated at the Primus linac were square fields of side lengths 5, 10, 20 and 30 cm, and at the Artiste linac square fields of side lengths 4, 10 and 20 cm.

The twin of detectors used to measure the signal ratio consisted of a 0.6 cm^3 graphite-walled Farmer chamber (Type 30001) and a modified 0.6 cm^3 Farmer chamber with the outer electrode replaced by a copper wall which had been manufactured especially for this purpose[6]. Whereas the signal ratio *SR* is the quotient M_{Cu}/M_F of the two detector readings, obtained by subsequently exposing the two chambers at the same point of interest in the phantom, under the same conditions and at the same number of monitor units, the quantity of particular interest is the *normalized signal ratio NSR:*

$$NSR = \frac{(M_{Cu}/M_F)_x}{(M_{Cu}/M_F)_{ref}} \quad (1)$$

where index *x* denotes the detector readings under given conditions in the phantom, while index *ref* indicates the detector readings under reference conditions. The conditions x chosen in this study were

the variation of field size, depth and off-axis distance, including points outside the radiation field, and reference conditions were chosen according to the DIN standard[3]. The *NSR* is independent from volume differences between the copper-wall and Farmer chambers and independent from constructional volume changes, e.g. small changes undergone in the course of dismounting and remounting the copper wall.

Results and Discussion: Figure 1 shows the depth dependence of the normalized signal ratio within RW3 for 10 × 10 cm² and 20 × 20 cm² fields. The enhanced sensitivity of the copper-walled Farmer chamber to scattered low-energy photons is indicated by the depth and field size dependence of the *NSR*, which here varies over 15 %. At reference conditions (field size 10 cm × 10 cm, depth 10 cm) the *NSR* is unity by definition.

Literatur

[1] N. Chofor, D. Harder, B. Poppe. Non-reference condition correction factor k_{NR} of typical radiation detectors applied for the dosimetry of high energy photon fields in radiotherapy. *Z. Med. Phys*. 2012; 22: 181 - 196.
[2] N. Chofor, D. Harder, B. Poppe**.** Supplementary values of the dosimetric parameters kNR and Em for various types of detectors in 6 and 15 MV photon fields *accepted, Z. Med. Phys. doi:pii: S0939 3889(13)00042-1. 10.1016/j.zemedi.2013.04.001* (2013).
[3] German Institute of Standards, DIN 6800-2. Procedures of dosimetry with probe-type detectors for photon and electron radiation – Part 2: Dosimetry of high-energy photon and electron radiation with ionization chambers. 2008. (Revised Draft: 2013).
[4] S.B. Scarboro, D.S Followill, R.M. Howell, S.F Kry. Variations in photon energy spectra of a 6 MV beam and their impact on TL response. *Med Phys* 2011;38:2619-28.
[5] J. Wulff, J.T. Heverhagen, H. Karle, K. Zink. Investigation of correction factors for non-reference conditions in ion chamber photon dosimetry with Monte-Carlo simulations. *Z. Med. Phys*. 2010; 20: 25 - 33.
[6] N. Chofor, D. Harder, H. K. Looe, R.-P. Kapsch, R. Kollhoff, K. C. Willborn, A. Rühmann, B. Poppe**.** Mapping radiation quality inside photon-irradiated absorbers by means of a twin-chamber method *Z. Med. Phys.* 2009*;* 4: 252-263.
[7] N. Chofor, D. Harder, K. C. Willborn, A. Rühmann and B. Poppe**.** Low-energy photons in high energy photon fields - Monte Carlo generated spectra and a new descriptive parameter. *Z. Med. Phys.* 21; 183-197 (2011)

Anhang 1

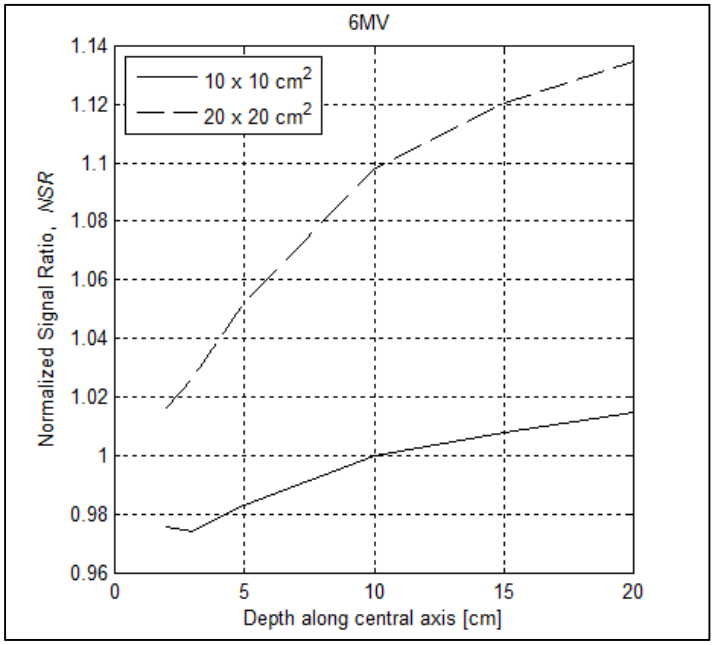


Abb.1: Depth dependence of the normalized signal ratio, NSR, for 10 × 10 cm² and 20 × 20 cm² fields for 6 MV photons from a Siemens Primus linac.

Anhang 2

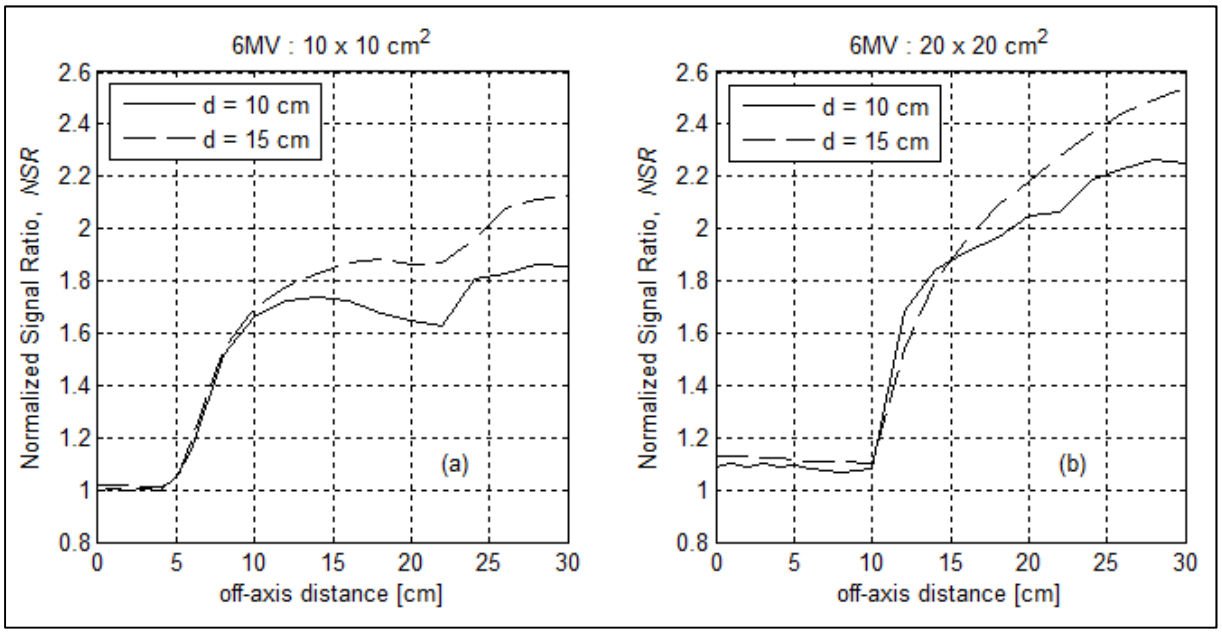


Abb. 2: shows the lateral dependence of the NSR for 10 × 10 cm² and 20 × 20 cm² fields of 6 MV at two different depths, d = 10 cm and d = 15 cm, in dependence upon the off-axis distance. Compared with measurements within the field, much larger deviations of the NSR from unity were obtained outside the field, with changes in the beam quality resulting in an increase of the NSR up to factor 2.5 at off-axis locations 30 cm from the beam central axis. This again indicates the increased sensitivity of the copper-walled chamber, compared with the Farmer chamber, towards low-energy photons.
Off-axis dependence of the normalized signal ratio, NSR, for various depths within a water phantom and for 10 × 10 cm² and for 20 × 20 cm² fields of 6 MV photons at a Siemens Primus linac.
The corresponding variations of the mean photon energy E_m with depth along the beam central axis and for increasing off-axis distances are presented in Fig. 3a and Fig. 3b for both field sizes. The drop of E_m in Fig. 3a illustrates the effect of the buildup of a field of low-energy photons scattered towards the central axis, increasing with depth and field size. The increase of E_m beyond 10 cm depth, clearly expressed in case of the 10 × 10 cm² field, is a result of the filtering or "beam hardening" by energy-dependent attenuation of the primary photons in the phantom. Fig. 3b illustrates the sharp drop of mean energy E_m at the field border, due to the absence of primary photons and the remaining background of scattered photons outside the irradiation field[1,2,7].

Anhang 3

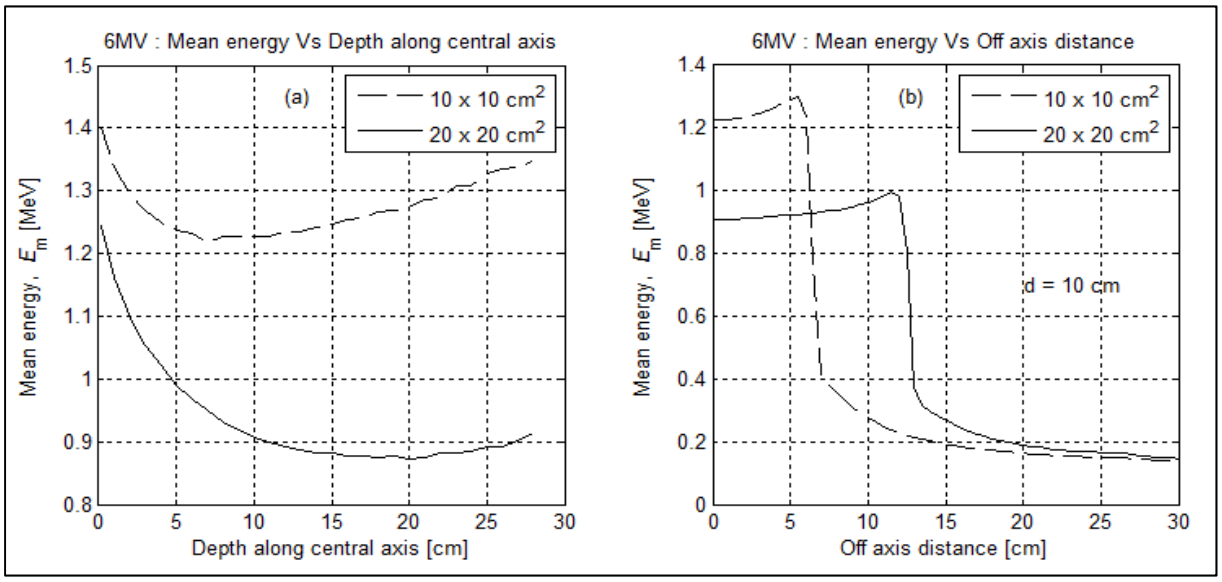


Abb. 3: Variation of mean photon energy E_m (a) with depth along the central axis and (b) with off-axis distance at 10 cm depth in a water phantom for 6 MV. Derived from Monte Carlo calculated spectra for 10 × 10 cm^2 and for 20 × 20 cm^2 fields at the Siemens Primus linac[1,2,7]. The correlation between the normalized signal ratio, NSR, and the mean photon energy E_m, is presented in Fig. 4, using the Siemens Primus linac data from 2009[6], together with the results obtained in 2013 at the Siemens Artiste linac. The fitting line through all the data reveals a unique function even four years after the first implementation of the method. The fitting equation obtained was

$$NSR = 0.82 * \exp(0.22/E_m) \quad (2)$$

$$\text{or} \quad E_m = 0.22 / \ln(NSR / 0.82) \quad (3)$$

Anhang 4

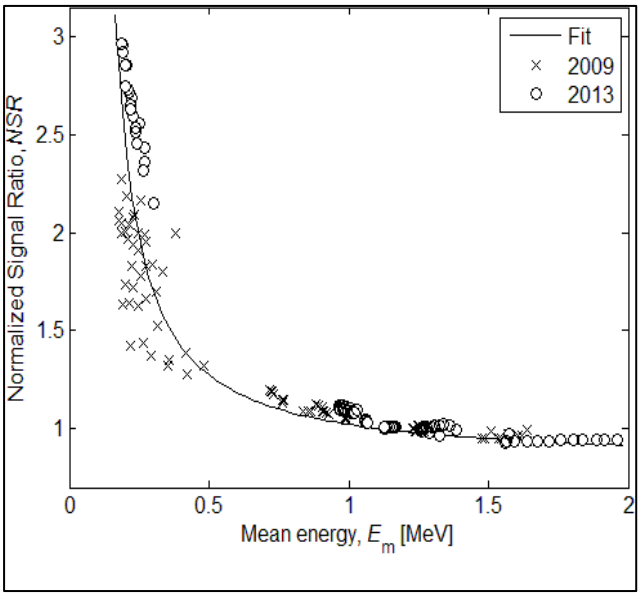


Abb. 4: The normalized signal ratio, NSR, for the pair of a copper-walled and a conventional Farmer chamber, used for measurements at a Siemens Primus linac (2009 data[6]) and a Siemens Artiste linac (2013 data). with E_m in MeV. The data below 0.5 MeV correspond to points of measurement outside the field limits, whereas the data beyond 0.7 MeV refer to in-field conditions. NSR = 1 is obtained under reference conditions, where E_m is 1.23 MeV for a 6 MV photon beam.

Using the derived correlation, eqn. (3), E_m can be obtained from NSR measurements and can be further used to determine the non-reference condition correction factor k_{NR} for a radiation detector for which the k_{NR}-E_m relation is known[1,2]. Future investigations of the NSR-E_m relationship will include other primary photon energies, linacs from other manufacturers and flattening filter free linacs. This will underpin the applicability of the NSR method as a means of improving the dosimetry within photon radiation fields of unknown beam quality.

P 19 Monte-Carlo-basierte Ermittlung des effektiven Messortes von Kompaktkammern in Abhängigkeit des Kammerradius und der Photonenenergie

K. Vaupel[1], K. Zink[1,2]
[1]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Gießen-Marburg, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

Einleitung: Wird eine Kompaktkammer zur Dosismessung in ein Phantommaterial eingebracht, so muss die Verdrängung des Phantommaterials durch das Luftvolumen der Kammer als auch die Krümmung der Kammerwand berücksichtigt werden. Deshalb werden Kompaktkammern so positioniert, dass der Bezugspunkt um einen Wert Δz tiefer liegt als der effektive Messort (Abb. 1). Nach DIN 6800-2 [1] ist Δz bei Kompaktkammern als der halbe Kammerinnenradius r definiert, wobei die Verschiebung in Strahlrichtung erfolgt ($\Delta z > 0$).
Zur Ermittlung des effektiven Messortes wurden experimentelle [2, 3] und Monte-Carlo-basierte Untersuchungen durchgeführt [4, 5]. Dabei resultierten Verschiebungen Δz von $0{,}2 \cdot r$ bis $0{,}5 \cdot r$. In einer aktuellen Studie untersuchte Legrand et al [6, 7] die Bezugspunktverschiebung von Kompaktkammern in Abhängigkeit vom Kammerinnenradius r in ^{60}Co- und 6 MV-Photonenstrahlungsfeldern. Für ^{60}Co-Strahlung ergab sich nicht nur eine Abhängigkeit vom Innenradius der Kompaktkammern sondern auch eine tiefenabhängige Verschiebung. Im Gegensatz dazu konnte in 6 MV-Photonenstrahlung nur eine Abhängigkeit vom Kammerinnenradius ermittelt werden.
In der vorliegenden Arbeit wurde die Abhängigkeit des effektiven Messortes vom Kammerinnenradius und der Photonenenergie mit genau den in der Arbeit von Legrand verwendeten Kammergeometrien mittels Monte-Carlo-Simulationen detailliert untersucht. Um die Tiefenabhängigkeit der Ergebnisse zu analysieren, wurde die Verschiebung Δz für den Aufbaubereich und in der Referenztiefe $z_{ref,Co60}$ = 5 cm und $z_{ref,Q}$ = 10 cm bestimmt.

Material und Methoden: Zur Bestimmung des effektiven Messortes wurden Monte-Carlo-Simulationen mit dem Usercode egs_chamber [8] des Programmpakets EGSnrc [9] durchgeführt. Dazu wurden in einem 40 x 40 x 40 cm^3 großen Wasserphantom Tiefendosiskurven für ein Wasservoxel und sechs Ionisationskammern berechnet. Das sensitive Volumen des verwendeten Voxels zur Bestimmung der Wasser-Energiedosis D_w betrug 0,016 cm^3. Zur Bestimmung der Ionendosis D_{det} wurden sechs Ionisationskammern des Kammertyps PTW 30013 mit Innenradien von 1 mm bis 6 mm modelliert (siehe [6,7]). Dabei wurde die Originalkammer mit einem Innenradius von 3 mm nach den technischen Zeichnungen des Herstellers modelliert und die weiteren Kammern nach den Herstellerangaben daran angepasst. Ein Modell der Originalkammer ist in Abbildung 2 wiedergegeben. Die sensitiven Volumina der sechs Kammern sind der Tabelle 1 zu entnehmen.
Die verwendeten hochenergetischen Photonenspektren im Bereich ^{60}Co – 18 MV-X wurden der Literatur entnommen [10, 11, 12]. Zusätzlich wurden Monte-Carlo-Simulationen mit monoenergetischer Photonenstrahlung (3 MeV, 4 MeV, 6 MeV) durchgeführt. In Tabelle 2 sind die Simulationsbedingungen und die mittleren Photonenenergien der verwendeten Photonenquellen zusammengefasst.
Unter Verwendung der Methode der kleinsten Quadrate wurden die relativen Tiefendosiskurven der resultierenden Größen D_w und D_{det} gegeneinander verschoben und der optimale Wert von Δz durch das Minimum der Summe der quadratischen Abweichungen bestimmt. Die Unsicherheit der resultierenden Verschiebung Δz wurde aus den Unsicherheiten der Koeffizienten der zugehörigen quadratischen Funktion ermittelt. Die Messortverschiebung Δz ist sowohl für den Aufbau- bzw. Maximumsbereich der Tiefendosiskurve als auch für die Referenztiefe in Abhängigkeit vom Kammerinnenradius bestimmt worden, um eine Aussage darüber machen zu können, ob die Messortverschiebung tiefenabhängig ist.
Aus der Abhängigkeit der Messortverschiebung Δz vom Kammerinnenradius r ergaben sich für den Aufbaubereich und in Referenztiefe Gleichungen der Form:

$$\Delta z = a + b * r \qquad (1)$$

Ergebnisse und Diskussion: Die Energieabhängigkeit der Messortverschiebung Δz ist in Abbildung 3 dargestellt. Aufgetragen sind die Verschiebungen, die sich aus der Betrachtung der Werte der Tiefendosiskurven im Bereich des Maximums ergeben. Eine deutliche Energieabhängigkeit ist nur bei größeren Kammerinnenradien zu erkennen. Die Verschiebung Δz nimmt tendenziell mit

zunehmender mittlerer Photonenenergie ab. Die Ergebnisse zeigen, dass die Messortverschiebung Δz für monoenergetische Strahlung stets etwas geringer ist als für reale Photonenspektren von Linearbeschleunigern.
Die Abbildungen 4 bis 5 zeigen den Vergleich der Monte-Carlo-basierten Daten der Messortverschiebung Δz als Funktion des Kammerradius r dieser Arbeit mit den experimentell bestimmten Werten von Legrand et al [6,7]. Die Daten zeigen eine lineare Abhängigkeit der Messortverschiebung vom Kammerinnenradius r, im Rahmen der angegebenen Unsicherheiten zeigt sich eine gute Übereinstimmung zwischen den experimentellen und Monte-Carlo-basierten Daten. Die Monte-Carlo-Ergebnisse beider Abbildungen deuten darauf hin, dass die Verschiebung Δz, d.h. der effektive Messort, sowohl für ^{60}Co-Strahlung als auch für das 6 MV-Bremsstrahlungsspektrum tiefenabhängig ist. Aus ihren experimentellen Daten schließen Legrand et al, dass eine Tiefenabhängigkeit nur für ^{60}Co-Gammastrahlung gegeben ist.
Abbildung 6 stellt die Ergebnisse für den effektiven Messort bei einem 18 MV-Photonenspektrum dar. Der Verschiebungsfaktor b nach Gleichung (1) (siehe Tab. 3) weist hier einen konstanten Wert von 0,7 für den Aufbaubereich und in Referenztiefe auf. Damit ist der effektive Messort in 18 MV-Photonenstrahlung tiefenunabhängig. In Tabelle 3 sind die Verschiebungsfaktoren für den Aufbaubereich und die Referenztiefe für weitere Photonenspektren angegeben. Das Verhältnis der Verschiebungsfaktoren b in der Referenztiefe und im Aufbaubereich als Funktion der mittleren Photonenenergie ist in Abbildung 7 dargestellt. Die Abbildung zeigt, dass b im Bereich des Dosismaximums deutlich größer ist als in der Referenztiefe (5 bzw. 10 cm). Für geringe mittlere Photonenenergien zeigt der Verschiebungsfaktor eine größere Tiefenabhängigkeit als für hohe Energien. Mit den Ergebnissen aus den Arbeiten von Legrand et al [6, 7] wurde das Verhältnis b_{ref}/b_{max} gebildet und ebenfalls in Abbildung 7 wiedergegeben. Für ^{60}Co-Gammastrahlung stimmt das Ergebnis gut mit dem hier ermittelten Verhältnis überein. Dagegen resultiert aus den experimentellen Daten von Legrand et al [7] bereits bei einer Photonenenergie von 6 MV-X eine tiefenunabhängige Messortverschiebung Δz, was im Widerspruch zu den hier vorgestellten Monte-Carlo-basierten Werten ist.

Zusammenfassung: In der vorliegenden Arbeit ist die Messortverschiebung Δz für Kompaktkammern als Funktion des Kammerradius und der Photonenenergie mittels Monte-Carlo-Simulationen bestimmt worden. Hinsichtlich der Abhängigkeit der Messortverschiebung mit dem Kammerradius r konnten die experimentellen Daten von Legrand et al in weiten Bereichen bestätigt werden. Die hier vorgestellten Daten zeigen darüber hinaus deutlich, dass die Messortverschiebung Δz von der Messtiefe z im Wasserphantom abhängt. Dies könnte Konsequenzen für die in DIN 6800-2 beschriebene Referenzdosimetrie haben.

Literatur

[1] DIN 6800-2: Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung – Teil 2: Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern, März 2008.
[2] M. R. McEwan, I. Kawrakow, C. K. Ross. The effective point of measurement of ionization chambers and the build-up anomaly in MV x-ray. Med. Phys. 35 (2008). S. 950-958.
[3] H. K. Looe, D. Harder, B. Poppe. Experimental determination of the effective point of measurement for various detectors used in photon and electron beam dosimetry.Phys.Med.Biol.56 (2011). S. 4267-4290.
[4] L. L. W. Wang, D. W. O. Rogers. The replacement correction factors for cylindrical chambers in high-energy photon beams. Phys. Med. Biol. 54 (2009). S. 1609-1620.
[5] F. Tessier, I. Kawrakow. Effective point of measurement of thimble ion chambers in megavoltage photon beams. Med. Phys. 37 (2010). S. 96-107.
[6] C. Legrand, G. H. Hartmann, C. P. Karger. Experimental determination of the effective point of measurement for cylindrical ionization chambers in 60Co gamma radiation.Phys.Med.Biol.57 (2012). S. 3463-3475.
[7] C. Legrand, G. H. Hartmann, C. P. Karger. Experimental determination of the effective point of measurement for cylindrical ionization chambers in 6 MV photon beam. Phys. Med. Biol. 57 (2012). S. 6869-6880.
[8] J. Wulff, K. Zink, I. Kawrakow. Efficiency improvements for ion chamber calculations in high energy photon beams. Med. Phys. 35 (2008). S. 1328-1336.
[9] I. Kawrakow, E. Mainegra-Hing, D. W. O. Rogers, F. Tessier, B. R. B. Walters. The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport National Research Council of Canada, Report PIRS-701 (2010)
[10] D. Sheikh-Bagheri, D. W. O. Rogers. Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code.Med.Phys.29 (2002). S. 391-402.
[11] E. S. M. Ali, D. W. O. Rogers. Functional forms for photon spectra of clinical linacs. Phys. Med. Biol. 57 (2012). S. 31-50.
[12] G. M. Mora, A. Maio and D. W. O. Rogers.Monte Carlo simulation of a typical 60-Co therapy source Med. Phys. 26 (1999). S. 2494–502.

Anhang 1

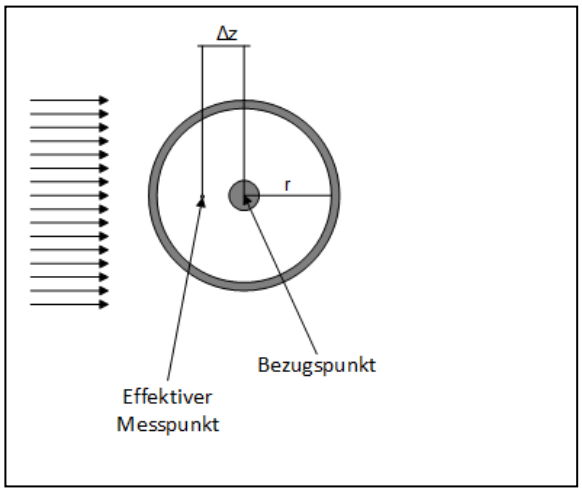


Abb.1: Geometrie einer Kompaktkammer, Bestrahlung von links. Bezugspunkt der Kammer in Kammermitte. Der Bezugspunkt liegt um die Verschiebung Δz tiefer als der effektive Messort.

Anhang 2

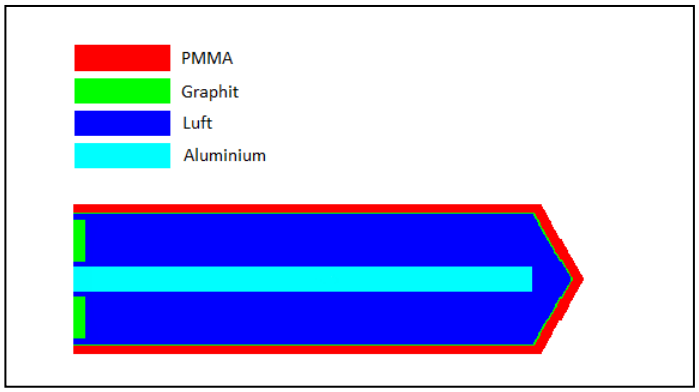


Abb.2: Modell der PTW 30013.

Anhang 3

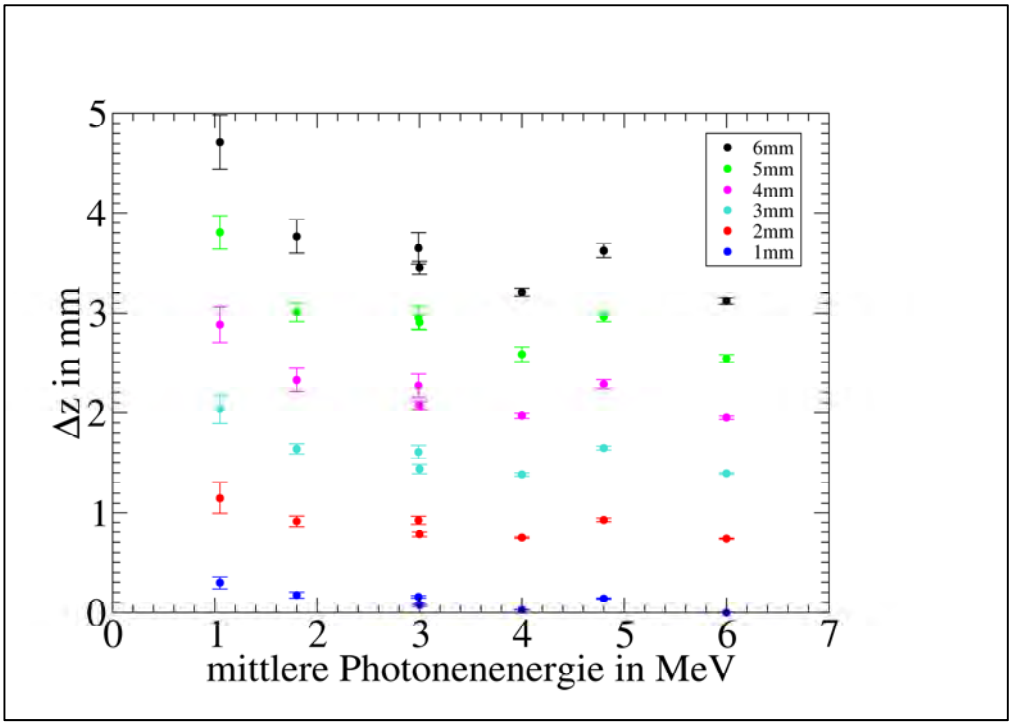


Abb.3: Energieabhängigkeit der Verschiebung Δz für unterschiedliche Kammerinnenradien von Kompaktkammern. Die Verschiebung Δz wurde für den Aufbaubereich bestimmt.

Anhang 4

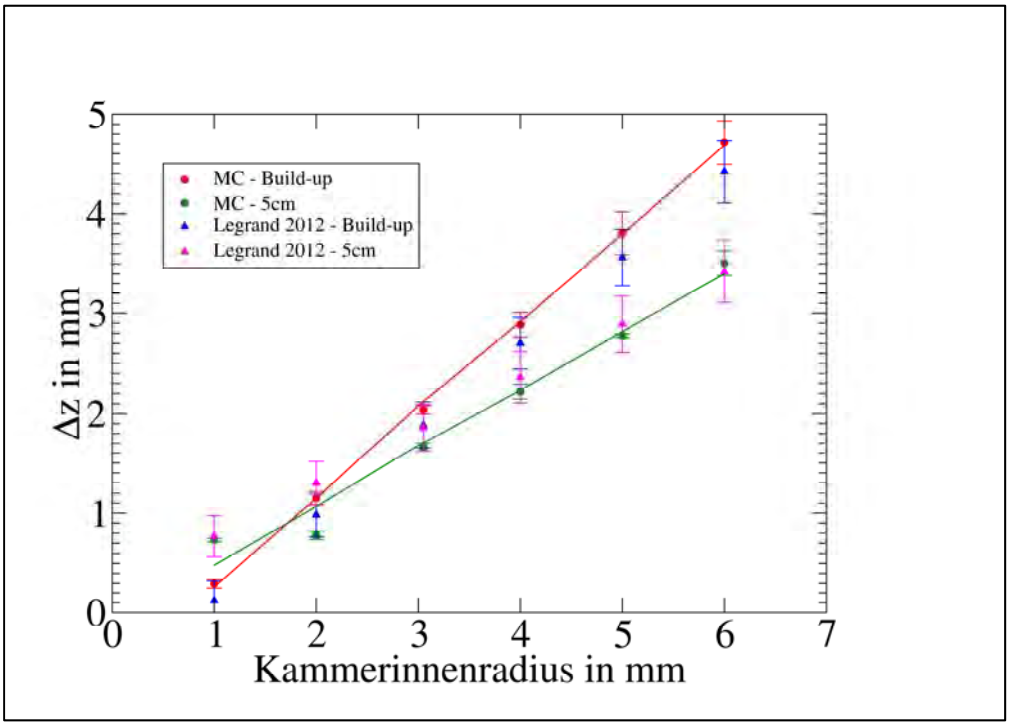


Abb.4: Vergleich der experimentell [6] und mittels Monte- Carlo Simulation bestimmten Messortverschiebung Δz für ^{60}Co-Gammastrahlung. Die Bestimmung von Δz erfolgte entweder anhand der Werte der Tiefendosiskurven im Bereich des Maximums (Build-Up) oder aus den Werten im Bereich der Referenztiefe 5 cm. Die Geraden entsprechen der linearen Regression der Monte-Carlo-basierten Daten.

Anhang 5

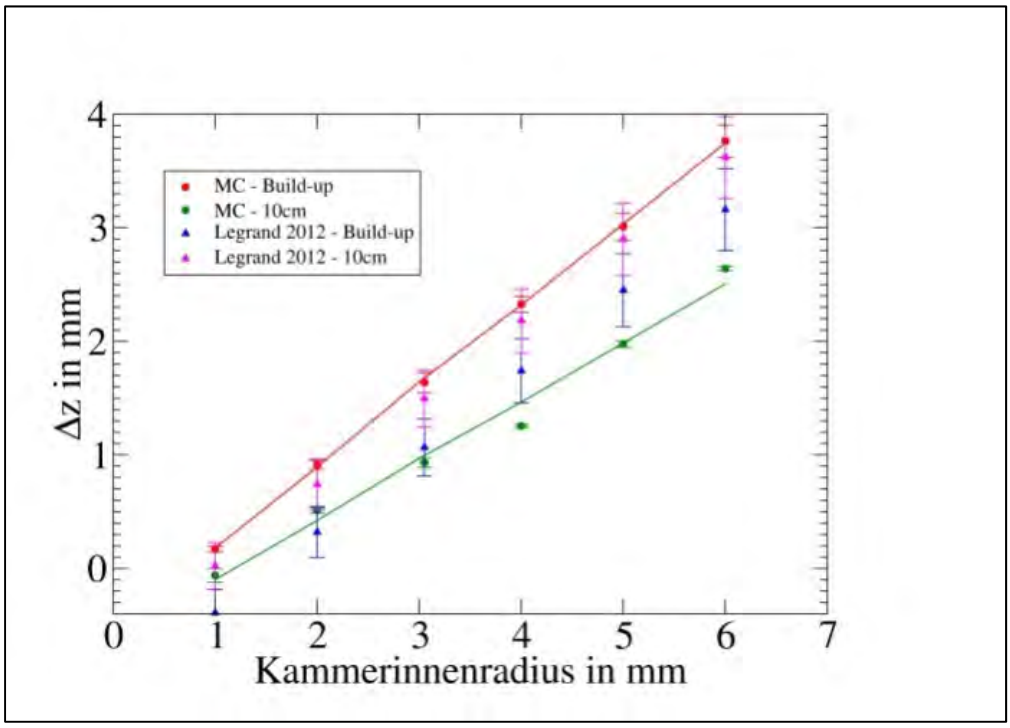


Abb.5: Vergleich der experimentell [7] und mittels Monte-Carlo Simulation bestimmten Messortverschiebung Δz für 6 MV-Bremsstrahlung. Die Bestimmung von Δz erfolgte entweder anhand der Werte der Tiefendosiskurven im Bereich des Maximums (Build-Up) oder aus den Werten im Bereich der Referenztiefe 10 cm. Die Geraden entsprechen der linearen Regression der Monte-Carlo-basierten Daten.

Anhang 6

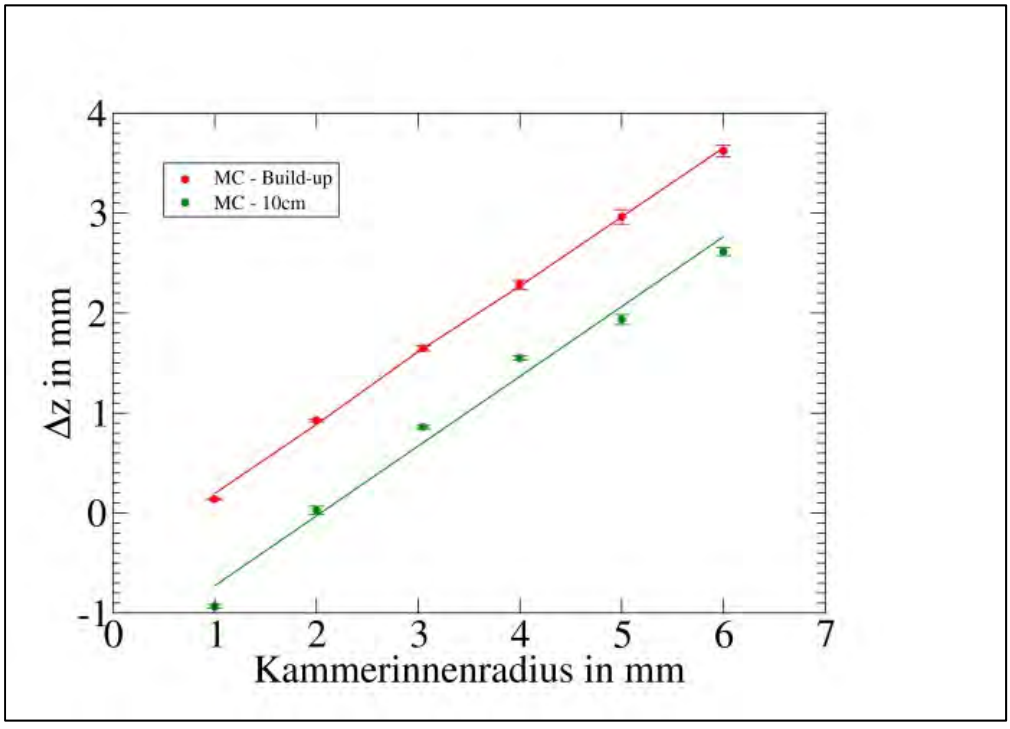


Abb.6: Vergleich mittels Monte Carlo Simulation bestimmten Messortverschiebung Δz für 18 MV-Bremsstrahlung. Die Bestimmung von Δz erfolgte entweder anhand der Werte der Tiefendosiskurven im Bereich des Maximums (Build-Up) oder aus den Werten im Bereich der Referenztiefe 10 cm. Die Geraden entsprechen der linearen Regression.

Anhang 7

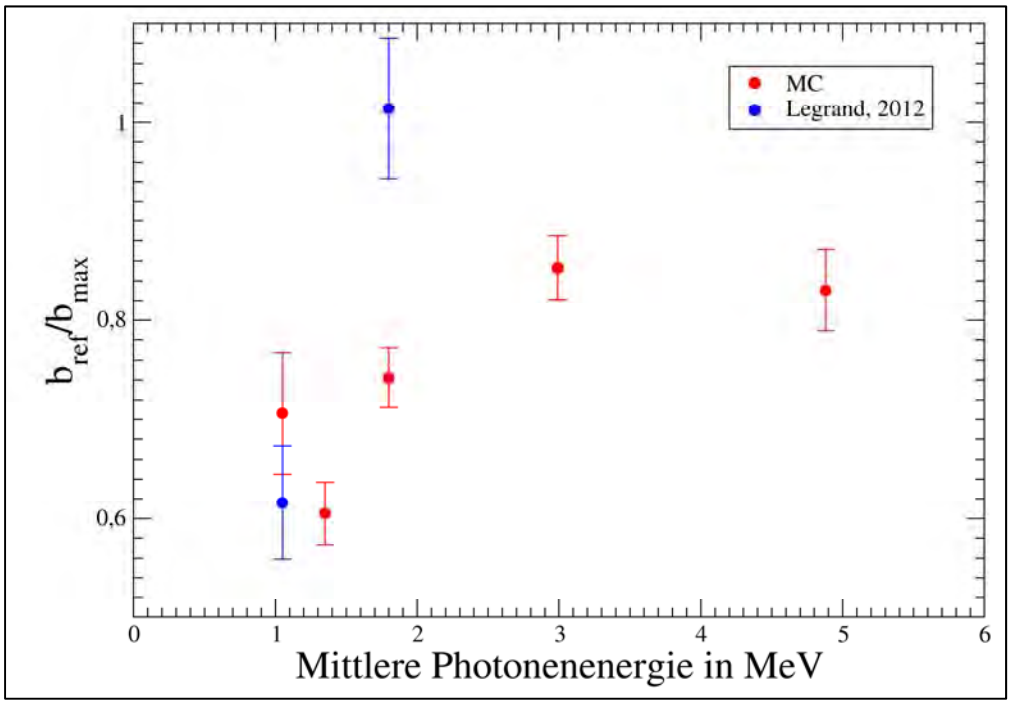


Abb.7: Verhältnisse der Verschiebungsfaktoren b gemäß Gleichung 1 in der Referenztiefe und im Aufbaubereich als Funktion der mittleren Photonenenergie.

Anhang 8

PTW 30013 Kammerinnenradius in mm	Sensitives Volumen in cm^3
1	0,052
2	0,264
3,05	0,622
4	1,128
5	1,771
6	2,563

Tab. 1: Verwendete Ionisationskammern und deren sensitives Volumen.

Anhang 9

	Mittlere Photonenenergie in MeV	Feldgröße in cm^2 in Referenztiefe	Fokus-Oberflächen-Abstand in cm	Literatur
^{60}Co-Gammastrahlung	1,05	10 x 10 in 5 cm	95	[12]
4 MV-X	1,35	10 x 10 in 10 cm	90	[11]
6 MV-X	1,8	10 x 10 in 10 cm	90	[10]
10 MV-X	2,99	10 x 10 in 10 cm	90	[10]
18 MV-X	4,88	10 x 10 in 10 cm	90	[10]
3 MeV	3	10 x 10 in 10 cm	90	-
4 MeV	4	10 x 10 in 10 cm	90	-
6 MeV	6	10 x 10 in 10 cm	90	-

Tab. 2: Simulationsbedingungen, mittlere Photonenenergien und Literaturangaben der verwendeten Strahlungsquellen.

Anhang 10

	^{60}Co	4MV-X	6 MV-X	10MV-X	18 MV-X
max	(0,90±0,01)mm	(0,79±0,01)mm	(0,71±0,01)mm	(0,69±0,01)mm	(0,70±0,01)mm
ref	(0,58±0,03)mm	(0,54±0,03)mm	(0,52±0,03)mm	(0,62±0,04)mm	(0,70±0,04)mm

Tab. 3: Verschiebungsfaktoren b (siehe Gleichung (1)) aus den Geradengleichungen für den Aufbaubereich (max) und in Referenztiefe (ref).

P 20 Quantenrauschen am Linearbeschleuniger

S. Rochor[1], C. Zweig[1]
[1]Carl-Thiem-Klinikum Cottbus, Abt. Medizinische Strahlenphysik , Cottbus, Deutschland

Fragestellungen: Bei signalverarbeitenden und messwerterfassenden Prozessen sind die Signale und Messwerte fehlerbehaftet und nicht ohne weiteres auswertbar. Diese Fehler können verschiedene Ursachen haben. Eine mögliche Quelle ist das sogenannte Rauschen. Bei Dosismessungen in der Röntgendiagnostik und in der Strahlentherapie stellt das Quantenrauschen bei Röntgenstrahlung und ultraharter Röntgenstrahlung, in vielen Fällen, die Hauptursache für das Rauschen dar. Aufgabe der Arbeit ist es festzustellen ob das Quantenrauschen die Hauptursache für das Rauschen bei Dosismessungen an medizinischen Linearbeschleunigern darstellt

Material und Methoden: Die Messungen wurden im Institut für Radiologie, Abteilung Medizinische Strahlenphysik des Carl-Thiem-Klinikum Cottbus, am Linearbeschleuniger „Primus High Energy“, Firma Siemens vorgenommen. Für die Messungen wurden die Photonenenergien 6 MeV und 15 MeV verwendet. Die Messungen wurden im Wasserphantom MP3 und in einem PMMA-Phantom der Fa. PTW durchgeführt. Als Messkammern dienten die Dosimetrie-Diode E und die PinPoint-Kammer der Fa. PTW. Die Messwerterfassung erfolgte über das Zweikanal-Elektrometer TANDEM (Fa. PTW) und das Terminalprogramm TeraTerm. Die Messungen wurden jeweils in unterschiedlichen Wassertiefen, mit unterschiedlichen FOA im Festkörperphantom und unterschiedlichen PMMA-Absorberstärken bei konstantem FOA durchgeführt.

Ergebnisse: Zur Bestätigung der Annahme musste die Wurzelabhängigkeit des Messwertes nachgewiesen werden. Im Wasserphantom konnte für beide Energien und Messkammern diese Abhängigkeit gezeigt werden. Bei geänderten FOA im Festkörperphantom konnte ebenfalls für beide Energien und Messkammern eine Wurzelabhängigkeit nachgewiesen werden. Die Ergebnisse der Messungen mit geänderter Absorberstärke konnte nur bedingt verwendet werden.

Zusammenfassung: Die Messungen bestätigen insgesamt die Annahme, dass an solch komplexen technischen Systemen, wie es der Linearbeschleuniger darstellt, die Hauptrauschursache das Quantenrauschen ist.

P 21 Norm-oxische Polymergel-Dosimeter für die Dosimetrie von Protonenstrahlen: Abhängigkeit der Dosisantwort von Typus und Konzentration des Sauerstofffängers

A. Berg[1,2], M. Wieland[3], J. Naumann[4], O. Jäkel[4,5]
[1]Medizinische Universität Wien, Zentrum für Medizinische Physik und Biomedizinische Technik, Wien, Oesterreich
[2]MR-Centre of Excellence, Wien, Oesterreich
[3]Donauspital, Radioonkologie, Wien, Oesterreich
[4]Heidelberger Ion Therapy Center, Heidelberg, Deutschland
[5]Deutsches Krebsforschungszentrum, Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

Motivation: Die Dosimetrie von Ionenstrahlen stellt hohe Ansprüche an den Dosimeter, insbes. wenn durch asymmetrische Bestrahlungen oder Absorptionskörper komplexe Dosisverteilungen zu erwarten sind. Das Detektionsprinzip von Polymergel-Dosimetern beruht auf der Generation von Radikaltrag enden Molekülen proportional zur Strahlendosis mit nachfolgender lokaler Begrenzung der Polymerisation der Monomere in der Gelatinematrix auf die bestrahlten Bereiche [Maryanski 1993]. Mit Hilfe tomographischer Verfahren (insbes. Magnetresonanz (MR) T2-Bildgebung und optischer Scanner lassen sich nach Kalibrierung 3D-Dosisbilder generieren. Die Vorteile dieses Verfahrens liegen in der Gewebeäquivalenz der Dosimeter, der schnellen Auswertbarkeit von 3D-Polymergel-Dosimetern durch z.B. Multi-Schicht MR-Bildgebung [Baldoc 2010] und der gleichzeitig hohen Ortsauflösung (mm) [Berg 2004]. Durch den Einsatz von chemischen Sauerstofffängern wie Ascorbinsäure [Fong 2001] in geringen Konzentrationen als Zusatz im Gel wurde die Herstellung solcher Polymergele auch unter normalen Umgebungsbedingungen (mit ca. 20% Sauerstoffanteil) im einfach ausgestatten Labor möglich. Beim Einsatz dieser normoxischen Polymergele für Photonen zeigte sich bereits eine Abhängigkeit der Dosis (D)-Antwort und Sensitivität dD/dR2 (R2 =1/T2) dieser normoxischen Polymergele von Typus und Art der Sauerstofffänger [DeDeene 2002, LePage 2011]. Wir untersuchen im Rahmen der vorliegenden Arbeit den Einfluss der Konzentration der Ascorbinsäure auf die Dosisantwort für Protonenstrahlen der Energie 59 MeV.

Materialien und Methodik: **1. Polymergele:** Die Polymergele wurden im einfach ausgestatteten Labor (Digestorium, Temperatur-geregeltes Wasserbad) auf der Basis von Wasser (ca. 80% w/w), Gelatine (14% w/w) und Methacrylsäure (6% w/w) hergestellt (s.[Bayreder 2006]). Ein normoxisches Referenzgel (MA1) mit einer für den bisherigen Einsatz typischen Konzentration von Ascorbinsäure und Kupfersulfat [Fong2001] wurde hergestellt ($c_{AA\ MA1} \cong$ 2 mmol/l Ascorbinsäure, $c_{CuSO4} \cong$ 100 µmol/l) und danach auf der Basis dieses Gelsatzes die Konzentration der Ascorbinsäure auf c_{MA2} = 6 mmol/l (Probe MA2) und c_{MA3} = 18 mmol/l (Probe MA3) erhöht. Die verschiedenen Chargen Polymergele wurden in spezielle besonders Sauerstoffdichte (BAREX®)-Flacon Behälter mit einem Durchmesser von ca. 26 mm abgefüllt (s. Abb. 1a).
2. Bestrahlung: Die Polymergel-Flacons wurden von der Unterseite mit Protonenstrahlen (E = 59,8 MeV) am Beschleuniger des Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrums (HIT) bestrahlt (Wasser-äquiv. Eindringtiefe d ≅ 28 mm, Strahldurchmesser d ≅ 6 cm). Die Strahlungsdosen für den Plateau Eingangsbereich wurden mit Hilfe des Bestrahlungs-Planungssytems anhand der Monitor-Units eingestellt [Berg2012].
3. Magnetresonanz-Bildgebung: Für ein hohes Signal-Rausch-Verhältnis und hohe Ortsauflösung wurde ein Hochfeld-MR-Scanner (B=7T) mit Mikroskopieeinheit [Berg 2010] eingesetzt. Damit ließen sich einfach Voxel-Auflösungen von 546x546x1000 μm^3 erreichen. Aus den Multi-slice CPMG T2-gewichteten Bildern wurden T2-Bilder generieret. Die T2-Werte entstammen einer ROI-Analyse im Plateaubereich. Fehler wurden aus Mehrfachmessungen des gleichen Polymergels oder dem Histogramm der ROI-Analyse abgeleitet.

Ergebnisse: Abb.1 zeigt exemplarisch das Parameter (transversale MR-Relaxationszeit T2) Bild für Polymergeltyp 2. Die Reduktion der T2-Zeit im Bragg-Peak markiert die Reichweite des Protonenstrahls. Die unterschiedlichen Geltypen weisen eine deutliche Abhängigkeit der Dosisantwort von der Sauerstofffängerkonzentration auf (Abb. 2).

Diskussion: Die Sensitivität der Polymergele definiert als Steigung der Relaxationsrate in Abhängigkeit von der Dosis: dD/dR2 ist deutlich von der Ascorbinsäure-Konzentration abhängig. Wir interpretieren dieses Ergebnis auf der Basis eines einfachen Physico-chemischen Modells, bei dem

die für die Polymerisation verantwortliche Radikalkonzentration durch die Ascorbinsäure reduziert wird und damit weniger Radikale als Polymerisationsinitiator zur Verfügung stehen. Die Ergebnisse bei Wiederholungen der Messungen (z.B. große Fehlerbalken bei höheren Dosen für Geltyp 2) zeigen außerdem, dass Variationen zwischen verschiedenen Messungen auftreten können, wahrscheinlich bedingt durch unterschiedliche Proben-Temperaturen. Bei Messungen an Polymergelen sollten die Temperaturbedingungen bei Absolutvergleichen zwischen verschiedenen Polymergeltypen besser kontrolliert werden. Außerdem ist, auch unter Berücksichtigung der Fehler, eine Reduktion des R2-Achsenabschnitts der Relaxationsrate (Offset) mit höheren Ascorbinsäure-Konzentrationen zu beobachten. Wir führen die Höhe der Relaxationsrate bei der Dosis D = 0 ($R2\_{0}$)in einem einfachen Interpretationsmodell auf im wesentlichen 2 Faktoren zurück: a) die Polymergel-inhärente T2-Relaxation, bestimmt vor allem durch die Viskositätslimitierende Gelatine und b) im Material vorhandene nicht durch die Strahlung generierte Radikal-tragende Moleküle, die nicht durch den Sauerstofffänger eingefangen werden. Die Fähigkeit der Ascorbinsäure solche Radikale zu kompensieren steigt mit der deren Konzentration und erklärt damit die reduzierten Offsets bei höheren Ascorbinsäure-Konzentrationen. Generell ist die Dosis-Sensitivität der Polymergele stark von Typus und Konzentration auch geringer Mengen des Sauerstofffängers abhängig. Beim Einsatz von normoxischen Polymergelen ist eine dem Strahlungstyp und Dosisbereich angepasste Geltypvariante zu wählen, um optimale Dosisauflösung (Sensitivität) zu erreichen. Temperaturbedingungen bei Messung, Herstellung und Lagerung sind bei Absolutdosis-Vergleichen zwischen verschiedenen Polymergel-Chargen möglichst ident zu wählen.

Literatur

[1] [Baldoc2010] Baldock C, De Deene Y, Doran S, Ibbott G, Jirasek A, Lepage M, McAuley K B, Oldham M and Schreiner L J; Polymer gel dosimetry *Phys. Med. Biol*. 55 R1–R63 (2010).
[2] [Bayreder2006] Bayreder C, Georg D, Moser E, Berg A 2006 Basic Investigations on the performance of a normoxic polymer gel with tetrakis-hydroxy-methyl-phosphonium-chloride as an oxygen scavenger: reproducibility, accuracy, stability and dose rate dependence *Med. Phys.* 33 (7) 2506-18 (2006).
[3] [Berg 2004] Berg A, Pernkopf M, Waldhäusl C, Schmidt W, Moser E *High resolution MR based polymer dosimetry versus film densitometry: a systematic study based on the modulation transfer function approach* ; Phys. Med. Biol. 49, 4087-4108 (2004).
[4] [Berg 2010] Berg A, Potthast A, Starewicz P 2010 MR-microscopy on a human 7T-scanner *Proc. ISMRM 2012* (Stockholm, Sweden, 01-07 May 2010) progr nr. 1048 (2010).
[5] [Berg 2012] Berg, A, Wieland M, Naumann J, Jäkel O; *High resolution dosimetry in monoenergetic proton beam therapy on a normoxic polymer gel: the importance of high spatial resolution for reduced Bragg-Peak-quenching.* IC3DDose 04.-08.11.2012,Sydney/Australia, contrib. Nr 46 (2012)
[6] [DeDeene2002] De Deene Y, Hurley C, Venning A, Vergote K , Mather M, Healy B J and Baldock C; A basic study of some normoxic polymer geldosimeters; Phys. Med. Biol. 47: 3441–63 (2002) [Fong 2001] Fong P M, Keil D C, Does M D and Gore J C Phys. Med. Biol. 46: 3105-3113 (2001).
[7] [Lepage 2011] Sedaghat M, Bujold R, and Lepage M; Severe dose inaccuracies caused by an oxygen-antioxidant imbalance in normoxic polymer gel dosimeters; Phys. Med. Biol. 56 601–625 (2011).
[8] [Mayrananski 1993] Maryanski M, Gore J and Schulz R; NMR relaxation enhancement in gels polymerized and cross-linked by ionizing irradiation: a new approach to 3D dosimetry by MRI *Magn. Reson. Imaging* 11 253–8 (1993).

Anhang 1



Abb. 1 a Parameter (T2-Bild) eines Polymergels (MA2) im BAREX-Flacon nach Protonenbestrahlung (D = 16 Gy) (Strahlrichtung von oben). Hinter der hypointens erscheinenden Grenzlinie mit der Bragg-Dosiserhöhung bleibt das Gel unpolymerisiert (hohe T2, hyperintens). Das ROI zeigt den Auswertebereich im Plateau an (T2 = 95,8ms).

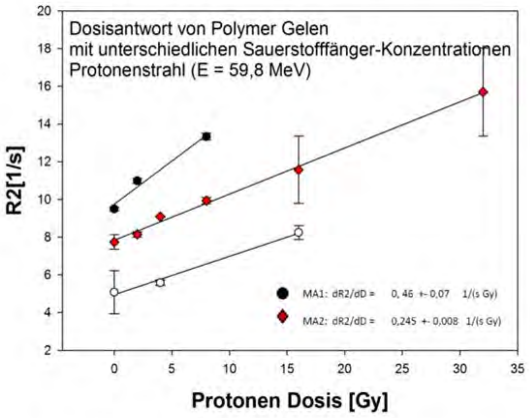


Abb. 1b Dosisantwort des Norm-oxischen Polymergels (T2=1/T2 in Abhängigkeit der Dosis) mit unterschiedlichen Konzentrationen des Sauerstoff-fängers: Ascorbinsäure. Die Sensitivität dR2/dD ist für das Polymergel mit niedriger Ascorbinsäure-Konzentration (MA1) am höchsten.

P 22 Bestimmung des Strahlenqualitätsindex in off-axis-Photonen-Feldern von Linearbeschleunigern und Analyse der dosimetrischen Auswirkungen

A. Grimm[1], M. Schaks[1], M. Janich[1], R. Gerlach[1], D. Vordermark[1]
[1]Uniklinik Halle(Saale), Strahlentherapie, Halle, Deutschland

Fragestellung: Luftgefüllte Messkammern für die Absolutdosimetrie sind üblicherweise in Kobaltstrahlung kalibriert, werden aber in Strahlenfeldern von Linearbeschleunigern mit deutlich anderem Spektrum verwendet. Die DIN 6800-2 und andere internationale Dosimetrieprotokolle sehen für die Strahlenqualitätskorrektur empirische Messverfahren für den sogenannten Strahlenqualitätsindex Q vor [1, 2]. Mit Hilfe von Q kann man einen kammerspezifischen Korrekturfaktor k_Q aus Tabellen entnehmen und die Dosimeteranzeige durch Multiplikation mit demselben korrigieren. Zur Bestimmung von Q wird der Quotient der unkorrigierten Messanzeigen des Dosimeters in 10 und 20cm Tiefe eines Wasserphantoms benutzt. Die Phantomoberfläche soll einen Fokusabstand (SSD) von 100cm haben und die Messkammer sich im Zentrum eines Strahlenfeldes der Größe 10x10cm^2 (gemessen auf der Phantomoberfläche) befinden. Obwohl in der DIN nicht explizit gefordert, wird diese Messung in der Regel auf dem Zentralstrahl (CAX) durchgeführt – man bestimmt also den Korrekturfaktor für das Spektrum in unmittelbarer Umgebung des Zentralstrahls. Aus der Literatur ist aber bekannt, dass sich das Spektrum der Strahlung in Abhängigkeit vom lateralen Abstand zum Zentralstrahl ändert [3, 4]. Unter der Voraussetzung, dass sich die Winkelverteilung der Photonen des Strahlenfeldes bezogen auf die Achse zwischen Messpunkt und Fokus nur unwesentlich ändert, lässt sich die oben beschriebene Messvorschrift für Q auf off-axis-Felder erweitern und der Dosismessfehler abschätzen, der bei alleiniger Verwendung von auf dem Zentralstrahl bestimmten k_Q-Werten gemacht wird.

Material und Methoden: In Abb. 1 ist der verwendete Messaufbau zur Bestimmung von Q auf dem Zentralstrahl (grün) und in off-axis-Feldern (blau) dargestellt. Die Phantomoberfläche (SSD) sowie die Fokus-Detektor-Abstände (SDD) sind auf Kreisbahnen um den Fokus lokalisiert. Die Feldgröße ist auf der Phantomoberfläche definiert und beträgt 10x10cm^2. Je nach Abstand des Feldmittelpunktes vom Zentralstrahl (Δx, Δy) muss das Phantom um den Betrag Δz angehoben werden. Die Messungen wurden an einem Linearbeschleuniger Primus der Firma Siemens für 6 und 15MV Photonenstrahlung durchgeführt. Es wurde das Wasserphantom MP3 der Firma PTW mit der zugehörigen Software Mephisto verwendet. Als Messkammern kamen die Ionisationskammer 31002 und vergleichend die Elektronen-Halbleiter-Diode 60012 der Firma PTW zum Einsatz. Der Strahlenqualitätsindex Q wurde nach Gleichung (6) aus DIN 6800-2 berechnet und die Tabelle 6 zur Bestimmung von k_Q in Abhängigkeit vom CAX-Abstand benutzt. Gemessen wurde in 5cm Schritten um den Zentralstrahl in jeweils 4 laterale Richtungen $\pm\Delta x$, $\pm\Delta y$. Um die oben genannte Voraussetzung zu bestätigen, wurde eine Phasenraumdatei eines 10x10cm^2 Strahlenfeldes mit 15cm Abstand vom Zentralstrahl mittels Monte-Carlo-Rechnung bestimmt, hinsichtlich der Winkelverteilung der Photonen analysiert und mit der auf dem Zentralstrahl verglichen. Der Beschleunigerkopf wurde mit dem Programm BEAMnrc in all seinen Bestandteilen modelliert und die Berechnungen mit dem Monte-Carlo-Code EGSnrc durchgeführt [5, 6].

Ergebnisse: Stellt man sich in Abb. 2 die Ebene $\Delta x/\Delta y$ als Phantomoberfläche vor, dann illustrieren die verschiedenen Säulen die absoluten, prozentualen Änderungen des Strahlenqualitätsindex in Abhängigkeit von der Lage des 10x10cm^2 Feldes relativ zur Messung auf dem Zentralstrahl für 6MV Photonenstrahlung. Die Abweichungen sind wie erwartet symmetrisch um den Zentralstrahl gelegen und nehmen mit dem Abstand von ihm zu. Die maximal gemessenen Abweichungen betragen ca. -4,2% für 6MV und -3,6% für 15MV Strahlung. Das Spektrum der Strahlenfelder wird also mit dem Abstand vom Zentralstrahl „weicher“. Dieses Ergebnis passt zu der Vorstellung, dass nur die Strahlenfeldanteile auf dem Zentralstrahl die maximale Höhe des Ausgleichsfilters im Strahlerkopf passieren, alle anderen lateral dazu aber eine geringere Aufhärtung erfahren. Bestimmt man aus Q über die in der DIN 6800-2 angegebene Tabelle 6 die k_Q-Werte und mittelt die 4 zu einem CAX-Abstand gehörenden, so zeigen sich für 6MV bis zu 0,38% und für 15MV 0,8% höhere Werte für 15cm lateralen Abstand vom Zentralstrahl. In Tab. 1 sind die Daten für 6MV detailliert angegeben. Im Polardiagramm der Abb. 3 sind die Photonenwinkelverteilungen im Zentrum zweier 10x10cm^2 Felder für 6MV Strahlung ermittelt mittels Monte-Carlo-Rechnung dargestellt. Die grüne Verteilung gehört zum Feld auf dem Zentralstrahl, die blaue zu einem Feld mit seinem Mittelpunkt in 15cm CAX-Abstand. Der Schwerpunkt der Verteilung des off-axis-Feldes befindet sich bei 8,5°, was genau

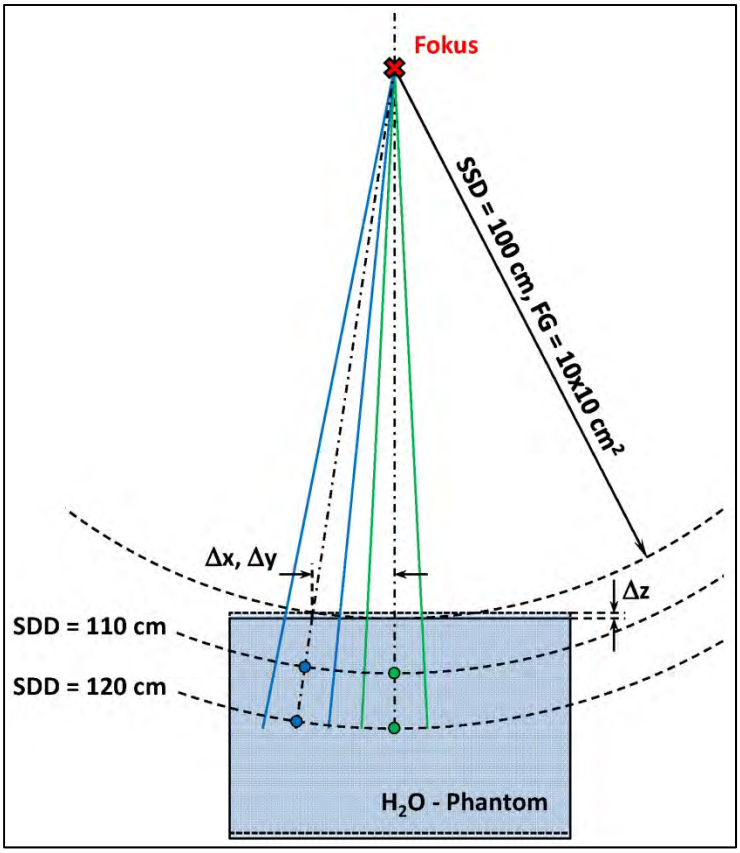
der Auslenkung des Feldmittelpunktes zum Zentralstrahl entspricht. Damit ist die Voraussetzung für die Anwendbarkeit der speziellen Messanordnung zur Q-Bestimmung bestätigt.

Zusammenfassung: Die Erweiterung der Messvorschrift aus DIN 6800-2 zur Bestimmung des Strahlenqualitätsindex Q auf off-axis-Photonenfelder kann entsprechend Abb. 1 realisiert werden. Die Durchführung der Messung führt auf Abweichungen bzgl. Q von bis zu 4,2% und bzgl. k_Q von bis zu 0,8% im Energiebereich von 6 – 15MV Strahlung und lateralen Abweichungen vom Zentralstrahl von bis zu 15cm. Diese Abweichungen sind in den aktuellen Dosimetrieprotokollen nicht berücksichtigt. Insbesondere bei der dosimetrischen Überprüfung von Bestrahlungsplänen in Festkörperphantomen (z.B. für die IMRT-Planverifikation), bei denen die Messorte im Allgemeinen nicht auf dem Zentralstrahl liegen, sind die Abweichungen zumindest bei der Beurteilung der Ergebnisse zu berücksichtigen.

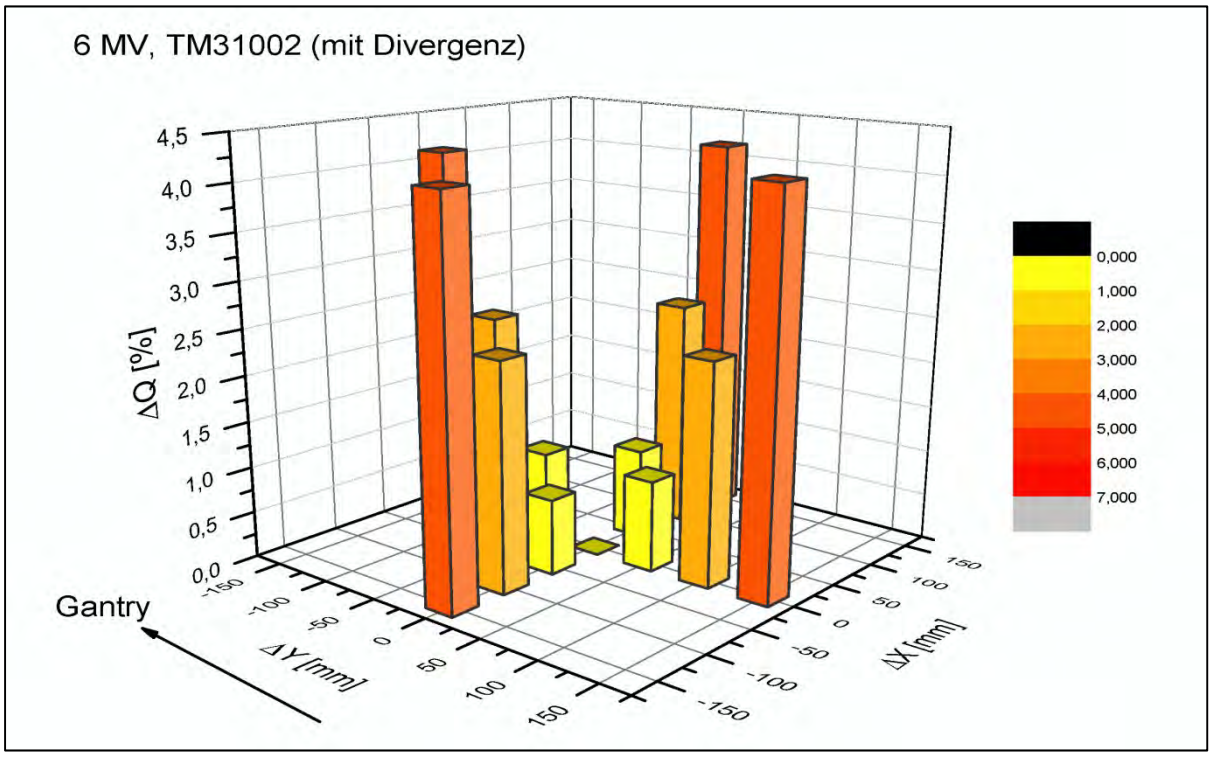
Literatur

[1] Norm DIN 6800-2: Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung – Teil 2: Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern, 2008, Berlin: Beuth Verlag
[2] IAEA Technical Report No. 398: Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: IAEA, Vienna, 2000 – ISBN 92-0-102200-X
[3] M. Scheithauer, Erhöhung der Genauigkeit bei der Ermittlung des Bremsstrahlungsspektrums klinischer Linearbeschleuniger, Dissertation, Technischen Universität Ilmenau, 2005
[4] S. Zefkili et al., On-axis and off-axis primary dose component in high energy photon beams, Med. Phys. 21, 799, 1994
[5] D.W.O. Rogers, B. Walters, I. Kawrakow, BEAMnrc User's Manual, Ionizing Radiation Standards National Research Council of Canada, http://irs.inms.nrc.ca/software/beamnrc/beamnrc.html
[6] I. Kawrakow, E. Mainegra-Hing, D.W.O. Rogers, F. Tessier, B.R.B. Walters, The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, NRCC Report PIRS-701, http://irs.inms.nrc.ca/software/egsnrc/

Anhang 1



Anhang 2



Anhang 3

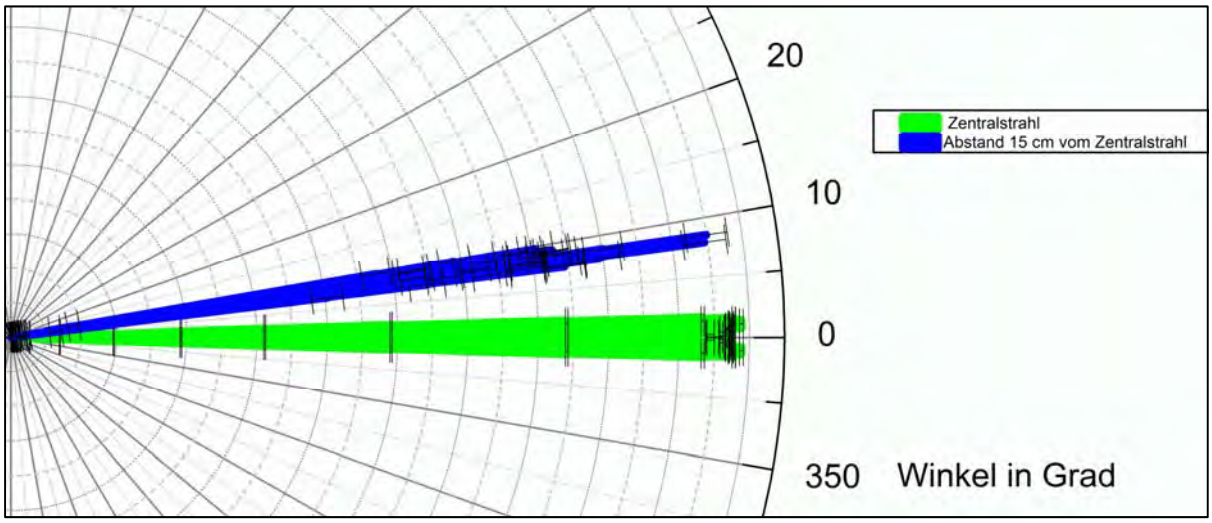
absolut:

ΔX,Y [mm]	k_Q				Mittelwert k_Q	σ
0	0,9891				0,9891	0
50	0,9900	0,9900	0,9900	0,9899	0,9900	6,8E-05
100	0,9913	0,9913	0,9914	0,9914	0,9913	3,3E-05
150	0,9929	0,9928	0,9928	0,9928	0,9928	2,6E-05

prozentuale Abweichung vom Zentralstrahl:

ΔX,Y [mm]	Δk_Q [%]				Mittelwert Δk_Q [%]	σ
0	0,0000				0	0
50	0,0954	0,0946	0,0953	0,0792	0,0912	6,9E-03
100	0,2252	0,2236	0,2321	0,2296	0,2276	3,4E-03
150	0,3814	0,3741	0,3772	0,3790	0,3779	2,7E-03

Anhang 4


20
10
0
350
Winkel in Grad
Zentralstrahl
Abstand 15 cm vom Zentralstrahl

P 23 Semi-experimentelle Bestimmung des Störungsfaktors $P_{stem,Q}$ für Zylinderkammern in Photonenfeldern

C. Willomitzer[1,2,3]
[1]OGD-MVZ2 Brandenburg, Brandenburg, Deutschland
[1]C.Willomitzer, MSc. [1]E.Blank, PhD. [2,3]Golam A. Zakaria, PhD. [1]M. Krüger, MSc. [2]Srinivasa C. Chaganty, BSc.
[1]Strahlentherapie und Radio-Onkologie, Ruppiner Kliniken, Brandenburg an der Havel
[2]Biomedical Engineering Master Studies, Department of Electrical, Mechanical and Industrial Engineering, Anhalt University of Applied Sciences, Köthen
[3]Abteilung für Medizinische Strahlenphysik , KKH Gummersbach, Akademisches Lehrkrankenhaus der Universität Köln, Gummersbach

Reale Ionisationskammern beeinflussen das Strahlenfeld und verfälschen somit das Messergebnis. Deshalb sind in einigen Dosimetrieprotokollen Korrekturfaktoren bzw. Störungsfaktoren entwickelt worden, die diesen Umstand brücksichtigen sollen. Die Notwendigkeit dieser Korrekturen liegt im unterschiedlichen dosimetrischen Verhalten der einzelnen Kammerkomponenten unter Strahlung, im direkten Vergleich zwischen Kalibrierstrahlungsqualität (i.d.R. CO^{60}) und der Anwenderstrahlungsqualität Q. Untersucht haben wir den Kammerhalter aus Aluminium der Ionisationkammern 31010 (0,125cm³) und 31013 (0,3cm³) der Fa. PTW. In diesem Metallkörper werden die Photonen gestreut, bzw. durch Wechselwirkung zusätzliche Elektronen erzeugt. Dieser störenende Einfluss auf das Messergebnis kann ermittelt werden durch das Verhältnis zweier Kammermessungen, mit und ohne Kammerhalter.
Hierbei wurde der Halterdurchmesser mittels zusätzlicher Aluminiumhülsen schrittweise erhöht und jeweils Messungen durchgeführt. Die Anzeige ohne Kammerhalter wurde durch Extrapolation des Aluminiumvolumens auf V= 0cm³ gewonnen. Die Messungen erfolgten im MP3-Wasserphantom für zwei Photonenergien von 6MV und 15 MV in den Messtiefen 5cm und 10cm. Referenzfeldgröße war 10x10cm² bei SSD=100cm. Weiterhin wurde die Tiefenabhängigkeit dieses Effekts untersucht. Als Ergebnisse wurden Werte für $P_{stem,Q}$ von 0,9992 ± 0,0015 (6MV) bis 1,0009 ± 0,0010 (15MV) gewonnen. Bei kleineren Feldgrößen und in größeren Messtiefen steigt $P_{stem,Q}$ an. Der Störungsfaktor P_{stem} ergibt sich aus der Messung unter Co^{60} (Kalibrierqualität) und der Messung im klinischen Photonenfeld mit Strahlenqualität Q und dessen Relation. In Harmonie mit Literaturwerten und der Annahme $P_{stem,Co}{}^{60}$ = 1, ergibt sich P_{stem} kleiner 0,2% und wird deswegen in den gängigen Dosimetrieprotokollen nicht weiter berücksichtigt.

P 24 Modellierung der Energieabhängigkeit einer Si-Diode durch Monte-Carlo-Simulation

S. Aeffner[1], M. Yarahmadi[1], O. A. Sauer[1]
[1]Universitätsklinikum Würzburg, Strahlentherapie/AG Medizinphysik, Würzburg, Deutschland

Fragestellungen: Aufgrund ihrer kompakten Abmessungen und des daraus resultierenden hohen räumlichen Auflösungsvermögens sind Silizium-Dioden die Detektoren der Wahl zur Vermessung kleiner Photonenfelder, welche in der stereotaktischen Bestrahlung oder als Segmente in der IMRT Verwendung finden. Im Vergleich zu luftgefüllten Ionisationskammern weisen Dioden jedoch ein deutlich erhöhtes Ansprechvermögen für niederenergetische Streustrahlung auf, was sich insbesondere im Halbschattenbereich oder in größerer Messtiefe bemerkbar macht [1,2]. Diese Energieabhängigkeit muss im Sinne einer möglichst präzisen Dosimetrie kleiner Felder berücksichtigt werden. Ziel unserer Arbeit ist es daher, die Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens von Dioden verschiedener Bauformen durch Vergleich von Messungen und Simulationen genauer zu charakterisieren und entsprechende Korrekturmethoden zu entwickeln. Ein erster Baustein hierzu ist ein Monte-Carlo-Modell, welches die Änderung des Ansprechvermögens unter wohldefinierten experimentellen Bedingungen korrekt reproduziert.

Material und Methoden: Zur Bestimmung der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens einer Si-Diode (SFD Stereotactic, IBA Dosimetry) wurden Messungen mit den tabellierten Strahlungsqualitäten TH120 bis TH280 [3] (mittlere Energie im Bereich von 60-150keV) sowie ^{60}Co (mittlere Energie 1.25MeV) an der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt (PTB) durchgeführt, diese wurden um das 6 MV-Spektrum (mittlere Energie 2895keV) eines klinischen Elekta Synergy-Linearbeschleunigers ergänzt. Unter Referenzbedingungen (Feldgröße 10x10cm^2, Abstand Fokus-Detektor 100cm, Messtiefen 5cm (TH-Strahlungsqualitäten) bzw. 10cm (^{60}Co, 6MV) im Wasserphantom) wurde die Dosisanzeige D_{Si} der SFD-Diode und mittels einer PTW31010-Ionisationskammer die entsprechende Wasserenergiedosis D_W bestimmt und hieraus das Ansprechvermögen D_{Si}/D_W ermittelt.
Monte-Carlo-Simulationen wurden mit dem EGS-Usercode DOSRZnrc für radialsymetrische Geometrien durchgeführt. Hierzu wurde das in den Experimenten verwendete 10x10cm^2 –Feld durch ein dosimetrisch äquivalentes zirkuläres Feld mit dem Radius von 5.58 cm ersetzt. Die Dosis im aktiven Volumen der Si-Diode und die entsprechende Wasserenergiedosis wurden mit den in den Experimenten verwendeten Energiespektren berechnet und hieraus ebenfalls das Ansprechvermögen D_{Si}/D_W bestimmt.

Ergebnisse: Das Ansprechvermögen der SFD-Diode ändert sich bei Energien im MeV-Bereich nur schwach mit der mittleren Photonenenergie, bei Verwendung der Röntgenspektren TH120 bis TH280 dagegen ist eine ausgeprägte Energieabhängigkeit zu beobachten: Für die Strahlungsqualitäten der niedrigsten mittleren Energien steigt das relative Ansprechvermögen auf mehr als das fünffache (Abb. 1), was für eine korrekte Bestimmung der Wasserenergiedosis berücksichtigt werden muss. Bereits das bisher verwendete, recht simple Monte-Carlo-Modell der SFD-Diode führt zu zufriedenstellenden Resultaten; die Abweichung von Experiment und Simulation ist <5% im Energiebereich unterhalb von 1 MeV und <1% im Bereich über 1MeV.

Zusammenfassung: Unsere ersten Resultate zeigen, dass eine Validierung der Monte-Carlo-Simulationen durch die experimentellen Resultate möglich ist. Die Reproduzierbarkeit der starken Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens im niederenergetischen Bereich deutet darauf hin, dass das Monte-Carlo-Modell auch bei höherenergetischen, therapierelevanten Spektren zuverlässige Resultate liefern sollte. Die Verfeinerung des Modells um den Einfluss von Zuleitungen und Abschirmmaterial, sowie die Betrachtung weiterer Dioden ist derzeit in Arbeit. Aufbauend auf den so gewonnen Grundlagen ist unser Ziel die Bestimmung von Korrekturfaktoren für die Dosimetrie kleiner Felder.

Literatur

[1] Asparadakis, M.M., et al., *Small Field MV Photon Dosimetry, IPEM Report 103.* Institute of Physics and Engineering in Medicine, IPEM, York, England, 2010.

[2] Eklund, K., Ahnesjö, A., *Modeling Silicon diode response factors for small photon fields.* Phys. Med. Biol. 55 (2010), 7411-7423.

[3] Ankerhold, U.: *Catalogue of X-ray spectra and their characteristic data – ISO and DIN radiation qualities, therapy and diagnostic radiation qualities, unfiltered X-ray spectra.* Physikalisch-Technische Bundesanstalt, PTB-Bericht Dos-34, Braunschweig, 2000.

Anhang 1

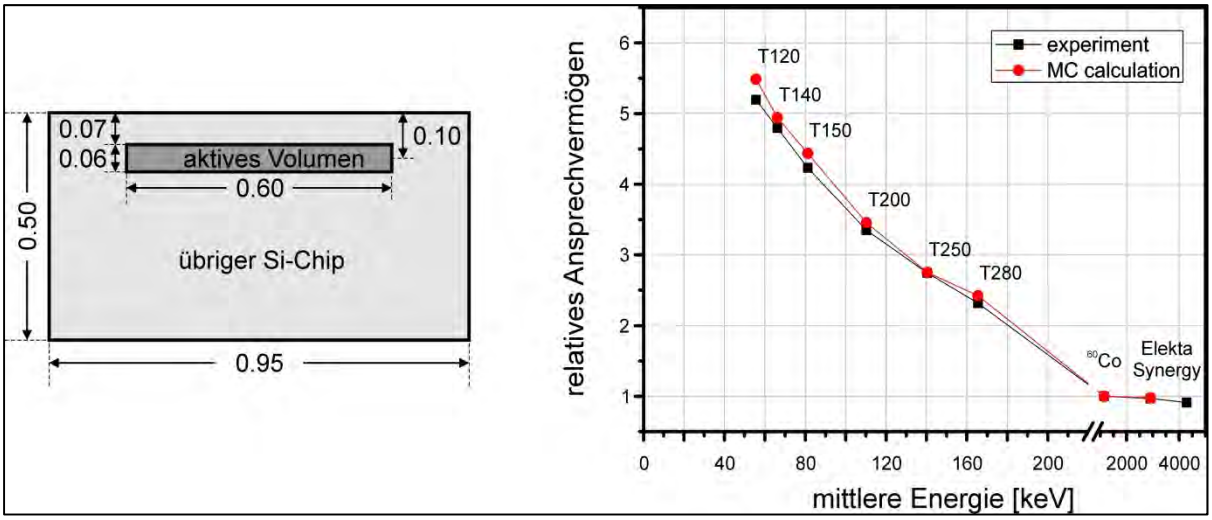


Abb.1: (links) Maßstabsgerechte Skizze der simulierten Chip-Geometrie (alle Abmessungen in mm). (rechts) Vergleich des experimentell und durch Monte-Carlo-Simulation ermittelten Ansprechvermögens D_{Si}/D_W als Funktion der mittleren Photonenenergie verschiedener Spektren unter Referenzbedingungen, normiert auf ^{60}Co-Strahlung (rel. Ansprechvermögen = 1).

P 25 High precision measurements of small fields by using liquid filled ionization chamber

F. Ic[1], S. Garbe[2]
[1]FH Aachen, Jülich, Deutschland
[2]Radiologische Klinik Universitätsklinikum Bonn, Strahlentherapie, Bonn, Deutschland

Introduction: In this work, a liquid ionization chamber is presented. The purpose of this study is to evaluate the accuracy of dose measurements for very small photon fields using a liquid filled ionization chamber for three linacs additionally a comparison with three established chambers and try to come up with a suitable beam quality correction factor for standard and nonstandard reference conditions. The liquid ionization chambers are designed to have high spatial resolution which it makes them good candidate for small field dosimetry, but it also brings some drawbacks such as recombination losses and volume effect.
Materials and Methods:
The chambers used for this investigation are a microLion (PTW, 31018), a PinPoint 3D (PTW, Type 31016), a Semiflex (PTW, Type 31013) and a Diode E (PTW, 60017). The three linear accelerators have been chosen for examination are Mevatron MD2 (Siemens), Novalis TX (Varian) and TomoTherapy Hi-Art II System (Accuray).
In this study the characteristics of beam profiles, output factors and depth dose curves of the detectors were studied. At each linear accelerator the measurements were performed in (60 x 45 x 30 cm³) MP3-T water tank. A 6MV photon beam has generated from TomoTherapy Hi-Art II, Novalis TX and Mevatron MD2.
At Mevatron MD2, the measurements for the output factors, beam profile and depth dose curves were performed from 1x1 cm^2 to 10x10 cm^2 field sizes at 10 cm depth in water for 6MV photon beam. At Novalis TX, the measurements were performed different field sizes (0.6x0.6, 1.2x1.2, 1.8x1.8, 2.4x2.4, 3x3, 3.6x.3.6, 4.2x4.2, 6x6, 8x8, 9x9, 10x10 cm^2) at 10 cm depth in water for 6MV. At TomoTherapy Hi-Art, the measurements were taken 1x1, 2.5x2.5 and 5x5 cm^2 square field sizes at 10 cm depth in water for 6MV photon beam. Correction factors accounting for the different beam alignments had been introduced.
In this work, the beam quality correction factor for microLion chamber was determined. The reference conditions for typical medical linear accelerators according to IEAE TRS-398 protocol which is a homogeneous 10 x 10 cm² nominal field size and the possibility to place a water phantom at a source-surface distance (SSD) of 100 cm, with measurements at 10 cm depth. Most of these conditions are not achievable in a TomoTherapy due to the absence of a field flattening filter, an existing gantry bore architecture and a field limited to 5 cm in the longitudinal direction. According to these circumstances, the reference conditions are defined as a 10 x 5 cm² field, SSD 0f 85 cm and 10 cm depth in a water phantom [1, Zeverino et al].

Results: For the 10 x 10 cm^2 field size, all the detectors determined at in- and cross plane profiles the beam width in between an intrinsic uncertainty of < 3%. For the profile sizes less than 3 x 3 cm^2, the microLion chamber provided more accurate beam width determination than the others. The output factors of microLion Chamber were slightly higher (about 5%) than the rest. For all types of detectors the characteristic square function behaviour is approved while output vs. field size is plotted. For the microLion chamber, the beam quality correction factors were calculated and represented in table 3.5. The correction factor for the microLion chamber at the Mevatron MD2 was obtained exactly as found in the literature: 1.0212 for Sang Hyoun Choi et al [2]. The correction factor at the Novalis TX was obtained with 2% error. The correction factor at the Tomotherapy was obtained less then as expected which it was obtained as 0.993 in the literature of Sterpin et al [3].

Conclusion: The results showed that the microLion chamber is more suitable for small field dosimetry, although elaborated correction factors need to be applied. Especially for the TomoTherapy when it's considered for non-flattened beam and simultaneous movement of the gantry and the treatment couch.

References
[1] Zeverino M, Agostinelli S, Pupillo F and Taccini G. Determination of the correction factors for different ionization chambers used for the calibration of the helical tomotherapy static beam. *Radiotherapy and Oncology* **100** 424-428, 2011.
[2] Choi S H, Kim C H, Huh H D, Kim K and Kim S. Determination of the Beam Quality Correction Factor kQ,Qo for the Chamber in a Clinical Photon Beam. *Journal of the Korean Physical Society*, Vol. 62, No. 1, 2013.
[3] Sterpin E, Mackie T R, Vynckier S. Monte Carlo computed machine-specific correction factors for reference dosimetry of TomoTherapy static beam for several ion chambers. *Med. Phys.* **39** (7), 2012.

Anhang 1

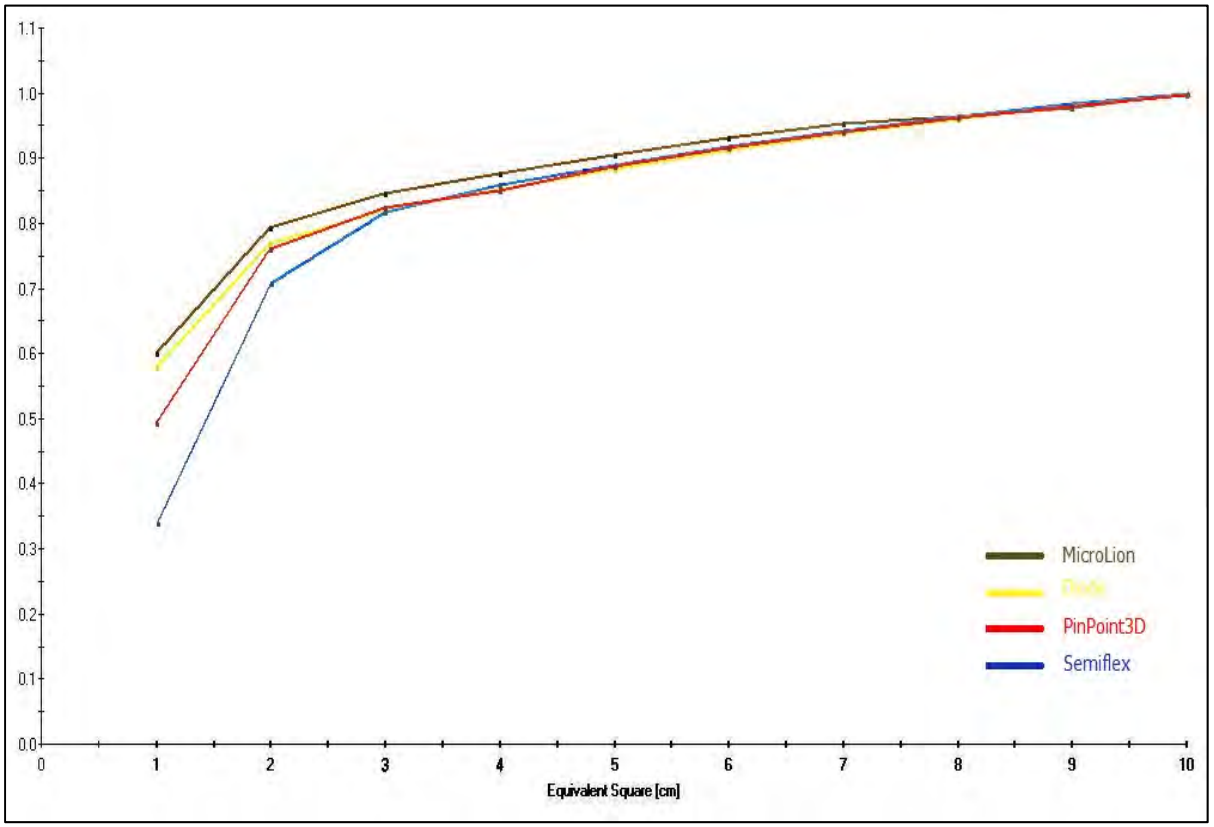


Abb. 1:Output Factors comparison of chambers at 6 MV for 1 x 1 cm … 10 x 10 cm field sizes

P 26 Herstellung eines tumorvergleichbaren Dosimetrie-Körpers mittels BANG Gel

A. Runz[1], E. Burkard[1], C. Karger[1], T. Moser[1]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum, E040, Heidelberg, Deutschland

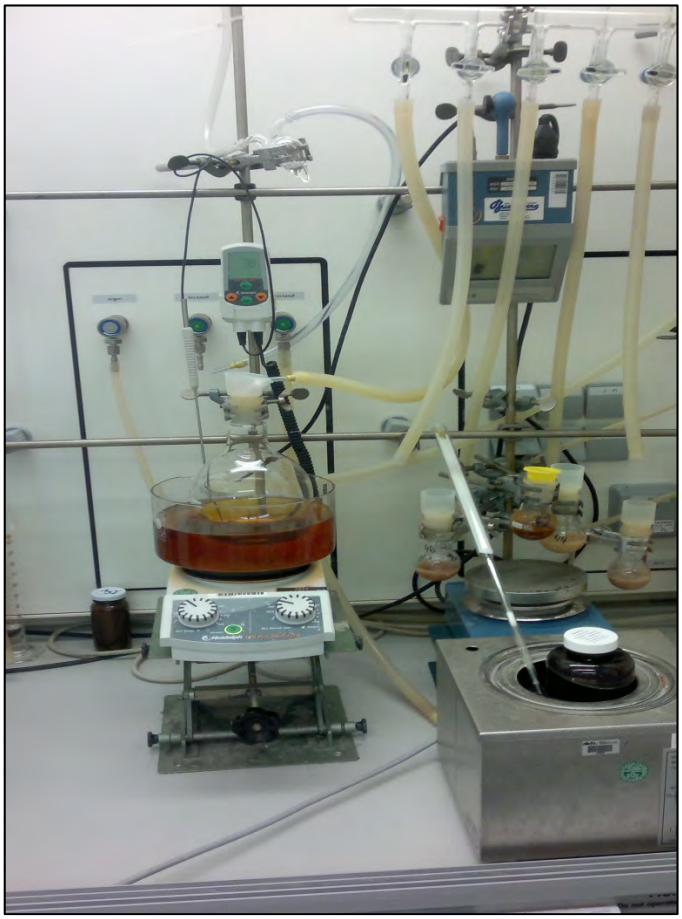
Fragestellungen: Für die Messung der Strahlendosis soll mit Dosimetrie Gel ein beweglicher Tumor dargestellt werden, der mittels CT geplant, anschließend am LINAC bestrahlt und mittels MRT ausgewertet werden soll.

Material und Methoden: Das verwendete BANG Gel (MGS Research, Inc. Madison, USA), welches durch Strahlung polymerisiert, wurde nach deren Arbeitsanweisung in einem chemischen Labor hergestellt. Als geeigneten Füllkörper wurden Ballonkatheder aus Silicon (Teleflex Medical GmbH, Kernen, Deutschland) ausgewählt. Für die Aufbewahrung des BANG Gel eigneten sich 50 ml Falcon Röhrchen (Eppendorf AG, Hamburg, Deutschland). In diesen Behältnissen lässt sich das Gel durch erwärmen auf 60°C wieder verflüssigen damit es weite verarbeitet werden kann. Um den Ballon des Katheters mit dem Dosimetrie Gel zu füllen musste dieser auf Grund des engen Leitungsquerschnittes im Gegenstromverfahren mit heißem Wasser kontinuierlich gespült werden, damit das Gel nicht in der Zuleitung erstarrt. Der gefüllte Katheter wurde am CT für eine Bestrahlungsplanung gescannt und nach der Planung am LINAC bestrahlt. Mittels MRT wurde die Relaxationszeit, die proportional zur Dosis ist, im Gel bestimmt.

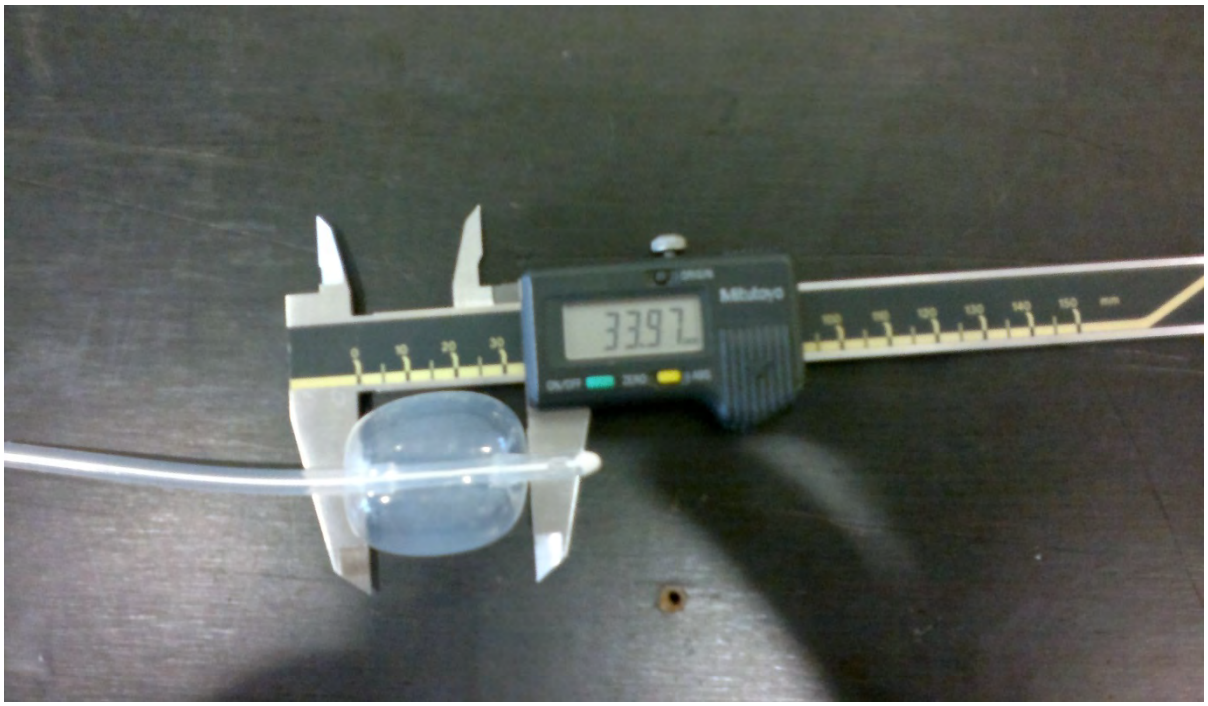
Ergebnisse: Die Herstellung des Dosimetrie Gels erwies sich als unkompliziert, wenn die in der Herstellungsanweisung beschriebenen Maßnahmen eingehalten werden, jedoch ist das Einbringen des Gels in den Katheter nicht einfach und bedarf einiger Übung. Das Gel selbst ist für die Dosimetrie Anwendung gut geeignet. Die Ballonkatheter sind für den Einsatz zur Tumordarstellung einsetzbar, haben aber einige Nachteile wie den engen Leitungsquerschnitt und können bei Gegendruck leicht platzen. Die applizierte Dosis wurde am MRT durch die Dichteänderung bestimmt und entsprach den Erwartungen.

Zusammenfassung: Die Methode einen Ballonkatheter, der mit BANG Gel zu füllen und damit eine Kontrolle des darauf berechneten Bestrahlungsplanes durchzuführen erwiest sich als gute Möglichkeit und bietet weitere Ansatzmöglichkeiten. Weiterführende Arbeiten sind angedacht und werden sich mit neuen Füllkörpern beschäftigen die in einem speziellen Brustphantom eingesetzt werden sollen

Anhang 1



Anhang 2



40. Dosimetrie II

P 27 Die Sensitivität eines NMR-Geldosimeters in Abhängigkeit vom magnetischen Feld

F. Rogge[1], V. Hormann[1], M. Liebmann[2,3], J. Assheuer[4], M. Günther[5], W. Dreher[6], H. Fischer[1]
[1]Universität Bremen, Fachbereich 01: Physik/Elektrotechnik (FB 01), Bremen, Deutschland
[2]Carl von Ossietzky Universität Oldenburg, Fakultät V - Mathematik und Naturwissenschaften, Oldenburg, Deutschland
[3]Pius-Hospital Oldenburg, Oldenburg, Deutschland
[4]Sternklinik, Offener MRT, Bremen, Deutschland
[5]MEVIS Fraunhofer, MR-Physik, Bremen, Deutschland
[6]Universität Bremen, Fachbereich 02: Biologie/Chemie (FB 02), Bremen, Deutschland

Fragestellungen: Die Feldstärkeabhängigkeit der transversalen Relaxationszeit T_2 mit unterschiedlichen Dosen bestrahlter nMAG Gele wurde untersucht. Aufgrund früherer eigener Untersuchungen mittels Erdfeld-NMR [1] wurde vermutet, dass die Sensitivität S des mit der Dosis D bestrahlten Gels

$$S = \frac{d}{dD}\frac{1}{T_2(D)}$$

mit abnehmendem magnetischen Feld zunimmt.

Material und Methoden: Bei dem verwendeten nMAG Gel handelt es sich um ein unter atmosphärischen Bedingungen hergestelltes NMR-Gel auf Methacrylsäurebasis, das in Röhrchen mit ca. 2cm Durchmesser luftdicht eingeschlossen wurde. Die Zusammensetzung und Herstellung wurde wie in [2] aufgeführt vorgenommen. Bestrahlt wurden zehn Gele im Bereich von 0Gy-5Gy mit Röntgenbremsstrahlung eines medizinischen Linearbeschleunigers. Die T_2-Messungen wurden im Erdfeld [3] bei ca. 50µT, im offenen MRT bei 0,3T, im MRT bei 3T und im NMR- Spektrometer bei 7T durchgeführt.

Ergebnisse: Bei allen Proben nahm die Relaxationszeit mit dem magnetischen Feld zu. Der Unterschied von Tief- zu Hochfeld lag dabei bei einem Faktor 2 für die Bestrahlungsdosis 1Gy und bei einem Faktor 1,5 für die Dosis 5Gy (Abb. 1). Der beobachtete Abfall bei 7T bedarf noch der Klärung. Die Sensitivität des untersuchten Gels war im Tieffeld doppelt so hoch wie im Hochfeld (Abb. 2).

Zusammenfassung: Die Ergebnisse zeigen eine erhöhte Sensitivität des NMR-Geldosimeters bei niedrigen magnetischen Feldern. Dadurch ergibt sich eine höhere Genauigkeit im Dosisbereich 1,5-2Gy (In-Vivo-Dosimetriebereich). Eine verbesserte Anwendbarkeit des nMAG Gels wird somit durch die Messung in einem Erdfeld-NMR-Gerät ermöglicht.

Literatur

[1] Bislich, O. et al.: NMR-Polymergeldosimetrie im Erdmagnetfeld, Dreiländer-Tagung Medizinphysik*, Hrsg. Fix M K, Manser P, Mini R,* (2007)
[2] De Deene, Y. et al.: The fundamental radiation properties of normoxic polymer gel dosimeters: a comparison between a methacrylic acid based gel and acrylamide based gels, Phys. Med. Biol., 51 653-673, (2006)
[3] Hormann, V. et al.: Characterization of Porous Materials by Magnetic Relaxometry in the Earth's Field, Appl. Magn. Reson., DOI: 10.1007/s00723-013-0449-7, (2013)

Anhang 1

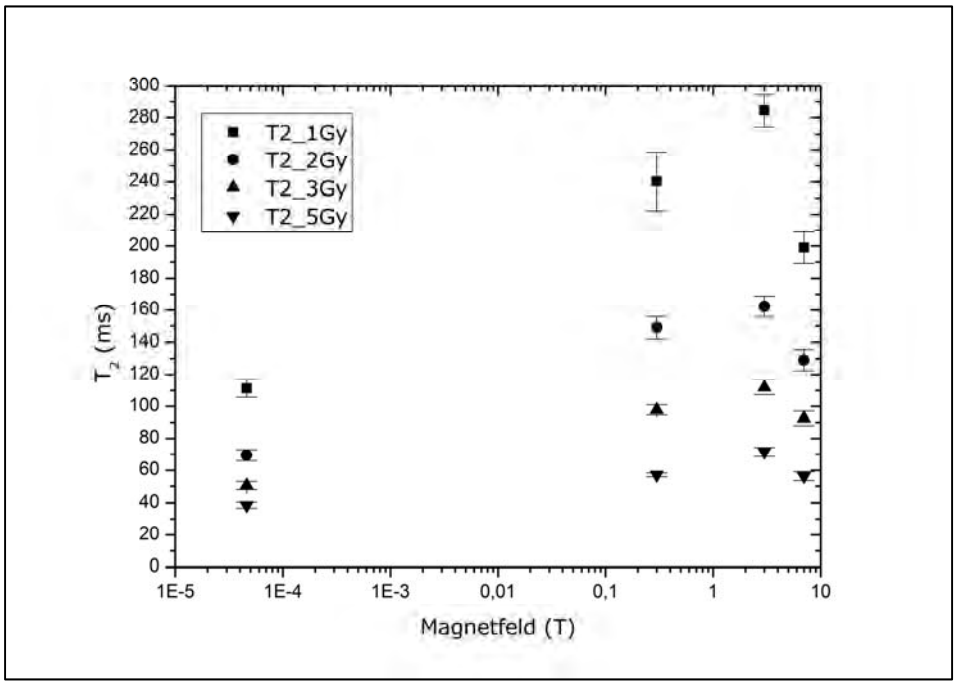


Abb.1: T2 von nMAG-Gelen in Abhängigkeit vom magn. Feld

Anhang 2

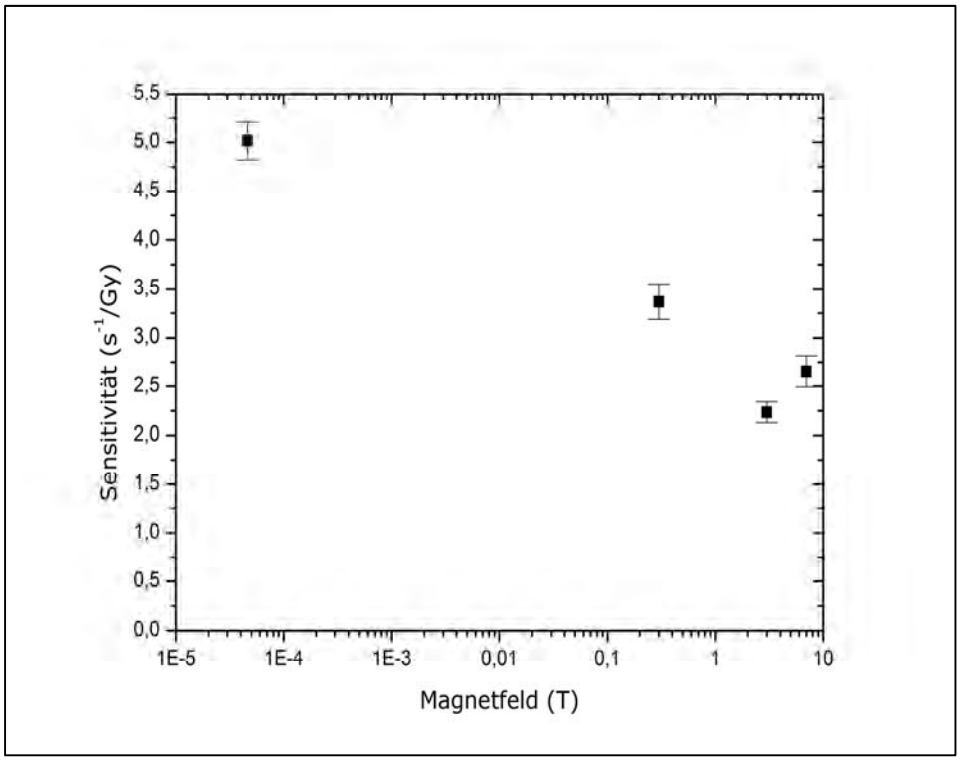


Abb.2: Sensitivität des Gels

P 28 VMAT Planverifikation für Prostata Pläne mit dem Octavius 4D System

T. S. Stelljes[1,2], H. K. Looe[1,2], D. Harder[3], K. Willborn[2], B. Poppe[1,2]
[1]C.v.O. Universität Oldenburg, AG Medizinische Strahlenphysik, Oldenburg, Deutschland
[2]Pius Hospital Oldenburg, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Oldenburg, Deutschland
[3]Georg August Universität, Medizinische Physik und Biophysik, Göttingen, Deutschland

Einleitung: Die Einführung von neuen intensitätsmodulierten Bestrahlungstechniken wie der Rotationsbestrahlung [1] stellt die dosimetrische Verifikation von Bestrahlungsplänen vor neue Herausforderungen. Durch die Vielzahl an Freiheitsgraden wie z.B. dynamische MLC Bewegungen, Gantrygeschwindigkeiten und Dosisraten reichen einfache planare Dosismessungen meist alleine nicht mehr aus. In dieser Arbeit wird die Anwendbarkeit des Octavius 4D Phantoms für die Planverifikation von VMAT Prostata Plänen in Verbindung mit dem Octavius 1000SRS und seven29 2D-Array (alle PTW-Freiburg, Freiburg) untersucht.

Material und Methoden: Das zylindrische Octavius 4D Phantom bietet die Möglichkeit die 2D-Arrays seven29 und 1000SRS in einem Einschub in das Phantom einzubringen. Das Phantom misst 16 cm im Durchmesser und 27 cm in der Länge. Über ein Inklinometer, welches an der Rotationsachse der Gantry angebracht wird richtet eine Rotationseinheit am Phantom die Messebene der Arrays immer senkrecht zum Strahlengang aus, um etwaige Richtungsabhängigkeiten vom Einstrahlwinkel auszuschließen. Die Messebene rotiert dabei isozentrisch. Während einer Messung werden zeitlich aufgelöst Profile mit den dazugehören Gantrywinkeln aufgezeichnet. Aus diesen Informationen und zusätzlich aufgenommenen Tiefendosisprofilen kann das Softwarepaket Verisoft 5.1 (PTW-Freiburg, Freiburg) zurückrechnen auf eine 3 dimensionale Dosisverteilung im Phantom. Diese auf einer Messung und Dosisextrapolation beruhende Dosisverteilung kann gegen eine berechnetet Dosisverteilung aus dem Planungssystem Oncentra Masterplan 4.2 mit Hilfe einer 3D Gamma Index Analyse verglichen werden.
Für erste Tests wurden mehrere Prostata VMAT Pläne an einem Elekta Synergy Beschleuniger mit einem 160 Lamellen Agility MLC mit dem Octavius 4D in Verbindung mit dem seven29 Array (27 x 27 cm² Messfläche) verifiziert. Ein weiterer Bestrahlungsplan für ein kleines Prostata Volumen wurde mit dem flüssigkeitsgefüllten 1000SRS Array (11 x 11 cm² Messfläche) im Octavius 4D verifiziert. Vor jeder Planverifikation wurde zur Kreuzkalibrierung des Systems gegen das Planungssystem ein statisches 10 x 10 cm² Feld mit 100 MU abgestrahlt. Alle Bestrahlungen wurden mit einer Photonenenergie von 6 MV durchgeführt.

Ergebnisse: In allen drei Fällen konnten über 90% der evaluierten Dosispunkte das Gamma-Kriterium von 3 % / 3 mm erfüllten und zeigten eine hohe Übereinstimmung der Octavius4D Dosisverteilungen aus dem Planungssystem und der Messung (siehe Abbildung 1). Die Auflösung der rekonstruierten 3D Dosisverteilung sollte zudem nicht die Auflösung des eingesetzen Arrays überschreiten (2,5 und 5 mm für das Octavius 1000SRS in der inneren 5 x 5 cm² bzw. äußeren Region und 1 cm für das seven29 Array), wenn Interpolationen in der Messebene vermieden werden sollen.

Zusammenfassung: Die ersten Untersuchungen zeigen, dass eine Verifikation von Rotationsbestrahlungen mit dem Octavius 4D möglich ist. Weitere Untersuchungen werden sich mit komplexeren Plänen sowie der Frage der Fehlerdetektierbarkeit beschäftigen.

Literatur
[1] Otto K. “Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc.” *Med. Phys.* **35**: 310-317 (2008)

Anhang 1

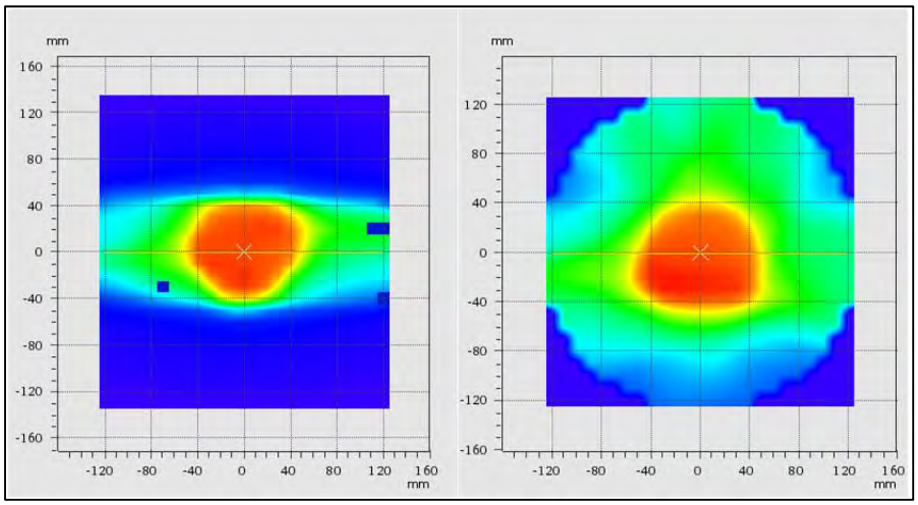


Abb. 4: Dosisprofil einer Octavius 4D Messung mit dem seven29 Array in der koronalen (links) und sagittalen (rechts) Isozentrumschicht eines VMAT Prostata Plans. Als blaue Quadrate sind Punkte gekennzeichnet, welche das Gamma Index Kriterium nicht erfüllen. Für diesen Plan erfüllten 97,2 % der evaluierten Dosispunkte das Gamma Index Kriterium von 3 % / 3mm für eine 3D Gamma Index Analyse. Dosispunkte unterhalb von 5 % der maximalen Dosis in einer Schicht wurden nicht berücksichtigt, wobei das 3 % Dosiskriterium auf die lokale Dosis bezogen wurde.

P 29 Untersuchung eines zwei-dimensionalen Ionisationskammer-Arrays für die Dosimetrie von Protonenstrahlen

T. S. Stelljes[1,2], M.-J. van Goethem[3], S. Brandenburg[4], D. Harder[5], K. Willborn[2], B. Poppe[1,2]
[1]C.v.O. Universität Oldenburg, AG Medizinische Strahlenphysik, Oldenburg, Deutschland
[2]Pius Hospital Oldenburg, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Oldenburg, Deutschland
[3]University of Groningen, University Medical Centre Groningen, Groningen, Niederlande, Niederlande
[4]University of Groningen, Kernfysisch Versneller Instituut, Groningen, Niederlande, Niederlande
[5]Georg August Universität, Medizinische Physik und Biophysik, Göttingen, Deutschland

Einleitung: Das Octavius 729 XDR Array (PTW-Freiburg, Freiburg) ist ein luftgefülltes Ionisationskammerarray, das für die Dosimetrie von Protonen- und Schwerionenstrahlung konzipiert ist. Der Aufbau des Arrays gleicht größtenteils dem des 2D-Arrays seven29 (PTW-Freiburg, Freiburg) [1]. Es ist aus 729 Ionisationskammern mit einem Detektorvolumen von 5 x 5 x 3 mm³ und einem Kammer zu Kammer Abstand von 10 mm aufgebaut, welche in einer 27 x 27 cm² Matrix gleichmäßig angeordnet sind.

Material und Methoden: Alle Messungen wurden am KVI (Rijksuniversiteit, Groningen – Niederlande) an einem 150 MeV doppelt gestreuten Protonenstrahl durchgeführt. Ein Wassertank mit variabler Tiefe von 10 bis 300 mm wurde für den Dosisaufbau direkt hinter dem Kollimatorsystem platziert. Die Stabilität, Linearität und Outputfaktoren des Arrays wurden mit kreisförmigen Kollimatoren mit 3, 5, 7 und 10 cm Durchmesser untersucht. Tiefendosisprofile wurden mit einer Farmerkammer 30010 (PTW-Freiburg, Freiburg) und dem 729 XDR Array aufgenommen, indem schrittweise die Tiefe des Wassertanks erhöht wurde.

Ergebnisse: Die Schwankungen des Messsignals bei aufeinander folgenden Bestrahlungen mit 0,4 Gy waren kleiner als 0,2 % nach einer Vorbestrahlung mit etwa 2 Gy. Für einen linearer Fit an die Messsignale des Ionisationskammerarrays bei steigender Anzahl der bestrahlten Monitoreinheiten wurde ein Bestimmtheitsmaß von $R^2=1$ bestimmt. Die Messung der Outputfaktoren für kreisförmige Felder wies kleine Variationen der gemessenen Dosis in Abhängigkeit der Feldgröße von maximal 1,2 % auf. Tiefendosisprofile, welche mit dem 729 XDR und einer Farmer Kammer aufgenommen wurden zeigten eine gute Übereinstimmung in der Region des Bragg Peaks, wobei die Dosis in der Aufbauregion durch das Array leicht unterschätzt wurde.

Zusammenfassung: Die ersten Messungen mit dem 729 XDR Array deuten auf eine zuverlässige und genaue Anwendbarkeit des Arrays innerhalb der Dosimetrie von Protonenstrahlen hin. Weitere Untersuchungen werden die Eigenschaften des Arrays noch genauer analysieren, insbesondere für die Verwendung bei intensitätsmodulierten Bestrahlungsplänen.

Literatur

[1] B. Poppe, A. Blechschmidt, A. Djouguela, “Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification,” *Med. Phys.* 33, 1005-1015 (2008).

Anhang 1

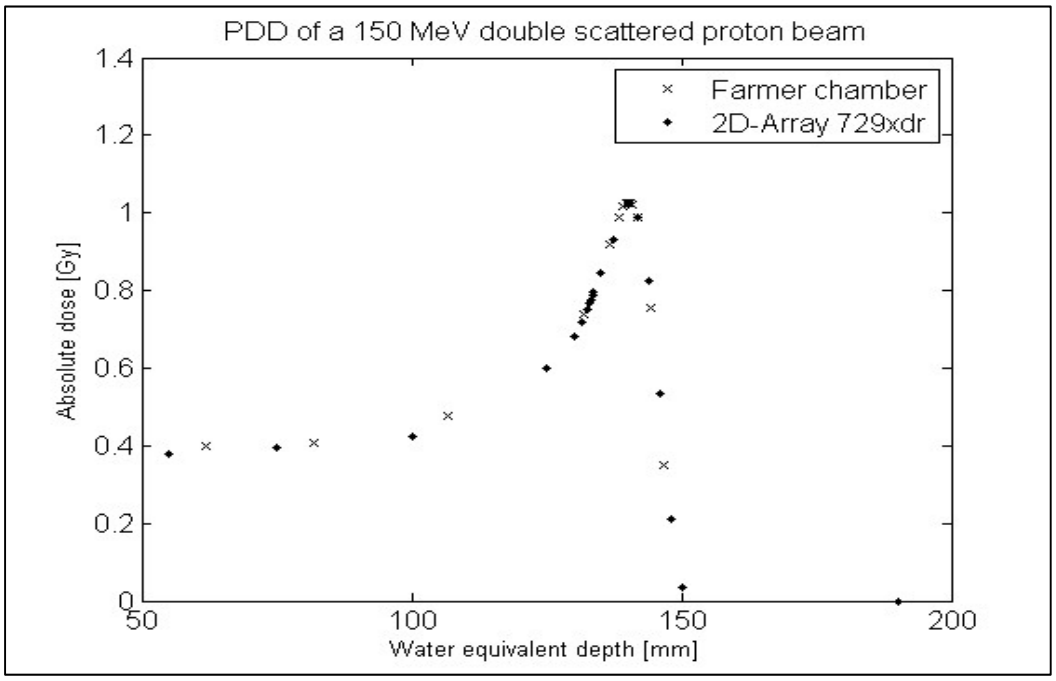


Abb.1: Tiefendosisprofil eines 150 MeV doppelt gestreuten Protonenstrahls gemessen mit einer Farmer Kammer 30010 und der zentralen Kammer des 729 XDR Arrays.

Anhang 2

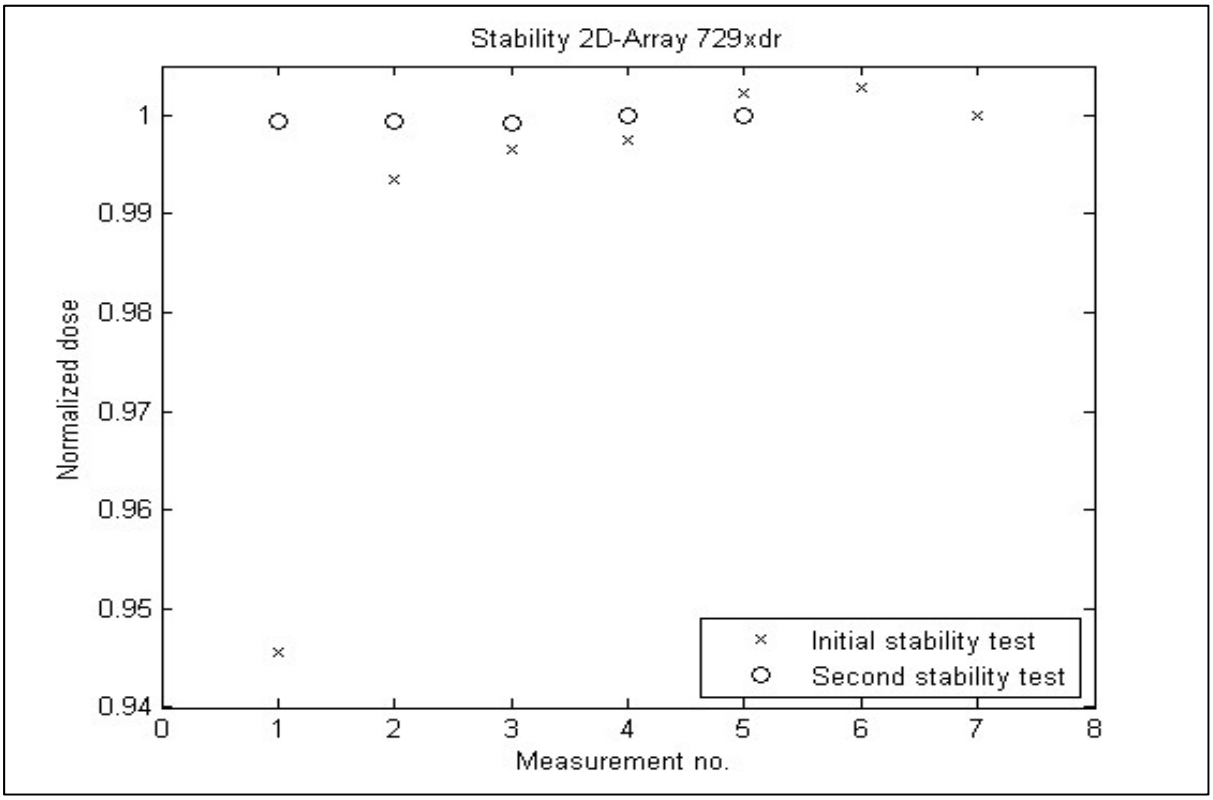


Abb. 5: Stabilität des 729 XDR Arrays bei aufeinander folgenden Bestrahlungen mit ca. 0,4 Gy ohne Vorbestrahlung (initial test) und mit Vorbestrahlung (second test). Nach einer Vorbestrahlung des Arrays mit 2 Gy wurde eine Stabilität des Messsignals von kleiner als 0,2 % gemessen.

P 30 Vergleich der Strahlungsexposition zweier Mammographiesysteme mittels Thermolumineszenz-Dosimetrie

M. Buchgeister[1], R. Leben[1], M. Roll[1], R. Juran[2]
[1]Beuth Hochschule für Technik Berlin, FB II, Berlin, Deutschland
[2]Institut: Charité Berlin Mitte, Institut für Radiologie, Berlin, Deutschland

Fragestellungen: Es existieren unterschiedliche Systeme zur digitalen Mammographie, deren Ziel die Minimierung der Strahlenexposition der Brust unter Beachtung der notwendigen radiologischen Bildqualität ist. Die Exposition der weiblichen Brust sollte daher für drei unterschiedlich große neuartige Phantome mittels Thermolumineszenzdosimetrie (TLD) an zwei Mammographieröntgensystemen mit unterschiedlichen digitalen Aufnahmesystemen (Vollfeld-Selendetektor, Fächerstrahl-Siliziumzeilendetektor) unter Anwendung der jeweiligen Belichtungsautomatik wie in der klinischen Routine aufgenommen, werden um daraus einen Vergleichsindikator für die jeweilige Strahlenexposition der Mamma abzuleiten.

Material und Methoden: Es wurden zwei Mammographieröntgensysteme mit Wolfram-Anode aber unterschiedlichen Detektorsystemen benutzt: a) Siemens Mammomat Novation DR mit Selendetektor und 0,05 mm Rh-Kantenfilter, b) Philips MicroDose L30 mit Siliziumzeilendetektor (Photonenzählung) und 0,5 mm Al-Filterung. Das Philips MicroDose besitzt eine gebogene Auflagefläche der Mamma, daher wurde als Phantommaterial ein weiches Superflabplattenmaterial aquaplast (Fa. Additec, Markt Indersdorf) in Dicken von 5 bzw. 10 mm benutzt. Daraus wurden drei quaderförmige Phantome der Größe a) 10x10x2 cm³, b) 15x15x4 cm³ und c) 20x20x6 cm³ gebildet. Vergleichsmessungen des Superflabplattenmaterials mit PMMA für Mammographiestrahlenqualitäten ergaben einen nur leicht kleineren Schwächungsfaktor. Zwischen den Schichten wurden in regelmäßigen Abständen hochempfindliche LiF(Mg,Cu,P)-TLDs (MCP-100D, Fa. TLD Poland, Krakau, Polen) geschützt in Carbonröhrchen eingebracht. Die TLD wurden mit 28 kV an einem Mammographiesystem Instrumentarium Alpha RT mit Mo-Röntgenröhre und 0,03 mm Mo-Filter in Luftkerma kalibriert. Eine Abweichung der gemessenen Dosis aufgrund der Energieabhängigkeit der relativen Empfindlichkeit des TLD-Materials für die in Abb. 1 dargestellten unterschiedlichen Spektren [1] der Mammographiesysteme und den interpolierten Angaben für MCP-100D aus einer Literaturreferenz der Herstellerfirma [2] wurde auf unter 10% zwischen den beiden Wolframspektren abgeschätzt. Die Dosiswerte wurden in jeder Schicht gemittelt und daraus die gesamte Organdosis bestimmt. Zusätzlich wurden in einer weiteren Aufnahmeserie 3x1 mm dicke Karbonfaserplatten von ca. 5x5 cm² als Inhomogenitäten eingebracht, um einen Einfluss der Belichtungsautomatik auf diese Dichteschwankungen zu untersuchen. Die Aufnahmen wurden von lokalen Mitarbeitern unter klinischen Routinebedingungen ausgeführt.

Ergebnisse: Für das Siemens Mammomat Novation DR ergaben sich folgende Organdosiswerte für die drei Phantome in Tab. 1:
Für das Philips MicroDose L30 ergaben sich folgende Organdosiswerte in Tab. 2:
Die eingefügten Karbonfaserplatten ergaben nur wenig veränderte Organdosiswerte.
Für das Siemens Mammomat Novation DR konnte eine überwiegend sehr gute Übereinstimmung der gemessenen Organdosis mit den Angaben im DICOM-Header gefunden werden. Das Philips MicroDose L30 erstellte die Aufnahmen an den identischen Phantomen mit signifikant geringerer Organdosis, wobei im Rahmen dieser Untersuchung die jeweilige Bildqualität nicht verglichen wurde, da beides Systeme aus dem klinischen Routineeinsatz waren. Das MicroDose System benötigte für die Aufnahmen aus diesen Messungen zwar rund ein Drittel weniger Dosis, allerdings nicht in Übereinstimmung mit den Angaben im DICOM-Header zu den Aufnahmen. Diese lagen um bis zu einem Faktor 1,4 unter den gemessenen Werten und damit außerhalb der Korrektur für die Energieabhängigkeit des TLD-Materials für die unterschiedlichen Wolframspektren. Die Angabe eines deutlich geringeren Strom-Zeit-Produkts aus dem DICOM-Header für das Philips MicroDose System kann mit dem Fächerstrahlverfahren begründet sein, da hier das Gewebe nur kurzzeitig vom direkten Röntgenstrahl erfasst wird.

Zusammenfassung: Die gute Übereinstimmung der Organdosis für das Siemens System legt den Schluss nahe, dass die angewendete Messmethode mit TLDs und diesem weichen Phantommaterial grundsätzlich den Vergleich der Organdosis zwischen den Systemen erlaubt. Die Unterschiede der gemessenen Organdosis des MicroDose zu den Angaben des Geräts ist Gegenstand weiterer Untersuchung.

Literatur

[1] Siemens X-ray toolbox, aufgerufen am 25.4.2013: https://w9.siemens.com/cms/oemproducts/Home/X-rayToolbox/spektrum/Pages/Default.aspx
[2] Bilski, P.: Lithium Fluoride: From LiF:Mg,Ti To LiF:Mg,Cu,P, Radiation Protection Dosimetry, 100, (2002),S. 199-206.

Anhang 1

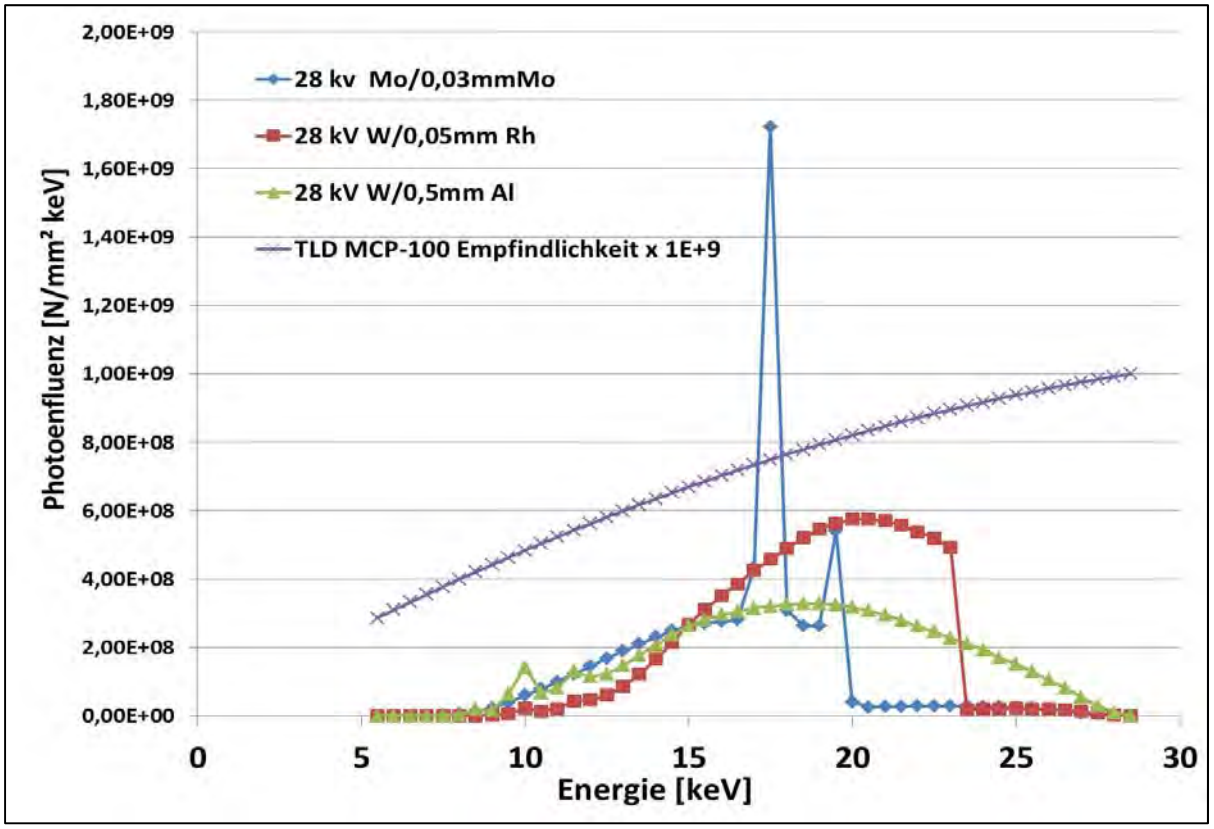


Abb.1: Vergleich der spektralen Photonenfluenz der verwendeten Mammographiesysteme für 28 kV und der jeweiligen Filterung berechnet aus [1] für jeweils 1 Gy Luftkerma. Eingetragen ist auch die relative Empfindlichkeit von TLD MCP-100 in diesem Energiebereich x 1E+9 zur gleichen Skalierung wie die Teilchenfluenzen.

Anhang 2

Phantom:	**Klein:** 10x10x2 cm³	**Mittel:** 15x15x4 cm³	**Gross:** 20x20x6 cm³
Hochspannung [kV]	27	28	30
Strom-Zeit-Produkt [mAs]	25	51	95
Gemittelte TLD-Dosis [mSv]	0,64	0,91	1,54
Organdosis aus DICOM-Header [mSv]	0,50	0,89	1,50

Tab. 1: Elektrische Aufnahmeparameter und Organdosiswerte für das Siemens Mammomat Novation DR.

Anhang 3

Phantom:	**Klein:** 10x10x2 cm³	**Mittel:** 15x15x4 cm³	**Gross:** 20x20x6 cm³
Hochspannung [kV]	26	29	32
Strom-Zeit-Produkt [mAs]	8	10	16
Gemittelte TLD-Dosis [mSv]	0,44	0,60	0,99
Organdosis aus DICOM-Header [mSv]	0,31	0,36	0,71

Tab. 2: Elektrische Aufnahmeparameter und Organdosiswerte für das Philips MicroDose L30.

P 31 An experimental method for IMRT treatment plan verification using an a-Si EPID system

M. Saboori[1], M. Schmidt[1], M. Mohammadi[2], C. Bert[1], R. Müller[1]
[1]Uniklinik Erlangen, Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland
[2]Royal Adelaide Hospital, Department of Medical Physics, Adelaide, Australien

Introduction: The purpose of this study is to develop anapplicablemodel to verify transit doses forIMRT treatment. Based on experimental data, this model is able to check the calculated portal doses by corresponding EPID (Electronic Portal Imaging Device) measurements.

Material and Methods: A commercial Treatment Planning System (TPS) was utilized to model the 2D transit doseswhich can be measured using an EPID. Two sets of phantoms, a homogeneous PMMA phantom and a pelvic anthropomorphic phantom, were scanned with computed tomography (CT) and imported into the planning system.
To use the EPID system as dosimetry device, the presetting imaging correction filters were removed from all images by employing flood field images. Portal images of several rectangular field sizes at different phantom thicknesses were obtained to correct the field size dependency of the EPID detector. The EPID system is constructed from high-Z materials which leads to over response in the lower energies of the beam spectrum. To correct this effect, an empirical algorithm was developed. The field size dependence of the EPID was correctedby modifying the Sterling formula for irregular IMRT fields.
A two dimensional array of ionization chambers (Matrixx by IBA) was used as reference for dose calibration of the EPID portal images at a specific depth. 23 IMRT fields were delivered through the homogeneous and the pelvic phantom. The 2D EPID dose profiles and correlative calculated dose distributions in the TPS were compared using an in-house gamma evaluation tool.

Result: The Gamma analysis was used for comparison of predicted and measured dose maps. Results showed that approximately more than 94% of the points in the dose maps of IMRT fields were in agreement with a 4% dose and 4 mm distance criteria.
Summery & discussion:
Our feasibility data suggest that EPID-systems can be used for dose verification in IMRT treatments in a fast and simple way.

P 32 Bestimmung der effektiven Dosis bei DXA Untersuchungen mittels TLD-Messungen

M. Lüpke[1], G. Diekhaus[2], G. Stamm[2], L. D. Berthold[2], H. Seifert[1]
[1]Tierärztliche Hochschule Hannover, Allgemeine Radiologie und Medizinische Physik, Hannover, Deutschland
[2]Medizinische Hochschule Hannover, Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Hannover, Deutschland

Fragestellungen: DXA (Dual-energy X-ray absorptiometry) Untersuchungen der Lendenwirbelsäule (LWS) ermöglichen eine schnelle Bestimmung der Knochendichte. Weiterhin lässt sich mit Ganzkörperuntersuchungen die Körperzusammensetzung (Fett, Knochen, Rest) bestimmen. Beide Untersuchungen führen nach Angaben der Hersteller nur zu geringen Strahlungsexpositionen. Da diese Untersuchungen auch bei Kindern durchgeführt werden, sollten die Herstellerangaben zur effektiven Dosis bei Ganzkörperscans und LWS-Untersuchungen messtechnisch überprüft werden. Dazu wurden Dosisverteilungen in einem Aldersonphantom mit Thermolumineszenzdosimetern (TLD) gemessen. Es wurde ein Verfahren entwickelt, mit dessen Hilfe sich aus gemessenen Dosisverteilungen die effektiven Dosen gemäß Röntgenverordnung [1] bzw. ICRP [2] berechnen lassen.

Material und Methoden: ***TLD-Messungen im Aldersonphantom***
Es wurden stäbchenförmige Thermolumineszenzdosimeter (TLD) des Typs TLD-100H (Thermo) mit den Abmessungen von ca. 1 mm Durchmesser und 6 mm Länge verwendet. Vor der Bestrahlung wurde jedes TLD in eine nummerierte PMMA-Hülse verpackt, deren äußere Abmessungen den Bohrungen im Aldersonphantom entsprachen. Die bestrahlten TLD wurden mit einem TLD-Reader vom Typ 5500 (Thermo) ausgewertet. Die Kalibrierung wurde mit einem Irradiator (Modell 2210, Thermo) durchgeführt. Die Referenzdosismessungen erfolgten mit einer zylindrischen 1 cm³ Flach-Ionisationskammer des Typs 77334 (PTW Freiburg) und einem Dosismessgerät vom Typ Unidos (PTW Freiburg).
Für die Untersuchungen wurde ein extremitätenloses Aldersonphantom verwendet. Die laterale Dosisverteilung wurde in Scheibe 25 (enthält LWK 3) und Scheibe 17 (Mitte der Lunge) des Aldersonphantoms gemessen, s. Abb. 1. In jeder Scheibe befanden sich bis zu 44 TLD. Es wurde jeweils ein Protokoll für die Untersuchung der LWS bzw. des Ganzkörpers verwendet. Die DXA-Untersuchungen wurden mit einem Lunar iDXA (General Electric) durchgeführt.
Zur Messung der Dosisverteilung in cranio-caudaler Richtung wurden die Scheiben 20 bis 29 mit jeweils 5 TLD lateral von der Wirbelsäule in posterior-anteriorer Richtung bestückt. Für eine Messung wurde jedes Protokoll zehnmal hintereinander durchgeführt, um eine ausreichende Dosis auf den TLD zu erhalten. Jede Messung wurde dreimal wiederholt.
Nach dem Auslesen der TLD wurde zunächst die Dosis für jedes TLD bestimmt und dann die Dosisverteilung innerhalb der jeweiligen Scheibe berechnet. Als Interpolationsverfahren wurde die Methode nach Shepard verwendet. Nach demselben Verfahren wurde auch die Dosisverteilung in cranio-caudaler Richtung berechnet. Da bei den Ganzkörperuntersuchungen auch die Arme eines Patienten Strahlung ausgesetzt werden, wurde die Dosisverteilung in lateraler Richtung extrapoliert, wobei die distalen Werte als konstant angenommen wurden. Um die Dosis in den anderen Scheiben des Phantoms festzulegen, wurden im Bereich der Lungen die Dosisverteilung von Scheibe 17, für den restlichen Körper die in Scheibe 25 berechnete Dosisverteilung verwendet.
Bestimmung der effektiven Dosis
Die Dosisverteilungen wurden in das Programm Amira (VSG, Mérignac Cedex, Frankreich) importiert und in ein dreidimensionales Skalarfeld umgerechnet, das die räumliche Verteilung der Dosiswerte wieder gibt. Dieses Skalarfeld (Voxelgröße 1 x 1 x 1 mm³) wurde mit Hilfe von Translations- und Rotationsbewegungen so verschoben, dass es sich in räumlicher Übereinstimmung mit dem CT-Datensatz (Voxelgröße 0,78 x 0,78 x 2 mm³) des Aldersonphantoms befand, s. Abb. 2.
Für die Berechnung der Organdosen wurden ein männliches und ein weibliches Voxelphantom verwendet (ICRP 110) und diese auf das Aldersonphantom entsprechend registriert. Die Registrierung wurde manuell durch Translations-, Rotations- und Skalierungsoperationen durchgeführt. Als Orientierung diente das Skelett der jeweiligen Phantome, s. Abb. 3.

Nach der Positionierung der Voxelphantome wurde für jedes Organ/Gewebe der Voxelphantome die zugehörige Organdosis bestimmt. Die Organdosis ließ sich dadurch berechnen, dass das Zentrum jedes Voxels der Dosisverteilung innerhalb genau eines Organ/Gewebe-Voxels liegt. Die Organdosis ergab sich daher als Mittelwert aller Dosiswerte innerhalb eines Organs/Gewebes.

Da die Voxelphantome in mehr Organe bzw. Gewebe segmentiert sind, als für die Berechnung der effektiven Dosis gemäß RöV (RöV) bzw. ICRP (ICRP 103) notwendig sind, wurden die Dosiswerte der entsprechenden Organ- bzw. Gewebeteile zu einem volumengewichteten Mittelwert der Organdosis zusammengefasst.

$$D_{Organ} = \frac{\sum D_i \cdot V_i}{\sum V_i}$$

D_{Organ} : Organdosis, Volumengewichteter Mittelwert der Dosiswerte der Segmente eines Organs
V_i : Volumina der Segmente eines Organs
D_i : Dosiswerte der der Segmente eines Organs
Aus den Organdosen und den zugehörigen Gewebewichtungsfaktoren nach RöV bzw. ICRP 103 wurden die effektiven Dosen berechnet.

Ergebnisse: Die Messwerte der TLD lagen in einem Bereich zwischen 1 und 2500 µGy. Die Wiederholungsmessungen zeigten, dass die Messwerte gut reproduzierbar waren. Durch die Überlagerung der berechneten Dosisverteilungen mit den jeweiligen Voxelphantomen, konnten allen segmentierten Bereichen (ca. 140) der beiden Phantome Dosiswerte zugeordnet werden, s. Abb. 4, so dass alle für die effektive Dosis notwendigen Organdosen berechnet werden konnten.
Aus den Organdosen, die sich für jedes Voxelphantom ergaben, wurden die effektiven Dosen berechnet, und zwar für das männliche, als auch das weibliche Phantom für beide Untersuchungsarten (LWS und Ganzkörper), s. Tab. 1. Die Berechnungen der effektiven Dosen gemäß RöV bzw. ICRP 103 führten nur zu geringen Unterschieden.

Zusammenfassung: Mit dem vorgestellten Verfahren lassen sich Organdosen und damit auch effektive Dosen aus Messwerten bestimmen, ohne Monte-Carlo-Verfahren benutzen zu müssen. Ein Vergleich dieses Verfahrens mit Monte-Carlo-Rechnungen soll noch durchgeführt werden. Die hier bestimmten effektiven Dosen stimmen sehr gut mit den Angaben der Hersteller für das hier untersuchte Gerät überein. Auch wenn die Berechnungen der Dosen für Kinder noch ausstehen, ist zu erwarten, dass auch für Kinder die Strahlenexposition bei DXA-Untersuchungen gering sein dürfte.

Literatur

[1] Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen, 2011.
[2] ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.ICRP Publication 103.
[3] ICRP, 2009. Adult Reference Computational Phantoms ICRP Publication 110.

Anhang 1

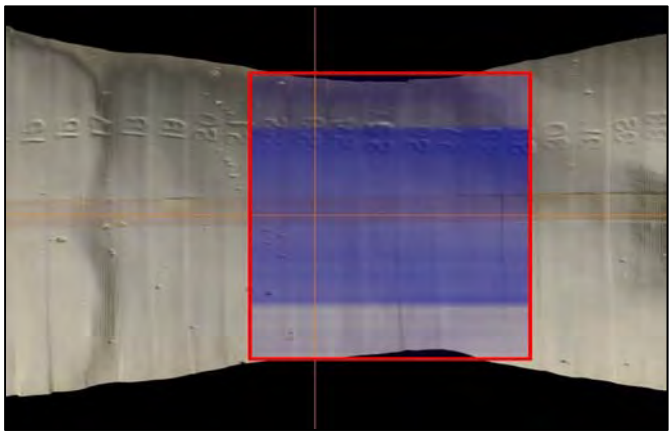


*Abb.1: Aufsicht auf Aldersonphantom, Rot markiert: Bereich der berechneten Dosisverteilung für die LWS-Untersuchung. Dunkelblau: Strahlungsfeld LWS-Untersuchung.**Auswertung***

Anhang 2

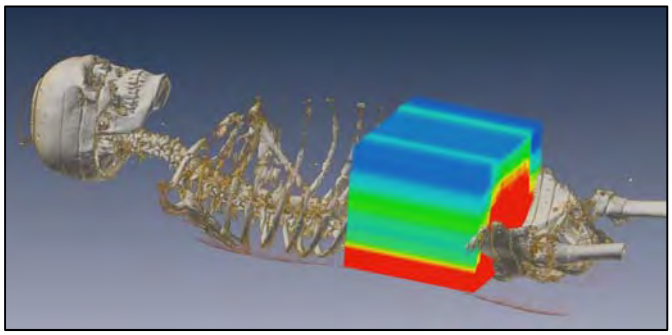


Abb.2: 3D-Darstellung des Bereichs der berechneten Dosisverteilung für die LWS-Untersuchung in Relation zum Aldersonphantom (Skelettdarstellung).

Anhang 3



Abb.3: Überlagerung des Skeletts des Aldersonphantoms (grau) mit dem weiblichen Voxelphantom (weiß).

Anhang 4

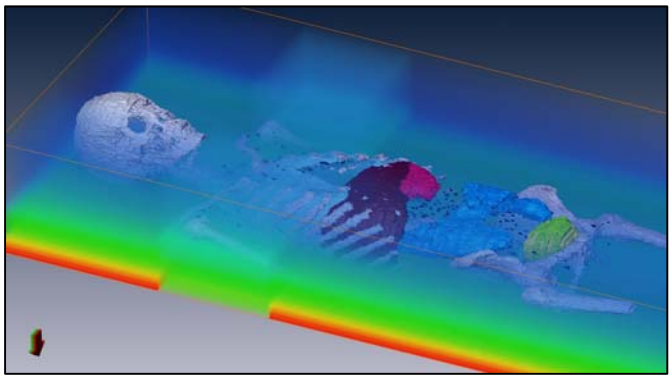


Abb.4: 3D-Darstellung des Bereichs der berechneten Dosisverteilung (rot: hohe Dosis, blau: niedrige Dosis) für die Ganzkörperuntersuchung in Relation zum Voxelphantom. Dargestellt sind Teile des Skeletts (weiß), Lunge, Leber, Magen, Colon, Blase und Lymphknoten. Im Bereich der Lunge ist die Dosisverteilung in Scheibe 17, für den restlichen Körper die in Scheibe 25 berechnete dargestellt.

Anhang 5

Phantom, Untersuchung	Effektive Dosis [µSv] RöV	Effektive Dosis [µSv] ICRP 103	Effektive Dosis [µSv] Herstellerangabe
Mann, LWS	5,6	6,4	10
Frau, LWS	8,5	9,5	10
Mann, Ganzkörper	0,88	0,89	1
Frau, Ganzkörper	0,97	0,91	1

Tab. 1: Effektive Dosen getrennt nach Mann und Frau, sowie Untersuchungsarten. Die Berechnungen erfolgten mit den Gewebewichtungsfaktoren aus RöV und ICRP 103.

P 33 Validierung eines neuen 4D-Phantoms für die Qualitätssicherung in der Strahlentherapie

N. Escobar-Corral[1], H. Arenbeck [2], G. Hürtgen [1], C. Bornemann[1], A. Schmachtenberg[1], A. Stahl[3], M. J. Eble[1]
[1]Uniklinik RWTH Aachen, Klinik für Radioonkologie und Strahlentherapie, Aachen, Deutschland
[2]RWTH Aachen, Institut für Regelungstechnik , Aachen, Deutschland
[3]RWTH Aachen, III. Physikalisches Institut B, Aachen, Deutschland

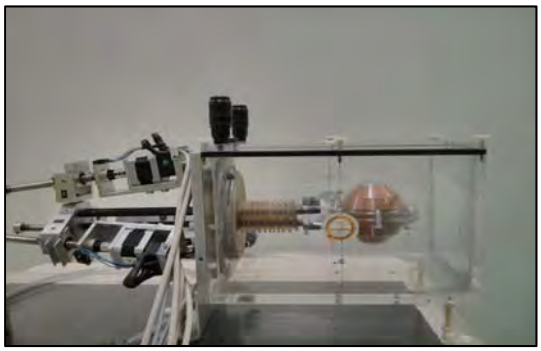
Fragestellungen: Moderne Techniken in der Strahlentherapie, wie intensitätsmodulierte *Strahlentherapie (*IMRT) oder stereotaktische *Strahlentherapie (*STX), erreichen eine sehr konformale Bestrahlung des Zielvolumens durch die Anwendung kleiner Felder. Damit wird eine Steigung in der zu applizierender Dosis möglich. In diesem Kontext ist die Berücksichtigung der Bewegung eines Zielvolumens bei der Dosisapplikation sehr wichtig. Für eine ausführliche Validierung dieser neuen Techniken werden Phantome mit beweglichen Strukturen gebraucht.
Übergeordnetes Ziel des Projektes ist die systematische Untersuchung des Bewegungseinflusses auf die Dosisapplikation während der Bestrahlung. Dafür wurde ein geeignetes Phantom entwickelt. In dieser Arbeit werden die Ergebnisse der ersten Dosismessungen unter Bewegung mit dem neuen Phantom vorgestellt.

Material und Methoden: Im Rahmen einer Kooperation wurde ein robotergestütztes Phantom entwickelt, das beispielsweiße ermöglicht, die Atembewegung eines Patienten während der Bestrahlung zu simulieren und die dabei deponierte Energie in einer bewegten Struktur zu messen. Das Phantom besteht aus einem mit Wasser gefüllten Glasgefäß, in dem sich das Target befindet (Abb. 1). Das Target ist die innere von zwei konzentrischen Kugeln. Die äußere davon besteht aus lungenäquivalentem Material und die innere aus tumoräquivalentem Material (Abb. 2). Die Kugeln sind über drei Motoren gesteuert, die die Bewegung in allen translatorischen Freiheitsgraden mit einer Genauigkeit im Submillimeterbereich erlauben. Die Kugeln sind in Schichten geschnitten, zwischen denen Filme positioniert werden können. Insgesamt kann in fünf verschiedenen Tiefen gleichzeitig gemessen werden.
Für die Validierng des Phantoms wurden einerseits CT-Aufnahmen gemacht und anderseits wurde statisch und unter Bewegung bestrahlt. Als Bewegungsmuster wurden die Funktionen cos und $\cos^4$ ausgewählt. Bei derselben bestrahlten Geometrie wurde die Dosisverteilung für die statischen Fälle mit einem Planungssystem berechnet. Berechnete und gemessene Dosisverteilungen wurden anhand des Gamma-Index-Kriteriums verglichen.

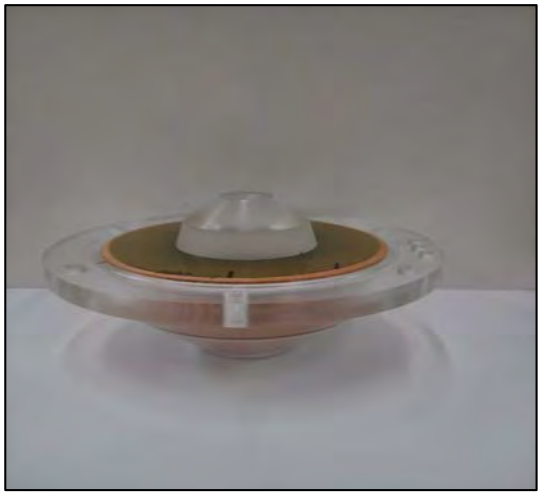
Ergebnisse: Die erste Validierung des Phantoms wurde mithilfe der CT-Aufnahmen anhand der Dichtwerte der verschiedenen Materialien gemacht. Die Materialien der Kugeln stimmen sehr gut mit der entsprechenden Lungen- und Tumordichte überein.
Anschließend wurde die aus dem Planungssystem exportierte Dosisverteilung für den statischen Fall mit der entsprechenden, gemessenen Dosisverteilung verglichen. Als Vergleichskriterium wurde das Gamma-Index-Kriterium (3% / 3mm) verwendet. Alle ausgewerteten Film-Dosisverteilungen stimmen mit den berechneten Dosisverteilungen des Planungssystems in mehr als 99% der Punkte überein.
Andererseits wurden statische und bewegte Messungen verglichen. Die Dosisverteilungen bewegter Fälle zeigen das typische Dosisverschmierung. Zur weiteren Auswertung wurden Dosisquerprofile in verschiedenen Tiefen verglichen. In Abb. 3 sind Dosisquerprofile für die Messungen der mittleren Schicht mit der Bewegungsfunktion $\cos^4$ für verschiedene Amplituden dargestellt.

Zusammenfassung: Die CT-Aufnahme zeigt, dass das Phantom für die Simulation von Tumoren in der Lunge geeignet ist, da die Dichten der Materialien den Werten in der Realität entsprechen. Der Dosisvergleich des statischen Falls zeigt, dass wir ein funktionsfähiges, dosimetrisches Messsystem haben. Die Möglichkeit die Atembewegung im Phantom zu simulieren, ermöglicht uns die Untersuchung des Bewegungseinflusses mit hoher Genauigkeit, um z. B. verschiedene Marginkonzepte zu evaluieren. Qualitätschecks von 4D-Techniken sind mit diesem neuen Phantom möglich und werden in Zukunft entwickelt.

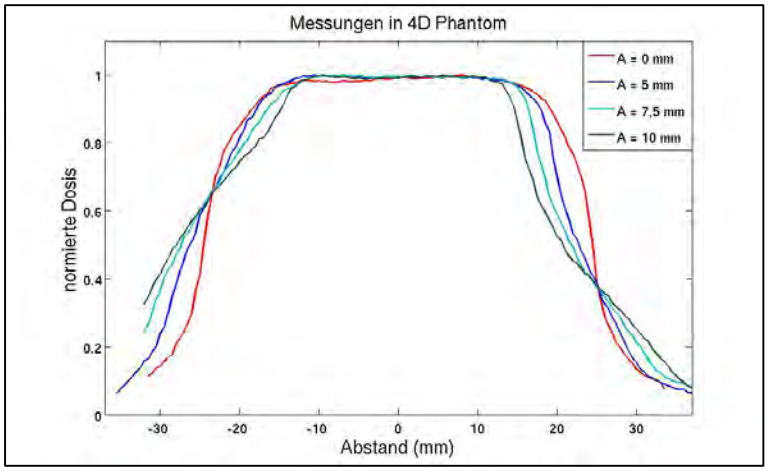
Anhang 1



Anhang 2



Anhang 3



P 34 Evaluation of multichannel vs. single channel film dosimetry methods in absorbed dose estimation using radiochromic films and different QA software packages

M. Ghorbanpour[1], S. M. Hashemi[1], Z. Eroglu[1], H. Gottschlag[1], I. Simiantonakis[1]
[1]Uniklinik, Strahlentherapie, Düsseldorf, Deutschland

Introduction: This study evaluates the accuracy of multichannel vs. single channel film dosimetry methods in estimation of absorbed dose in clinical dosimetry using EBT2&3 films and the clinical application of OmniPro-I'mRT and FilmQA™Pro data analysis software utilizing these methods.

Materials and Methods: Radiochromic films Gafchromic EBT2 (Lot#A04141003BB) and EBT3 (Lot#A01241201) (Ashland, New Jersey, USA) were exposed to 6 MV photon beam at doses up to 7 Gy of a TrueBeamSTx linac (Varian, USA). OmniPro-I'mRT (IBA dosimetry, Schwarzenbruck, Germany) and FilmQA™Pro (Ashland, New Jersey, USA) software were used to analyze dosimetric data. Absorbed dose determination with traditional single (red) channel dosimetry was performed using OmniPro-I'mRT software. Multichannel dosimetry method [1] combined with one-scan-protocol [2] was performed using recently released FilmQA™Pro software. This new method enables to remove disturbance dose and artifacts from film image. Particularly in this method, dose-map-analysis, uniformity-map-analysis and consistency-map-analysis are utilized for net-dose-result, removed-error and remaining-error-analysis of film image respectively. Two calibration tables were produced. First table with four data points (three doses plus unexposed film) used in both FilmQA™Pro and OmniPro-I'mRT and the second table with ten data points (nine doses plus unexposed film) used only in OmniPro-I'mRT. The effect of dose-point-numbers of a calibration table on the dosimetry result of OmniPro-I'mRT was investigated. Each film slice was scanned in the center of the flatbed scanner Perfection V750 Pro (Epson, Nagano, Japan) in 48 colors at special resolution of 72 dpi. A region of interest (ROI) of 3 × 3 cm^2 at the field center was selected to obtain the mean dose. 0.3 cm^3 rigid stem chamber Type 23332 (PTW, Freiburg, Germany) was used for calibration measurement and reference dose determination. To measure reference absorbed dose ion chamber was positioned in 5 cm depth of RW3 slab phantom (PTW, Freiburg, Germany) and exposed to 200 MU at SAD 100 cm in 10 x10 cm^2 filled size. A 5 mm thick glass plate was partially put on films during the scans for film flatness. This was also performed to examine the effect of film flatness on absorbed dose resulted by single channel dosimetry with OmniPro-I'mRT.

Results: In multichannel dosimetry method performed on EBT2 in FilmQA™Pro software the average dose of 1.997 Gy was resulted by dose-map-analysis in all channels (red, green and blue) with the standard deviation (1 std.) of 4.7 cGy. It was observed that this dose value deviates 0.1% from reference dose value (2 Gy). Uniformity-map analysis has delivered ±1.1% deviation from value of 100%. 2.5 cGy dose error was observed by consistency-map-analysis on film image. In case of multichannel analysis of EBT3 it was seen the average dose of 1.978 Gy was calculated by dose-map-analysis in all channels with the std. of 2.7 cGy. This value deviate 1% from reference dose value (2 Gy). Uniformity-map-analysis resulted to ±0.6% deviation from 100%. 1.4 cGy dose error was observed by consistency-map-analysis. The analysis of dosimetry data in single channel (OmniPro-I'mRT) method has shown a background dose of 7 cGy in EBT2 film. The absolute dose resulted for EBT2 film was 208.8 cGy, scanned with absolute aging of T= 27 hours. This resulted to a deviation of +0.9% from reference dose. 31cGy was measured as background dose in EBT3 film. The absolute dose resulted in for EBT3 was 2.385 Gy, scanned with absolute aging of T= 27 hours. This resulted to a deviation of +3.75% from reference absorbed dose. This high deviation from reference dose is caused by continuous change of humidity that led to a spotty pattern all over the film sheets in the lot. This problem was specific for this lot number and is solved by manufacturer. The glass plate put on the film caused a dose error of 16.5 cGy resulted to a deviation of almost 9% if using single channel (OmniPro-I'mRT) method. However, it was found no difference of using glass plate in dose determination with FilmQA™Pro software. It was also seen that the absorbed dose determined using the calibration file with four points in OmniPro-I'mRT software led to a deviation of almost 10%. However, in multichannel dosimetry (FilmQA™Pro) method no dependency to the number of data point in calibration table was observed.

Conclusion: The purpose of this study was to evaluate the accuracy of single channel (OmniPro-I'mRT) vs. multichannel (FilmQA™Pro) method predicting the absorbed dose in EBT2&3 films. The results of this study have shown that using multichannel dosimetry method utilizing dose-map, uniformity-map and consistency-map analysis it is possible to achieve more accurate results than single channel method. In this study it was observed that the influence of humidity on absorbed dose cannot be compensated in single channel dosimetry. It was also seen that through one-scan protocol performed with multichannel dosimetry in FilmQA™Pro the influence of humidity was removed. It was also resulted that film flatness causes dose error when the film was evaluated in single channel. This effect was eliminated in multichannel dosimetry through one-scan protocol. Authors also recommend that calibration file used for absolute dose determination in OmniPro-I'mRT should have more data points to give plausible results.

References

[1] Micke, A., Lewis, D. F. and Yu, X.: "Multichannel Film Dosimetry with Nonuniformity Correction," Medical Physics, Vol. 38, No. 5, 2011, pp. 2523-2534
[2] http://www.filmqapro.com/.\FilmQA_Pro.html

P 35 Untersuchungen zum Einsatz der Gafchromic EBT2, EBT3 Filme in der Strahlentherapie

S. M. Hashemi[1], M. Ghorbanpour[1], I. Simiantonakis[1]
[1]Uniklinik , Strahlentherapie, Duesseldorf, Deutschland

Ziel: Untersuchungen der Energieabhängigkeit, Nachdunkelung nach Bestrahlung (post exposure changes) und Orientierungsabhängigkeit der Gafchromic EBT2 und EBT3 Filme. Als Indikator dienen die Veränderungen der optischen Dichte gegenüber der Dosis.

Material und Methoden: Die radiochromen Filme Gafchromic EBT2 und EBT3 Filmtypen (GAF Chemical Corporation, Wayne, USA) sind relativ neu in der Dosimetrie. Für die Kalibrierung werden die Filme bis etwa 10 Gy bestrahlt. Dies erfordert eine minimale Zeit zwischen der Bestrahlung und dem Scannen des Filmes. Mittels der Filmauswertesoftware werden alle Filme mit einem einzigen Scan digitalisiert. In der FilmQA Pro Software werden drei Kalibrierkurven angezeigt (Mehrkanal). Im Vergleich zum Einzelkanal variiert das Mehrkanal-Verfahren die Dosiswerte bis zu den entsprechenden gescannten Wert der optischen Dichte für die verschiedenen Farbkanäle. Alle drei Kanäle enthalten sowohl das dosisabhängige als auch das dosisunabhängige Signal (Störung). Die Energieabhängigkeit dieser Filme mit 6 und 15 MV Photonenenergie, die Nachdunkelung der Filme in einer Zeit von 1 bis 92 Stunden nach der Bestrahlung und die Orientierungsabhängigkeit der Filme im Flachbettscanner wurden untersucht. Sie sind gegenüber der Veränderungen der optischen Dichte (OD) ausgeführt [1,2].

Ergebnisse: Der EBT2 Film zeigt in einem Energiebereich von 6 bis 15 MV einen Unterschied von 9,5% bezüglich der optischen Dichte. Bei dem EBT3 Film für Dosen zwischen 2 und 7 Gy werden keine statistischen Unterschiede zwischen 6 und 15 MV Photonenenergie beobachtet. Der EBT3 Film hat eine schwache Energieabhängigkeit in diesem Energiebereich (0,5%). Die Ergebnisse zeigen, dass die meisten Merkmale der EBT3 Filme denen der EBT2 Filme ähnlich sind und dass es keinen Unterschied macht, ob man die Filme im Längs- oder Querformat einscannt (Abb. 1) [2]. Bei der Nachdunkelung der Filme wurde die Proportionalität der optischen Dichte zum Logarithmus der Zeit beobachtet (Abb. 2). Die EBT Filme verhalten sich in diesem Fall fast gleich und zwischen 1 und 24 Stunden gibt es eine Schwankung der optischen Dichte von 1,1% bis 2,3% für alle untersuchten Dosiswerte von 50, 200, 400, 700 *Gy.*

Zusammenfassung: Das Diagramm der Dosis vs. optische Dichte für GafChromic EBT3 Filme sind von der Energie der Photonen von 6 bis 15 MV her schwächer gegenüber denen der EBT2 Filmen. Die Orientierung des Filmes am Scanner-Bett muss immer gleich und auf ausgeschnittenen Teilstücken vorhanden sein. Die Nachdunkelung nach der Bestrahlung muss berücksichtigt werden, denn erst ab 24 Stunden nach der Bestrahlung wird keine große Schwankung in optische Dichte mehr beobachtet.

Literatur

[1] Micke A., Lewis D.: State of the Art Film Dosimetry, November 2012
[2] Lewis D.: Practical Guide to Radiochromic Film EBT2/EBT3, Februar 2012

Anhang 1

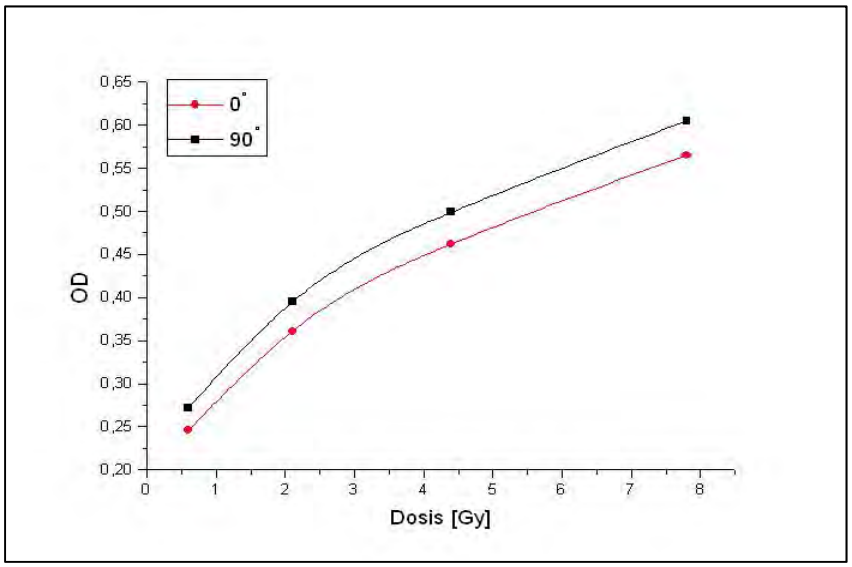


Abb. 1: Abhängigkeit der optischen Dichte von der Dosis in Porträt-/Landscape-Format.

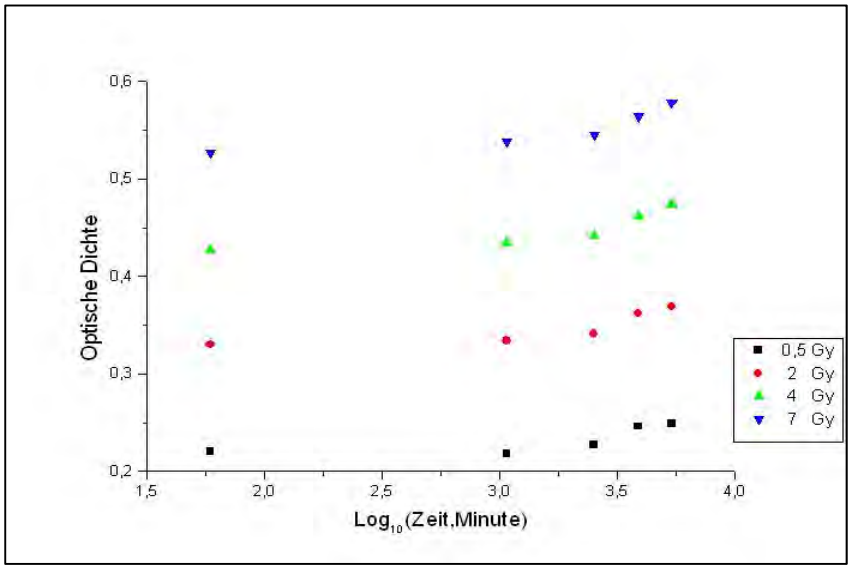


Abb. 2: Veränderungen nach Bestrahlung bei EBT2/EBT3 Film.

P 36 Characterization of the dose response function and the energy dependence of a novel synthetic single crystal diamond detector

H. K. Looe[1], N. Chofor[1], D. Harder[2], B. Poppe[1]
[1]Carl von Ossietzky University and Pius-Hospital, WG Medical Radiation Physics, Oldenburg, Deutschland
[2]Georg August University , Medical Physics and Biophysics, Göttingen, Deutschland

The dose response function of the microDiamond detector: In this work, the spatial resolution of a novel synthetic single crystal diamond prototype detector (microDiamond, T60019, PTW-Freiburg) was quantified in terms of its dose response function K(x), which represents the convolution kernel converting the true dose profile D(x) into the measured signal profile M(x):

$$M(x) = D(x) * K(x) \quad (1)$$

It has been shown previously that functions K(x) of dosimetric detectors in photon-beam radiotherapy can be well approximated by Gaussian distributions [1]. The same approach is used here to determine the σ value of K(x) for the microDiamond detector.

The K(x) of the microDiamond was examined by scanning a narrow photon field at an Elekta Synergy accelerator, with the detector's symmetry axis arranged towards the photon source, at 6 and 15 MV. A narrow slit beam (2 cm x 40 cm) was formed with the secondary collimators of the linear accelerator. Tertiary lead blocks were used to further collimate the slit beam in order to achieve a narrow beam profile, which was scanned at 5 cm depth and at a distance of 10 cm from the lower edge of the lead blocks to avoid further beam broadening due to beam divergence. The true dose profile D(x) of the slit beam was obtained by scanning with a Si diode (T60012, PTW-Freiburg) for which the K(x) is already known [1]. The same slit beam was scanned with the new microDiamond detector to obtain the measured signal profile M(x). In a search process, D(x) was numerically convolved with normalized one-dimensional Gaussian kernels K(x) of varyingσ. The best fit between the convolution product D(x) * K(x) and the measured signal profile M(x) of the microDiamond was used to determine σ.

Fig. 1 illustrates the procedure used to determine K(x) of the new microDiamond detector. The Si diode measurements are shown as thick lines. The microDiamond profiles are slightly broader due to the larger sensitive area of 2.2 mm diameter compared to the one of the Si diode (1.1 mm diameter). In order to determine the optimal σ of kernel K(x) of the microDiamond, the Si diode profile D(x) was numerically convolved with normalized one-dimensional Gaussian kernels K(x) of varying σ. By the best fit between the convolution product D(x) * K(x) and the measured profile signal M(x) of the microDiamond the optimal σ was found to be 1.1 mm for both 6 and 15 MV. The final σ for the microDiamond was obtained by adding in quadrature this preliminary σ value to σ_{diode} = 0.30 mm [1], yielding for the microDiamond the value $\sigma_{diamond}$ = 1.14 mm which agrees well with the physical dimensions of this detector.

The energy-dependent response of the microdiamond detector: The energy dependent response of the microDiamond detector has also been measured for a wide range of beam qualities. The values of the corresponding correction factor for measurements under non-reference conditions, k_{NR} (DIN 6800-2), were obtained by comparing output factors measured with the microDiamond detector and an ionization chamber. The measured k_{NR} values are also compared with the k_{NR} values derived by Monte-Carlo simulations based on literature values of the energy dependence.

Output factor measurements were performed at a Siemens Artiste accelerator for field sizes 4 x 4 cm^2, 5 x 5 cm^2, 10 x 10 cm^2, 15 x 15 cm^2, 20 x 20 cm^2, 25 x 25 cm^2 and 30 x 30 cm^2 with the microDiamond detector and a calibrated ionization chamber (PTW Semiflex T31010) at 10 cm and 20 cm depths in a solid water phantom. The upper two panels of Fig. 2 show the uncorrected output factors OF_{ic} and OF_d obtained in this way, normalized at field size 10 x 10 cm^2. It is immediately evident that there are very small deviations between the values obtained with the ionization chamber and the diamond detector. This is also illustrated by the ratios OF_d / OF_{ic} of the uncorrected output factors plotted in the lower panels of Fig. 2, which differ from unity only in the permille region. (A close similarity of the output factors measured with a synthetic diamond detector and an ionization chamber has also been observed by Pimpinella et al [5].)

To obtain the k_{NR} of the microDiamond detector, the output factors measured with the Semiflex ionization chamber, OF_{ic} , were corrected according to the equation derived from [2]:

$$k_{NR,ic} = 0.994 + 0.005\, E_m \quad (2)$$

where E_m is the mean energy of the photon spectrum at the measurement positions obtained using Monte-Carlo simulations in which the low-energy part due to Compton-scattered photons is allowed for [3]. The uncorrected and the corrected OF_{ic} values have been entered in Table 1.

In order to derive experimental values $k_{NR,d}$ for the microDiamond detector, the uncorrected OF_d values were also entered in Table 1 (last but one column), and the correction was calculated as $k_{NR,d} = OF_{ic\ corr} / OF_d$. As is evident from the last column, there is a very slight decrease of $k_{NR,d}$ with decreasing E_m.
The experimental values of $k_{NR,d}$ in Tab. 1 could then be compared to the values of $k_{NR,d}$ derived for the PTW natural diamond detectors by using the Monte-Carlo simulated photon spectra at the measurement positions on the basis of measured energy response values of this detector at keV energies [3]. The data for the keV region were taken from Yin et al [4]. In Fig. 3, the thereby obtained $k_{NR,d}$ values of the PTW natural diamond detectors are shown by black open symbols and by the fitting line, whereas the $k_{NR,d}$ values for the novel microDiamond detector, taken from Table 1, are indicated by red full circle symbols. Within experimental limits of accuracy, the latter show a similar behaviour as those of the natural diamond detector, and the variation compared with the reference conditions (field size10 x 10 cm^2 and 10 cm depth) does not exceed 0.3% for all beam qualities investigated. It is worthwhile to be mentioned that this (very small) E_m dependence of k_{NR} is due to the varying admixture of low-energy Compton-scattered photons which increases with field size.
In a similar manner we will examine the data obtained by output measurements at 15 MV, and we will again illustrate the very small energy dependence of k_{NR} for the microDiamond detector T60019.

Conclusions: Our study indicates that the characteristics of the microDiamond detector are well suited for accurate dosimetry within the investigated field sizes and depth limits. The spatial resolution of the detector has been characterized in terms of the dose response function, which can be approximated by a Gaussian distribution with $\sigma_{diamond}$ = 1.14 mm. Furthermore, the correlation of the correction factor $k_{NR,d}$ with the mean energy E_m has been shown to agree well with the values derived from the literature, and this correction varies by less than 0.3 % in the range of mean energies from 0.7 to 2.2 MeV. The favourable energy dependence of the microDiamond detector will only require minor corrections for use under non-reference conditions.

Literatur

[1] Looe HK, Stelljes TS, Foschepoth S, Harder D, Willborn K, Poppe B. The dose response functions of ionization chambers in photon dosimetry - Gaussian or non-Gaussian? Z. Med. Phys. 2013 doi: 10.1016/j.zemedi.2012.12.0
[2] Wulff J, Heverhagen J T, Karle H, Zink K. Investigation of correction factors for non-reference conditions in ion chamber photon dosimetry with Monte-Carlo simulations Z. Med. Phys. 2010 20 25-33
[3] Chofor N, Harder D, Poppe B. Non-reference condition correction factor k_{NR} of typical radiation detectors applied for the dosimetry of high-energy photon fields in radiotherapy Z. Med. Phys. 2012 22 181 196
[4] Yin Z, Hugtenburg R P, Green S, Beddoe A H. Dose responses of diamond detectors to monoenergetic x rays Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. B 2004 213 646-649
[5] Pimpinella M, Ciancaglioni I, Consorti R, Di Venanzio C, Guerra A S, Petrucci A, Stravato A, Verona-Rinati D. A synthetic diamond detector as transfer dosimeter for D_w measurements in photon beams with small field sizes. Metrologia 2012 49 S207-S210

Anhang 1

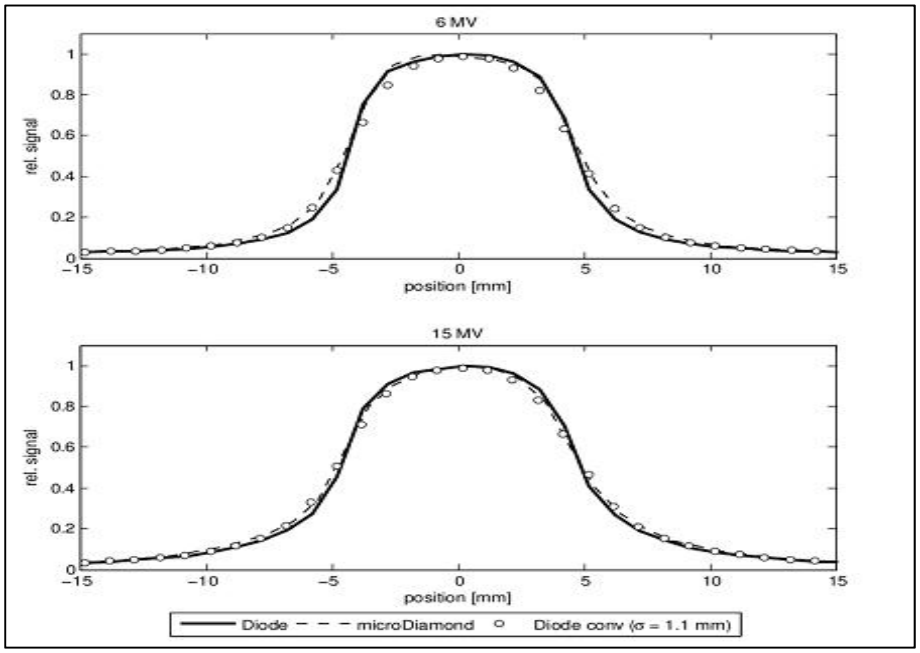


Abb. 1: Determination of the σ value of the dose response function K(x) of the microDiamond detector by comparison of the diamond-measured profile with the convolved Si diode-measured profile.

Anhang 2

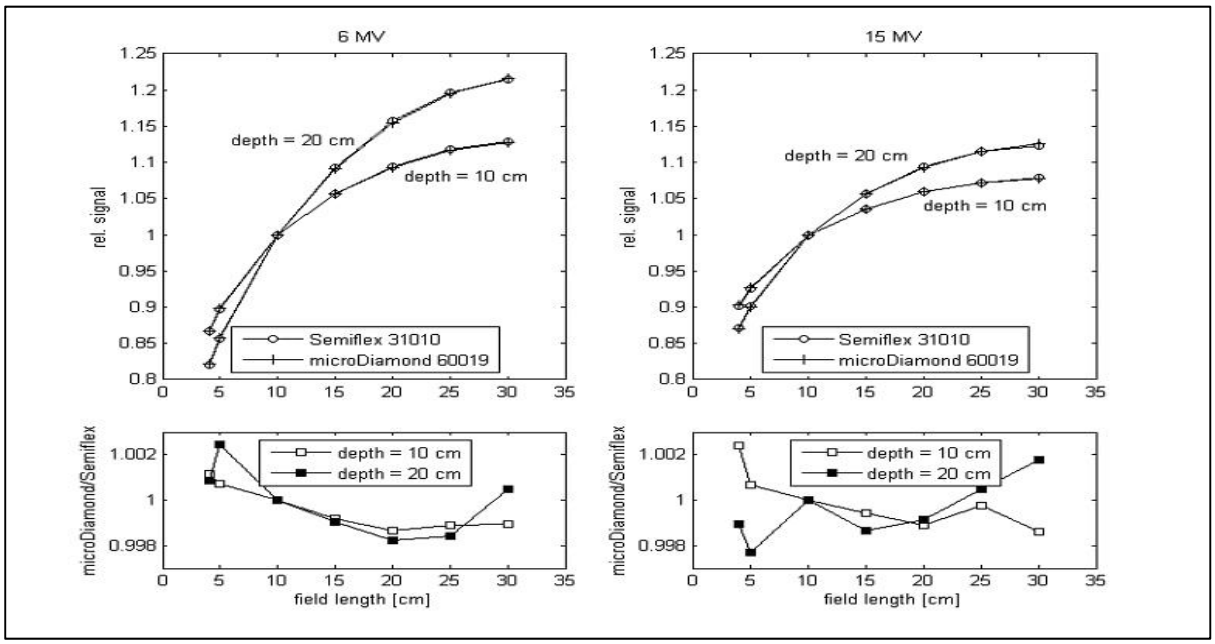


Abb. 2: Uncorrected output factors measured using a Semiflex ionization chamber (T31010) and the novel microDiamond detector (T60019) at 6 MV (left upper panel) and 15 MV (right upper panel). Good agreement between the two detectors is found as indicated by the ratios of the uncorrected measured values in the lower panels.

Anhang 3

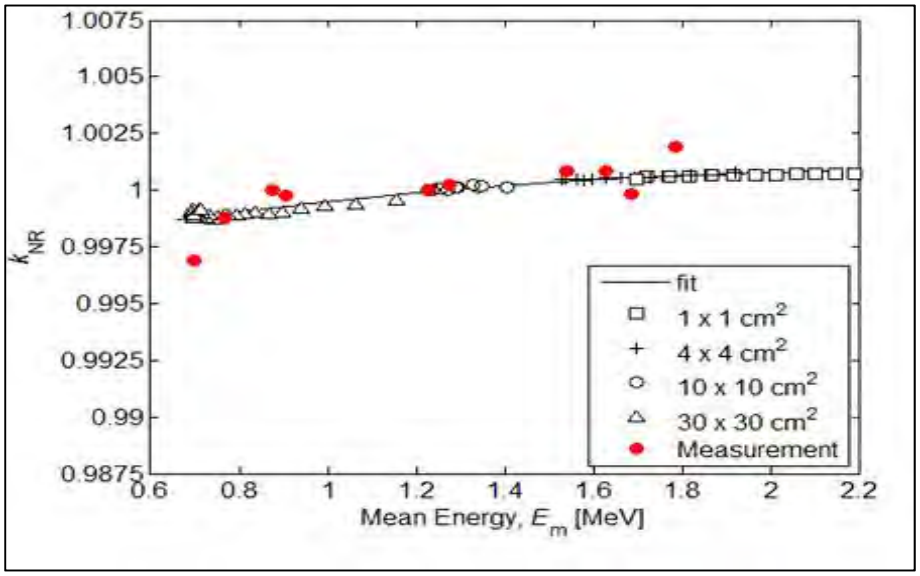


Abb. 3. Dependence of $k_{NR,d}$ on mean photon energy E_m on the central axis of a 6 MV photon beam at different field sizes and depths. Good agreement between the energy response of the novel microDiamond detector (red circles) with the one derived by Monte-Carlo-simulation [3] for the PTW natural diamond detector (open symbols) was observed. According to the definition of k_{NR}, the value $k_{NR,d}$ = 1 is obtained under reference conditions for 6 MV photons. The (very small) deviations from unity are due to the varying admixture of low-energy Compton-scattered photons.

Anhang 4

Field size [cm²]	Depth [cm]	E_m [MeV]	$k_{NR,ic}$	OF_{ic} [a] uncorrected	OF_{ic} corrected	OF_d [a]	$k_{NR,d}$
4x 4	10	1.628	1.0021	0.8667	0.8686	0.8677	1.0009
	20	1.785	1.0029	0.8208	0.8232	0.8215	1.0019
5 x 5	10	1.539	1.0017	0.8974	0.8990	0.8981	1.0008
	20	1.683	1.0024	0.8560	0.8580	0.8581	0.9998
10 x 10	10	1.226	1.0001	1.0000	1.0001	1.0000	1.0000
	20	1.273	1.0004	1.0000	1.0004	1.0000	1.0002
20 x 20	10	0.9056	0.9985	1.0945	1.0929	1.0930	0.9998
	20	0.8733	0.9984	1.1571	1.1552	1.1551	1.0000
30 x 30	10	0.7654	0.9978	1.1290	1.1266	1.1278	0.9987
	20	0.6997	0.9975	1.2152	1.2122	1.2158	0.9969

[a] normalized to the value at field size of 10 x 10 cm²

Tab. 1. Monte-Carlo computed mean energy E_m on the central axis and the corresponding correction factors under non-reference conditions for the Semiflex ionization chamber $k_{NR,ic}$. The correction factors $k_{NR,d}$ for the microDiamond detector are derived from the corrected output factors measured with the ionization chamber (OF_{ic} corrected) and those measured with the microDiamond detector (OF_d).

P 37 Intercomparison of normalized head-scatter factor measurements on Elekta MLCi linear accelerator employing water-equivalent phantoms and brass build-up caps

O. Voigt[1], G. Christ[1], A. Hönes[1], D. Thorwarth[1]
[1]Universitätsklinikum Tübingen, Klinik für Radioonkologie/Med. Physik, Tübingen, Deutschland

Introduction: There is increasing evidence indicating that a high degree of accuracy in dose delivery is essential for the success of radiotherapy. All the dosimetric systems used in linear accelerator calculations require that dose to point of interest in phantom are separated into a primary component arising from photon and electron fluence from the head of the accelerator (flattening filter, collimator assembly) and a secondary component arising from scatter in the phantom. For an open beam at source-skin distance (SSD) 100 cm and an accelerating potential up to 10 MV, the electrons generated in air generally dominate. At higher potentials instead, electrons from the flattening filter are of greater importance [1]. The contaminating electrons complicate dose measurements and the reference depth for dose determination should be beyond the range of these electrons. In order to separate as far as possible the contribution of the head scatter and the contribution of the phantom scatter to the dose, van Gasteren et al. [2] have proposed to measure the dose D_0 at the reference depth, z_R of 10 cm, which should exclude contaminating electrons up to 40 MV. The output ratio $O_0(c)$ can be considered to be equal to the head scatter factor [3] since the contribution of the scattering by the mini-phantom is constant and small compared to the primary radiation, whatever the collimator setting is. The absorbed dose measured in air, in a mini-phantom at reference depth z_R for field size c and c_R respectively, can be used to calculated the output ratio $O_0(c)$ according to eq. (1):

$$O_0(c) = \frac{D_0(z_R, c)}{D_0(z_R, c_R)} \quad (1)$$

where $D_0(z_R,c)$ is the absorbed dose in a mini-phantom at reference depth z_R, and field size c and $D_0(z_R,c_R)$ is the absorbed dose in a mini-phantom at reference depth z_R and reference field size c_R. The width of the mini-phantom is not critical, provided it is smaller than the field size achieved at the reference distance by the smallest collimator setting used in clinical practice, and large enough to assure almost completely lateral electron equilibrium. When a fixed SSD is used, dose calculation is usually done based on eq. (2), when a mini-phantom is used [4].

$$D(z, c, f_R) = D_R \cdot U \cdot O_0(c) \cdot \frac{V\left(z_R, c \times \frac{f}{f_R}\right)}{V\left(z_R, c_R \times \frac{f}{f_R}\right)} \cdot \frac{P_R(z, c, f_R)}{100}, \quad (2)$$

where $D(z,c,f_R)$ is the absorbed dose in a mini-phantom at depth z, and field size c at a reference distance from the source to the point of interest
D_R is the absorbed dose per monitor unit, under fixed SSD distance conditions determined in a large water phantom in reference conditions of depth z_R and field size c_R at a SSD f_R
U is the number of monitor units
$O_0(c)$ is the output ratio determined with the mini-phantom for the field size c, at reference distance f_R
$V(z_R, cxf/f_R)$ is the volume scatter ratio depending on the reference depth and the field size c corrected with the output ratio of distance from source to point of interest f and reference distance from source to point of interest under isocentric conditions, f_R
$V(z_R, c_Rxf/f_R)$ is the volume scatter ratio depending on the reference depth and the reference field size (10x10 cm) c_R corrected with the output ratio of distance from source to point of interest f and reference distance from source to isocentre, f_R
$P_R(z,c,f_R)$ is the reference percentage dose at depth z and for a square field size c, at reference distance from source to point of interest under isocentric conditions, f_R
Inaccuracies introduced in the measurement of $O_0(c)$ values could influence dose calculation using eq. (2). Many investigators have employed conventional build-up caps of different atomic number materials to determine the head-scatter factors. Several investigators have used cylindrical or squared columnar phantoms based on water-equivalent materials for head-scatter factor measurements. The water-equivalent phantoms convey the following advantages: elimination of contamination electrons, measurements in a depth more relevant to clinical interest, independence from variation of d_{max} with field size, and avoidance of the problems associated with high atomic number build-up caps. The current investigation compares the normalized head-scatter factors measured with polymethylmethacrylate (PMMA) columnar phantoms and brass build-up caps.

Material and Methods: The measurement of head-scatter factor $O_0(c)$, of Elekta MLCi linear accelerators was done with a semiflex ion chamber (Model 31002, PTW, Freiburg) covered with a brass build-up cap

or PMMA columnar phantom. A number of reports [5, 6, 7, 8] have indicated that the measured $O_0(c)$ depends on the atomic number of the fabrication material. In view of this point it seems prudent to use a phantom constructed of material that has an effective atomic number close to that of water. PMMA cylindrical, columnar phantoms with a total length of 20 cm and different outer diameters ranging from 2 cm to 5 cm were employed for this investigation for comparison with the brass build-up cap. Inner diameter of each PMMA columnar phantom was fixed to the diameter (approx. 0.7 cm) of the ion chamber with 0.125 cm^3 sensitive volume. The ion chamber was mounted 8.7 cm (equivalent to 10 cm water-depth) below the top surface of a PMMA columnar phantom with the long axis aligned parallel to the central axis of both photon beams, at 6 MV and 15 MV. The effective measuring point of the ion chamber was set at source-detector distance of 100 cm. The cumulative charge was measured for 100 monitor units (MU) irradiation at various field sizes with a digital electrometer (PTW Unidos^{Webline}). Illustrations depicting the PMMA columnar phantoms and the brass build-up caps employed in the current investigation are shown in Fig. 1 and Fig. 2, respectively. Physical dimensions of PMMA columnar phantoms and of brass build-up caps are listed in table (1).

Results: The measured head-scatter factors for Elekta MLCi linear accelerator with 6 MV and 15 MV photon beams, normalized to a 10x10 cm^2 field are illustrated in Figs. 3 and 4. The results indicate there is significant difference between head-scatter factors obtained with the brass build-up cap and PMMA columnar phantoms, especially at small field sizes (between 2 and 4 cm^2), for both photon beams, 6 MV and 15 MV, respectively. The 6 MV results (Fig. 3) exhibit 0.7 %, 3.5 %, 6 % and 9 % lower $O_0(c)$ measured with PMMA columnar phantoms of 2, 3, 4, and 5 cm diameter, compared to the brass build-up cap, for the field of 2x2 cm^2. It is also interesting to note the relative relation between the results of the two techniques, which reverses above the normalization point, where the head-scatter factors measured with the PMMA columnar phantoms are higher than those obtained with the brass build-up cap. From the normalization field, 10x10 cm^2 up to the maximum field, 40x40 cm^2, the differences between the head-scatter factors measured with the two techniques are not significant (up to 0.5 %).
The head-scatter factors measured with PMMA columnar phantoms for the 15 MV photon beam (Fig. 4) are 2 %, 7 %, 9 % and 10.5 % lower compared to those measured with the brass build-up cap, for the field of 2x2 cm^2. The same reverse trend is observed as for the 6 MV photon beam, where above the normalization point the head scatter factors measured with the PMMA columnar phantoms are higher (up to 1%) compared to those obtained with the brass build-up cap, for the maximum open field of 40x40 cm^2. **Conclusion:** As a rule of thumb, the thickness of the cap (g/cm^2) should be at least equal to one-third of the nominal accelerating potential (MV). The wall thickness of the cap must be adequate to stop contamination electrons from passing through the sides of the cap to the ion chamber. With a 0.7 cm inner diameter and 1.65 cm thick side walls, the PMMA columnar phantom with 4 cm diameter fulfills the rule of thumb, but on the other hand restricts the head scatter factor measurements to the smallest field of 4x4 cm^2. The cap must be fully enclosed by the irradiating field in order to measure head scatter correctly. To measure fields smaller than 4x4 cm^2, necessary for small segments of IMRT or for stereotactic irradiations, one may use build-up caps with a diameter as small as the field size applied in the clinical routine, made of low atomic number materials to avoid addition of scatter of material itself to the dose, and with a high density to stop contaminating electrons.

Literatur

[1] Nilsson, B.: Analysis of quality characteristics of radiotherapeutic photon beams, PhD Thesis, Stockholm University, (1985)
[2] van Gasteren, J.J.M., Heukelom, S., van Kleffens, M.J., van der Laarse, R., Venselaar, J.L.H., and Westermann, C.F.: The determination of phantom and collimator scatter components of the output of megavoltage photon beams: measurements of the collimator scatter part with a beam coaxial narrow caylindrical phantom, Radiother. Oncol. 20, (1991), S. 250-257
[3] Khan, F.M.: A system of dosimetric calculations, The Physics of Radiation Therapy, 1st ed., Williams and Wilkins, Baltimore, (1986), S. 182-204
[4] Dutreix, A., Bjärngard, B.E., Bridier, A., Mijnheer, B., Shaw, J.E., and Svensson, H.: Monitor unit calculation for high energy photon beams, ESTRO (1997)
[5] Jursinic, P.A., and Thomadsen, B.A.: Measurements of head-scatter factors with cylindrical build-up caps and columnar mini-phantoms, Med. Phys., 26 (1999), S. 512-517
[6] Weber, L, Nilsson, P., and Ahnesjö A.: Build-up cap materials for measurements of photon head-scatter factors, Phys. Med. Biol., 42 (1997), S. 1875-1886
[7] Spicka, J., Herron, D., and Orton, C.: Separation of output factor into collimator factor and phantom scatter factor for megavoltage photon calculations. Med. Dos., 13 (1984), S. 23-24
[8] Heukelom, S., Lanson, J.H., and Mijnheer, B.J.: Differences in wedge factor determination in air using a PMMA mini-phantom or a brass build-up cap, Med. Phys., 24 (1994), S. 1986-1991

Anhang 1

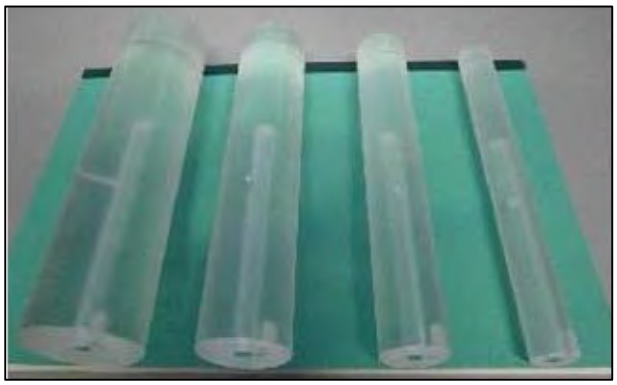


Fig.1: PMMA columnar phantoms

Anhang 2



Abb.2: Brass build-up caps

Anhang 3

Physical parameter	Columnar PMMA phantom	Brass build-up cap
Physical density [g/cm^3]	1.19	8.47
Electron density [10^{23} cm^{-3}]	3.833	23.055
Outer diameter [cm]	2, 3, 4, 5	1.18 (for 6 MV) 1.90 (for 15 MV)
Inner diameter [cm]	0.7	0.7
Side wall thickness [cm]	0.65 (PMMA phantom with 2 cm ϕ) 1.15 (PMMA phantom with 3 cm ϕ) 1.65 (PMMA phantom with 4 cm ϕ) 2.15 (PMMA phantom with 5 cm ϕ)	0.24 (for 6 MV) 0.61 (for 15 MV)
Top wall thickness [cm]	8.7	0.26 (for 6 MV) 0.60 (for 15 MV)
Total length [cm]	20	1.5 (for 6 MV) 2.3 (for 15 MV)

Tab. 1: Physical data for the PMMA columnar phantoms and brass build-up caps

Anhang 4

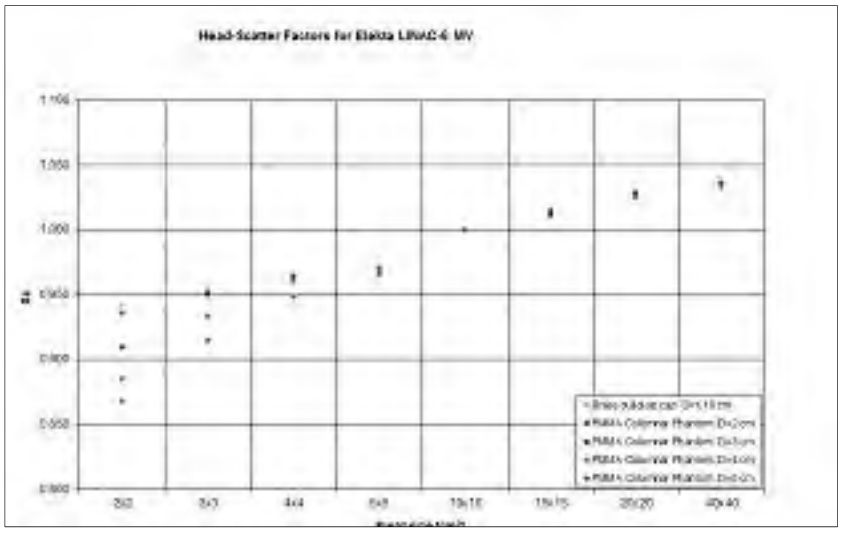


Abb.3: Head-scatter factor measurements for 6 MV

Anhang 5

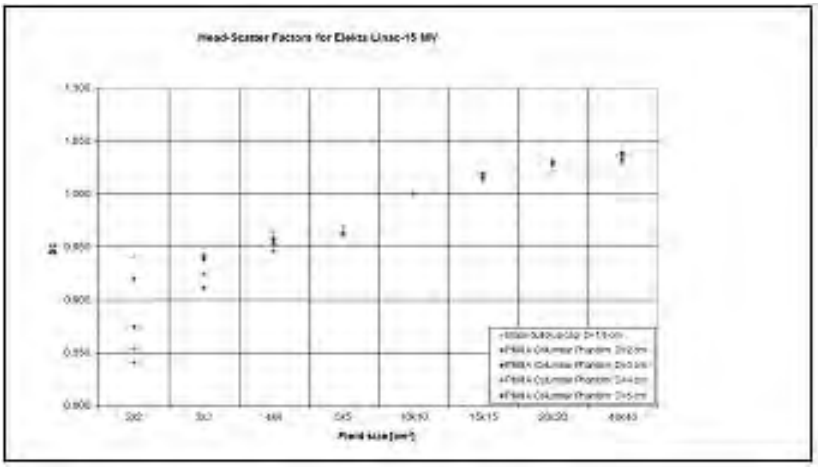


Abb.4: Head-scatter factor measurements for 15 MV

41. MRT I

P 38 Impact of SNR and linewidth on accuracy and reproducibility of GABA detection with MEGA-PRESS sequence

M. Cleve[1], A. Gussew[1], P. Hiepe[1], R. Rzanny[1], J. R. Reichenbach[1]
[1]Universitätsklinikum Jena, IDIR I, Medical Physics Group AG, Jena, Deutschland

Purpose: Proton magnetic resonance spectroscopy (^{1}H-MRS) offers the opportunity to quantify non-invasively neurotransmitters *in vivo* and to obtain information about neurotransmitter turnover, e.g. of the excitatory neurotransmitter glutamate during pain processing in the human brain [1]. However, since a spectroscopic quantitation of GABA is typically complicated by signal overlapping of other brain metabolites and its low concentration (c_{GABA} = 1-2 mM [2]), the impact of the inhibitory neurotransmitter GABA on pain processing remains unknown. The MEGA-PRESS sequence is a spectral editing technique that acquires a non-edited and an edited spectrum within one examination. The subtraction of these spectra provides the elimination of disturbing resonances and thus facilitates the quantitation of GABA. In the present study the accuracy and reproducibility of GABA detection with MEGA-PRESS was evaluated by *in vitro* and *in vivo* measurements. Simulations were performed with respect to SNR and linewidth, while taking into account the limited acquisition time (TA) of *in vivo* studies.

Methods: All MEGA-PRESS measurements were performed using a 3 T whole-body MR scanner (Magnetom Trio TIM, Siemens, Germany) and a twelve channel phased array receive-only head matrix coil. *In vitro* spectra (V = 25 x 25 x 25 mm³, TE/TR = 68/10000 ms, NAS = 64, repetition = 29) were acquired using a phantom containing GABA, Glu, Gln, Cr, NAA and mI in aqueous solution (c_{GABA} = 10 mM) mimicking the relative concentration ratios in the brain. The single spectra were adapted to *in vivo* conditions by successive broadening of the linewidth (FWHM = 0.02-0.08 ppm) and adding extra noise (SNR = 1-17). The i*n vivo* investigation was performed in the insular cortex of a healthy volunteer (V = 30 x 15 x 15 mm³, TR = 4000 ms, NAS = 256). The *in vivo* data were used to generate nine spectra groups (by using a bootstrapping approach with 64 spectra) with varying SNR, which was adjusted by different numbers of drawings (NAS = 64, 80, 96, 112, 128, 144, 160, 176, 192). For spectra quantitation the GABA multiplet at 3 ppm was fitted by three constrained singlets using AMARES (jMRUI package [3]). Absolute GABA concentrations were estimated by normalising the intensity of the GABA multiplet with the internal reference of the non-suppressed water signal (additional acquisition without editing) [4]. The accuracy and reproducibility of GABA quantitation were evaluated with respect to the impact of SNR and linewidth on the mean concentrations and variation coefficients (CV).

Results: An original *in vitro* and a simulated line broadened MEGA-PRESS difference spectrum with additional noise are shown in Fig. 1, which demonstrates the hampered quantitation of GABA (3 ppm) *in vivo*. Within the simulation range neither the SNR nor the linewidths contribute substantially to the accuracy of GABA detection *in vitro*, since the calculated mean GABA concentrations reproduce very well the nominally adjusted concentration in the phantom (10 ± 0.5 mM). Contrary to the mean values, the CV of the calculated concentrations reveals substantial variations with respect to the SNR and linewidth (see Fig. 2). However, for a SNR > 2 the FWHM yields only a small impact on CV and for SNRs > 6 CV is nearly unaffected by FWHM. As expected, for high SNRs and narrow linewidths we obtain a high precision (CV up to 2%). The calculated variations *in vivo* indicate a similar dependence on the SNR like the *in vitro* results, as illustrated by the distribution of c_{GABA} values in the boxplots of Fig. 3.

Discussion: In the *in vitro* study the calculated GABA concentrations correspond very well to the nominally adjusted concentration in the phantom. For sufficiently small CVs a SNR of at least 2 is required, whereas for SNR > 6 the CVs remain independent of FWHM. Moreover, the results of the *in vitro* simulations correspond to the *in vivo* measurements concerning the impact of SNR on reproducibility. For the investigation of pathologic or stimulated (e.g. pain induced) changes of the GABA concentration in brain it is necessary to reduce the variation as much as possible. Thus, for *in vivo* investigations particularly the SNR has to be improved. While this is feasible by increasing NAS the possible extension of TA is limited. Another opportunity to enhance the SNR is the usage of apodization functions, accepting a tolerable line broadening.

References
[1] Gussew et al., NeuroImage 2010, 49(2):1895-90
[2] Govendraju et al., NMR Biomed. 2000, 13:129-153
[3] Stefan et al., Meas. Sci. Technol. 2009, 20
[4] Terstra et al., Magn. Reson. Med. 2002, 47:1009–1012

Anhang 1

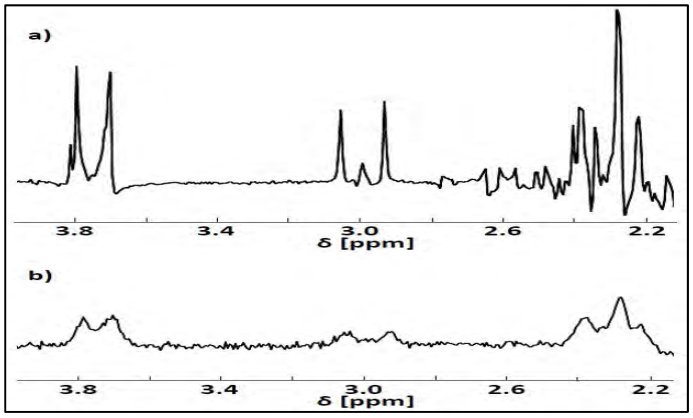


Abb.1: Difference spectra of the MEGA-PRESS sequence for a) in vitro conditions b) simulated in vivo conditions (FWHM = 0.03 ppm, SNR = 4).

Anhang 2

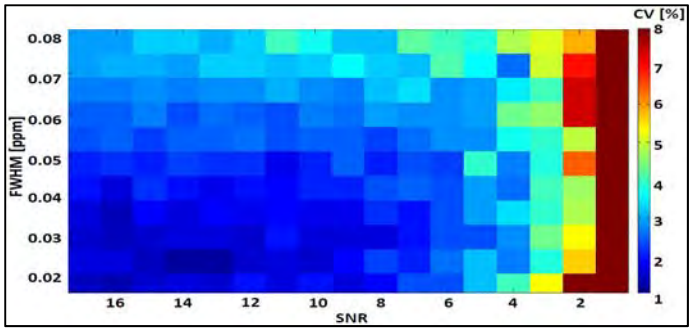


Abb. 2: Changes in variation coefficient with respect to FWHM and SNR in vitro.

Anhang 3

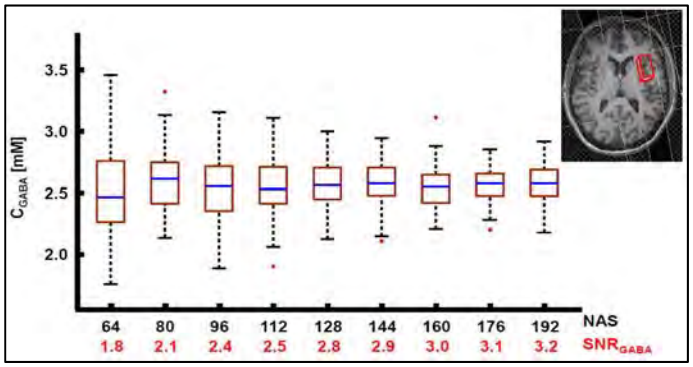


Abb.3: Distributions of in vivo c_{GABA} values determined with varying SNR in the insular cortex.

P 39 Oberflächenspulensystem für ^{13}C-MR-Spektroskopie am 7T-Ganzkörper-Tomographen

T. Platt[1], A. Korzowski[1], R. Umathum[1], P. Bachert[1]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum, Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland

Einleitung: Das Kohlenstoff-Isotop ^{13}C (Kernspin I = ½, gyromagnetisches Verhältnis γ_{13C} = 6,726 · 10^7 kg^{-1} s A rad) tritt mit einer natürlichen Häufigkeit von 1,1 % auf [1]. Aufgrund der hohen Anzahl an C-Atomen in Metaboliten ist jedoch auch ohne Anreicherung mit ^{13}C-Atomen eine kernmagnetische Resonanz in vivo messbar. Die ^{13}C-MR-Spektroskopie (^{13}C-MRS) ermöglicht somit die nicht-invasive Quantifizierung diverser metabolischer Prozesse in vivo. Das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) und die spektrale Auflösung profitieren dabei von hohen magnetischen Feldstärken B_0. Ziel dieser Arbeit ist der Aufbau, die Implementierung und die Evaluierung eines Oberflächenspulensystems zur Anwendung in der ^{13}C-MRS an einem experimentellen 7-T-Ganzkörper-Tomographen. Mit dieser Spulenkonfiguration sollen die grundlegenden Eigenschaften der ^{13}C-MRS bei 7 T untersucht werden sowie das Potenzial von In-vivo-^{13}C-MRS-Untersuchungen bei dieser Feldstärke.

Material und Methoden: Die entwickelte Oberflächenspule (OFS) besteht aus einer einzelnen Windung Kupferband (Ø = 9,6 cm, L = 192 nH, dreifach segmentiert) mit einem symmetrischen Anpassnetzwerk (Abb. 1). Nach Abstimmung und Anpassung an die jeweiligen Beladungszustände erfolgte die Charakterisierung der OFS durch Bestimmen der unbeladenen Güte ($Q_{unbeladen}$) sowie der Güte bei Beladung der OFS durch Auflage auf einen Wadenmuskel (Q_{Wade}) und bei Beladung mit einer Modelllösung (Q_{Modell}) aus 280 ml pflanzlichem Speiseöl (Maiskeimöl, vergleichbare ^{13}C-MR-Spektren zur Wadenmuskulatur des Menschen).
Zur Beurteilung der Qualität der Spektren der Modelllösung wurde das SNR in der Zeitdomäne (SNR_{ZD}) bestimmt. Nach einer globalen Flipwinkelkalibrierung wurden FIDs der Carbonyl-Resonanz aufgenommen (Bandbreite 1000 Hz, 1024 Datenpunkte, Anregung durch Rechteckpuls mit Pulsdauer 0,5 ms) und das Integral I dieser Resonanz in der Frequenzdomäne (berechnet mit AMARES-Algorithmus [2]) durch das Spitze-Spitze-Rauschen 2σ in der Zeitdomäne geteilt: SNR_{ZD} = I/(2σ).
Nach Optimierung der Sequenzparameter wurden ^{13}C-MR-Spektren der Modelllösung mit einer FID-Sequenz akquiriert (Sequenzparameter siehe Abb. 2). Aufgrund der hohen Bandbreite des Spektrums von ca. 170 ppm (entspricht 13 kHz bei 7 T) wurden die chemischen Gruppen einzeln aufgenommen.
Alle Messungen wurden an einem MAGNETOM 7 T (Siemens Healthcare, Erlangen) durchgeführt.

Ergebnisse: Die gemessenen Güten betrugen $Q_{unbeladen}$ = 108, Q_{Modell} = 104 und Q_{Wade} = 18 (Proben-dominiertes Rauschen). Die SNR-Bestimmung der Carbonyl-Gruppe ergab 73,4 ± 1,9 (gemittelt über fünf FIDs).
Abbildung 2 zeigt Ausschnitte eines repräsentativen ^{13}C-MR-Spektrums der Modelllösung. Alle Resonanzen konnten den jeweiligen chemischen Gruppen zugeordnet werden, ferner sind die Kopplungen der ^{13}C-Kerne an ^{1}H-Kerne bis zur 1. Ordnung aufgelöst (Multiplett-Struktur, Tab. 1).

Zusammenfassung: In dieser Arbeit wurden ein ^{13}C-OFS-System an einem 7-T-Ganzkörper-Tomographen implementiert und hochaufgelöste ^{13}C-MR-Spektren einer Modelllösung aufgenommen.
Bei künftigen In-vivo-Messungen soll zunächst Muskelgewebe untersucht werden.
Durch die Erweiterung des Aufbaus hin zu einem [^{1}H]-^{13}C-doppelresonanten Spulensystem sollen auch die Aufnahme von Protonen-entkoppelten ^{13}C-Spektren ermöglicht sowie der ^{1}H-^{13}C-Kern-Overhauser-Effekt bei 7 T untersucht werden.

Literatur
[1] Kalinowski H.-O., et al.: ^{13}C-NMR-Spektroskopie. 6. Aufl. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1984 – ISBN 3-13-632801-9
[2] Vanhamme L., et al.: Journal of Magnetic Resonance, 129 (1997), S. 35-43
[3] Ende G., Bachert P.: Magnetic Resonance in Medicine, 30 (1993), S. 415-42

Anhang 1

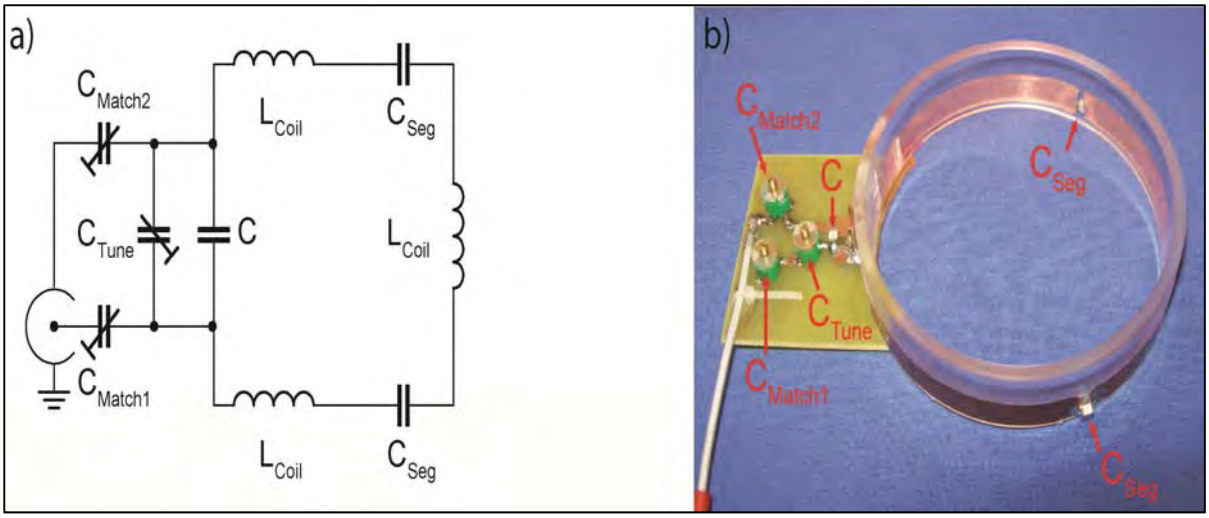


Abb. 1: Schaltplan (a) und Realisierung (b) der segmentierten ^{13}C-OFS mit symmetrischem Anpassnetzwerk (f_0 = 74,73 MHz, C_{Seg} = 82 pF, C = 39 pF, Trimmkondensatoren: C_{Tune} = C_{Match1} = C_{Match2} = (2-22) pF)

Anhang 2

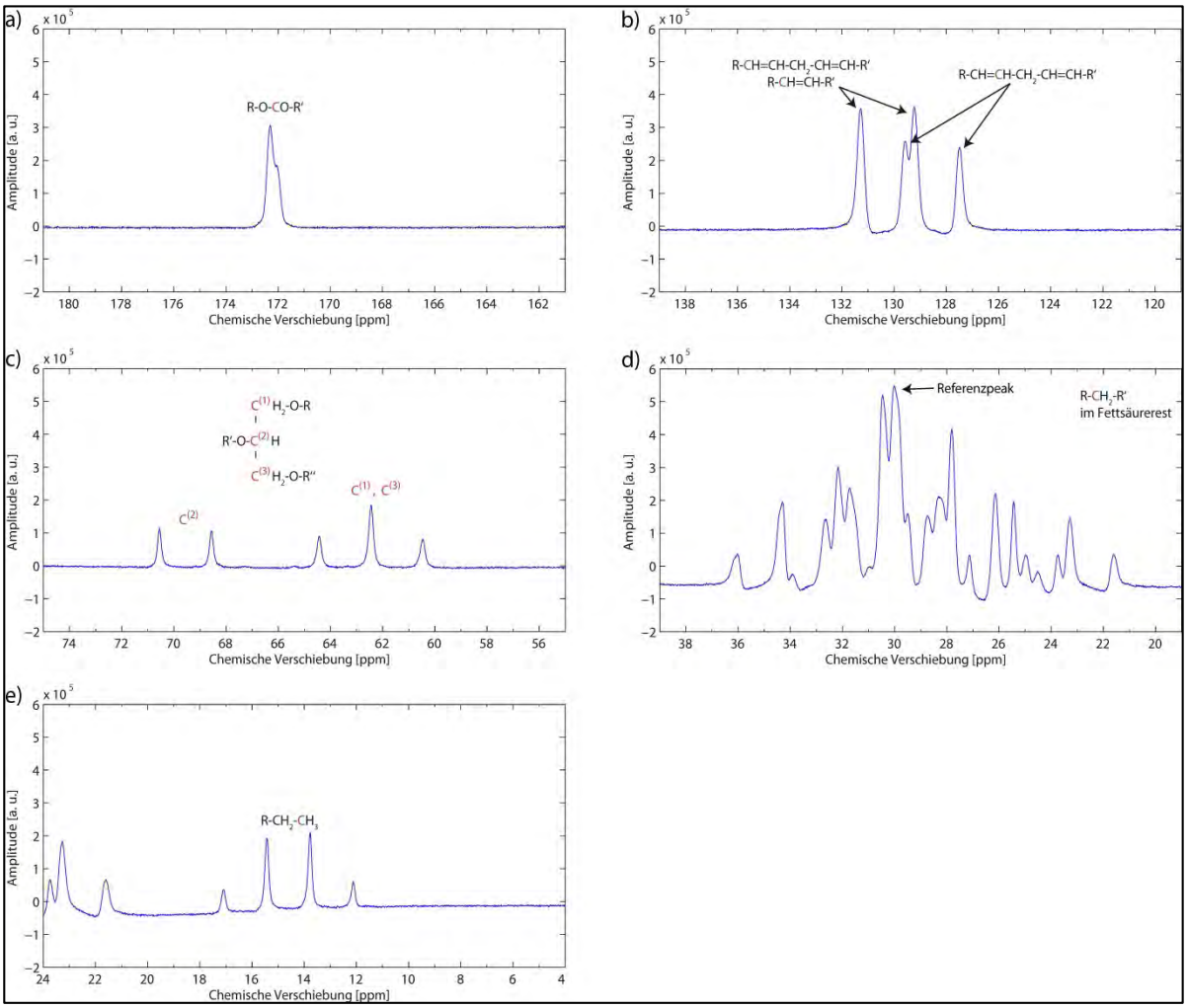


Abb. 2: ^{13}C-MR-Spektrum einer Modelllösung mit 280 ml Maiskeimöl (Shim: FWHM = 61,5 Hz, T_2^* = 6 ms; Sequenzparameter: 32 Anregungen, TR = 30 s, Pulslänge τ = 0,25 ms, Bandbreite Δf = 2000 Hz, 2048 Datenpunkte, U_{Puls} = 39,7 V, B_0 = 7 T) Ausschnitte des Gesamtspektrums mit einer Breite von jeweils 20 ppm: a) (181-161) ppm, b) (139-119) ppm, c) (75-55) ppm, d) (39-19) ppm, e) (24-4) ppm

Anhang 3

Chemische Gruppen	δ [ppm]	Multiplizität (^{13}C-^{1}H)
Methyl-Gruppe	14,61	Quartett
Methylen-Gruppen	30,00	Überlagerte Tripletts[1]
Glyceringerüst (außen)	62,44	Triplett
Glyceringerüst (innen)	69,56	Dublett
Mehrfach ungesättigte Acyl-Ketten	128,53	Dublett
Einfach bzw. mehrfach ungesättigte Acyl-Ketten	130,25	Dublett
Carbonyl-Gruppe	172,30	Singulett

Tab. 1: Chemische Verschiebungen δ der Triacylglycerid-Resonanzen in der Modelllösung. Als interne Referenz wurde die Methylen-Resonanz bei + 30,0 ppm verwendet. [3]
[1] Aufgrund der Überlagerung mehrerer Resonanzen ist die Multiplizität hier nicht direkt ersichtlich (Vgl. 2 a-c, e).

P 40 Proton exchange in carnosine in model solutions studied by WEX and CEST experiments on 3-Tesla MR scanner

O. Ivchenko[1], S. Goerke[1], M. Zaiß[1], P. Bachert[1]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Department of Medical Physics in Radiology, Heidelberg, Deutschland

Fragestellungen: In the present work we focus on dipeptide carnosine (β-alanyl-L-histidine). It is an important metabolite in biological systems because it is present in the brain at concentrations between 0.7 to 2.0 mM, cardiac muscle, stomach, olfactory bulbs[1], and reaches concentrations of 20 mM[2] in mammalian skeletal muscle [3]. Furthermore, it is a neurodipeptide and has an amide group in the peptide bond (NHCPD) which can exchange protons with water, and therefore produces CEST contrast. Despite much work on carnosine, chemical exchange rates measurement of carnosine was not previously reported using water-exchange spectroscopy (WEX) and chemical exchange saturation transfer (CEST). In the current study we explore the properties of the carnosine amide group in the peptide bond by determining the corresponding chemical exchange rates by means of WEX and CEST methods. These can give us a more complete understanding of the amide proton transfer (APT)[4] processes in protein-water systems.

Material und Methoden: *WEX*: Twelve 280 ml carnosine phantoms were mixed at 50 mM concentration at different pH (6.05, 6.42, 6.7, 6.9, 7.1, 7.19, 7.38, 7.59, 7.67, 7.82, 7.99, and 8.3). Each phantom was measured at a room temperature T=25(±1)°C using the WEX spectroscopy sequence on a 3-Tesla magnetic resonance (MR) scanner (Magnetom Trio). The WEX pulse sequence only resolves magnetization which is transferred from water to protons from a specific functional groups during the mixing period T_m[5].*CEST:* Eight 20 ml phantoms with a concentration of 50 mM were mixed at different pH (7.19, 7.38, 7.59, 7.82, 7.99, 8.3, 8.79, and 9.3). All phantoms were measured together at room temperature T=25(±1)°C using CEST-pulse sequence implemented on the 3-Telsa MR scanner. Z-spectra were acquired by saturation with a train of 70x100ms spinlock pulses with 100 ms interpulse delay (DC = 50%) at B_1 = FA/(γtp) = 0.2 − 1μT followed by single-shot TSE imaging (FOV:220 mm; 1.1x1.1x4 mm), offset 4.5. Z-spectra were B_0 corrected employing a WASSR map[6]. Z-spectra fitting was realized by step-wise matrix solution of the 2 pool Bloch-McConnell equations. By performing CEST measurement at different B_1 fit similar as in QUESP (quantifying exchange using saturation time)[7] on the 3-Tesla MR scanner, we have access to the exchange rates.

Ergebnisse: *WEX:* By assuming a base catalyzed exchange process for exchangeable amide protons (-NH) in the carnosine peptide bond, the chemical exchange rate temperature and pH dependencies of the NHCPD group were determined. From the experimental values of $k_{eff}=k_{sw} + R_{1s}$ (R_{1s}- longitudinal solute relaxation rate) obtained from the the NHCPD tempreture (k_{eff} at T: 5.7 C° 10 C° 15 C° 20 C° 25.7 C° 30 C° 34.5 C° 40 C° at pH=7.59) and pH dependecies (k_{eff} at pH= 6.05 6.42 6.7 6.9 7.1 7.19 7.38 7.59 7.67 7.82 7.99 8.3 at T=25°C), the E_a of proton transfer from NHCPD group to water, k_b and R_{1s} were determined. It was done by the three dimensional fit for the pH and T dependencies $k_{sw}(pH,T)$ of the k_{sw} using the following formula (1) :

$$k_{sw}(pH,T) = k_b \cdot [mol] * 10^{pH-14+((Ea+\Delta Hr)/(R\times ln10)\times(1/298.15K-1/T)} \quad (1)$$

where E_a- activation energy, k_b-collusion frequency, ΔHr is standard reaction enthalpy the self-dissociation of water, R- the gas constant. The resulted fit contants are the following: E_a = 33.53(+/− 9.21)kJ/mol, k_b = (2.92 ± 0.43)10^7, R_{1s} = 11.9 ± 2.52, quality of the fit- R-square=0.96. By using these values, one can calculate the k_{sw} at any pH and temperature from eq (1). The Fig.1 provides the direct readout of the csn chemical exchange rate at any pH and temperature (fig.1). As, an example, we calculated the NHCPB group carnosine chemical exchange rate at physiological conditions T=37°C and pH=7.10. It amouts to k_{sw}= 14.83 s^{-1} (from eq (1)). The measurement error $\Delta k_{sw}/k_{sw}$ is 15.96%. *CEST:*The pH dependence of the chemical exchange rate of the NHCPD group was determined using the B_1 fit)[7]of chemical exchange rate from CEST measurement.The chemical exchange rates of carnosine in CEST are a bit overestimated in comparison to rates from WEX. This is illustrated in Fig. 2.

Zusammenfassung: In this paper we investigated the process of chemical exchange between the NH group of the carnosine peptide bond and water. We envisioned two possibilities to determine chemical exchange rates of the amide proton of the csn peptide. The carnosine chemical exchange rate for the NHCPD group was determined as a function of temperature and pH by obtaining $k_{sw}(T)$, $k_{sw}(pH)$ using WEX method and then the $k_{sw}(pH)$ dependency was measured using CEST. These findings are

particularly important from the biological point of view as it can give us more insight in understanding, optimization and quantitative evaluation of amide proton transfer (APT) process in protein-water systems.

Literatur

[1] Gariballa, S.E. and A.J. Sinclair, Carnosine: physiological properties and therapeutic potential. Age Ageing, 2000. 29(3): p. 207-10.
[2]Mannion, A.F., et al., Carnosine and anserine concentrations in the quadriceps femoris muscle of healthy humans. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1992. 64(1): p. 47-50.
[3]Renner, C., et al., Carnosine retards tumor growth in vivo in an NIH3T3-HER2/neu mouse model. Mol Cancer, 2010. 9: p. 2.
[4]Zhou, J., et al., Amide proton transfer (APT) contrast for imaging of brain tumors. Magn Reson Med, 2003. **50**(6): p. 1120-6.
[5] Water exchange spectroscopy on creatine model solutions, S. Goerke, abstract number 394, ESMRMB, 2012
[6]Kim, M., et al., Water Saturation Shift Referencing (WASSR) for Chemical Exchange Saturation Transfer (CEST) Experiments. Magnetic Resonance in Medicine, 2009. 61(6): p. 1441-1450.
[7]McMahon, M.T., et al., Quantifying exchange rates in chemical exchange saturation transfer agentsusing the saturation time and saturation power dependencies of the magnetization transfer effect on the magnetic resonance imaging signal (QUEST and QUESP): pH calibration for poly-L-lysine and a starburst dendrimer. Magnetic Resonance in Medicine, 2006. 55(4): p. 836-847.

Anhang 1

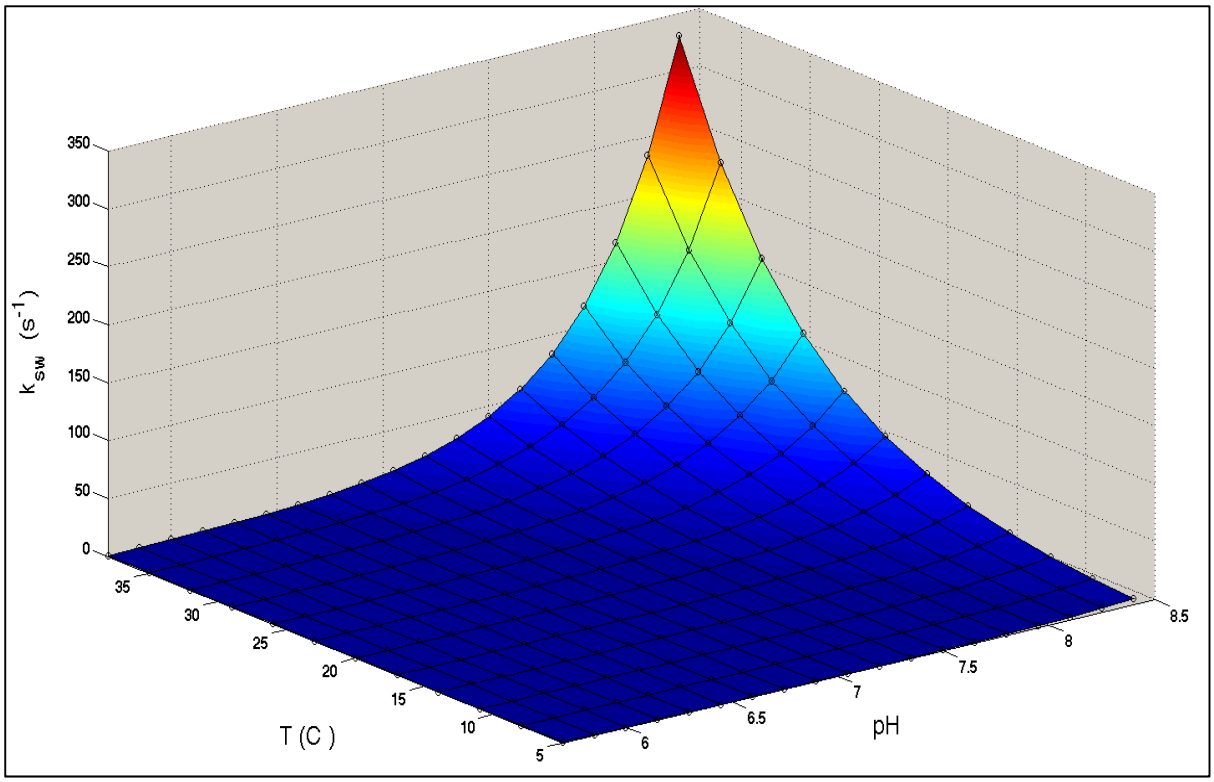


Abb1: Carnosine chemical exchange rate $k_{sw}(pH,T)$ dependence of NHCPB group.

Anhang 2

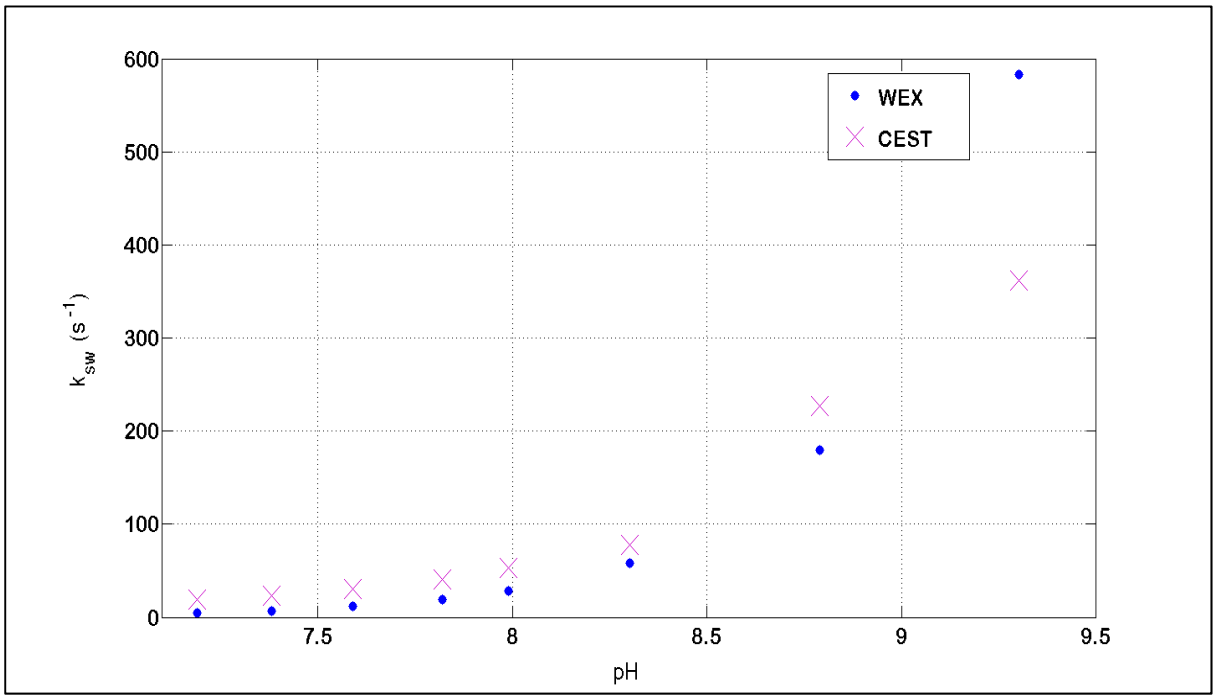
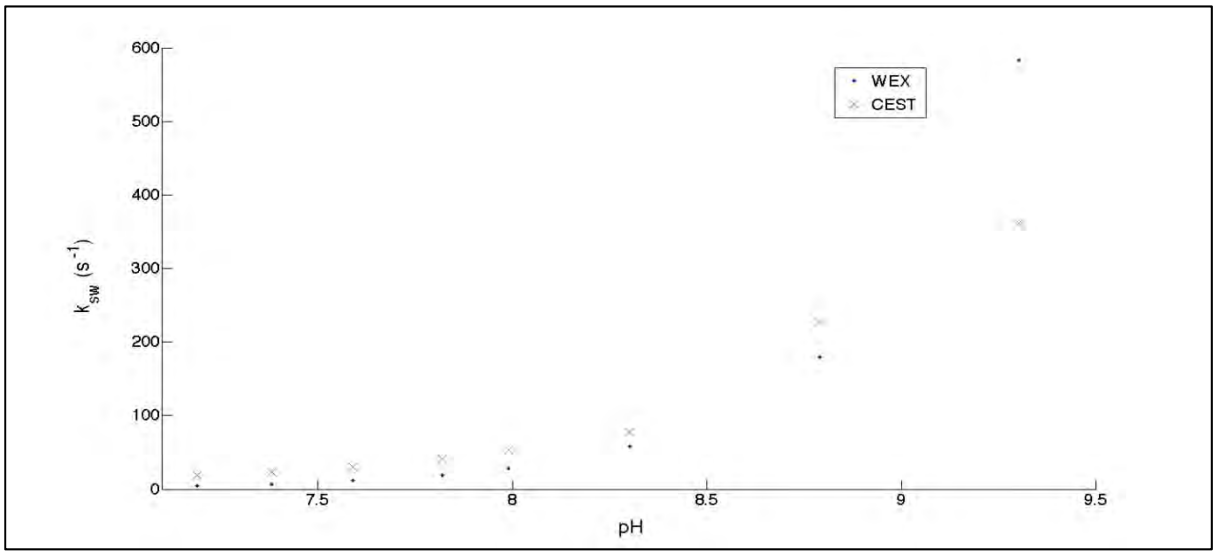


Abb. 2: The comparison of chemical exchange rates for NHCPD determined by WEX and CEST methods. The rates obtained from CEST are in a good agreement with WEX measurement.

Anhang 3



P 41 Etablierung des Schweins als Modell für die Validierung der Perfusionsmessung mittels dynamischer kontrastmittelbasierter Magnetresonanztomographie

A. Sauerbrey[1], S. Hindel[1], M. Maaß[2], M. Kramer[3], L. Lüdemann[1]
[1]Universitätsklinikum Essen, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie, Essen, Deutschland
[2]Evangelisches Krankenhaus Wesel GmbH, Wesel, Deutschland
[3]Klinikum Veterinärmedizin der JLU Gießen, Klinik für Kleintiere, Gießen, Deutschland

Einleitung: Als Modell für die Evaluierung der Perfusionsmessung mittels Magnetresonanztomographie (MRT) ist das Schwein aufgrund seiner anatomischen und physiologischen Ähnlichkeit zum Menschen sehr gut geeignet. Die Gefäßgröße, die Größenverhältnisse der Muskulatur und das Perfusionsverhalten sind mit denen des Menschen vergleichbar. Für indikatorbasierte Perfusionsmessverfahren wie der dynamischen kontrastmittelbasierten Magnetresonanztomographie (DCE-MRI) ist wichtig, dass die Injektionsmengen des Kontrastmittels und Herzfrequenz des Schweines weitestgehend denen des Menschen entsprechen. Kleintiere, wie z.B. Mäuse und Ratten, haben eine deutlich höhere Zirkulationsrate und Perfusionsmessergebnisse mittels MRT sind deshalb nur bedingt auf den Menschen übertragbar.
Da das Signal-zu-Rauschverhältnis der MRT proportional zum Voxelvolumen ist, eignet sich das Schwein gut als Modell für Menschen. Schweine besitzen aufgrund der gezielten Zucht zur Fleischgewinnung eine ausgeprägte Muskulatur. Muskeln sind im Vergleich zu anderen Organen, z.B. Niere oder Gehirn, geringer durchblutet und sind als Modell für ein niedrig perfundiertes Organ gut geeignet.
Als Goldstandard kann eine von der Bildgebung vollständig unabhängige dopplersonographische Flusssonde verwendet werden. Sie wird operativ an die Arterie des zu messenden Versorgungsgebietes angebracht und ermöglicht eine kontinuierliche Messung des Blutflusses durch diese Arterie. Die Flusssonde besteht aus zwei Schallköpfen mit je einem Kristall und einem Reflektorkristall. Das Gefäß wird zwischen die Schallköpfe und den Kristall gelegt. Die beiden Schallköpfe dienen als Sender und Empfänger der Schallwellen, die durch zelluläre Bestandteile des Blutes beeinflusst werden. Die Flussmessung beruht auf dem Doppler-Prinzip. Die Schallimpulse werden von einem Schallkopf gegen und von dem anderen Schallkopf mit dem Blutstrom ausgesendet und von den Blutbestandteilen und dem Reflektor zurückgeworfen. Abhängig vom Blutfluss wird eine Frequenzverschiebung gemessen aus der der Blutfluss in ml/min ermittelt wird. Das Areal um die Sonde muss mit Ultraschall-Gel gefüllt sein, um Störungen der Akustik durch Luft zu vermeiden. Das mittels MRT gemessene aufsummierte Perfusionssignal des Versorgungsgebietes entspricht dem durch die Ultraschall-Flusssonde ermittelten Blutfluss.
Um über den Basisfluss hinaus Messungen durchführen zu können, wird der Blutfluss mit einem Vasodilatator erhöht. Besonders geeignet ist das Antiarrhythmikum Adenosin. Adenosin besteht aus der Nukleinbase Adenin und dem Zucker β-D-Ribose. Rezeptoren für Adenosin befinden sich u.a. in der glatten Muskulatur der Gefäße und im Endothel. [3] Die Plasmahalbwertszeit von Adenosin ist mit deutlich unter zehn Sekunden sehr kurz. Die Wirkung setzt innerhalb von 30 Sekunden nach peripherer venöser Verabreichung ein. Eine schnellere Wirkung wird nach Injektion in den zentralen Kreislauf erwartet. Um die Wirkung von Adenosin über längere Zeiträume aufrechtzuerhalten, sollte es kontinuierlich z.B. über einen Perfusor, appliziert werden. Die vasodilatatorische Wirkung von Adenosin hat eine Blutdrucksenkung zur Folge. Reflextachykardie und Reninausschüttungen werden bei Adenosin im Gegensatz zu vielen anderen Vasodilatatoren seltener beobachtet. Adenosin verlängert die Überleitungsgeschwindigkeit am AV-Knoten des Herzens und verringert die Herzfrequenz. Es wird therapeutisch bei paroxysmalen supraventrikulären Tachykardien (z.B. zur Beendigung der AV-Reentry-Tachykardie) eingesetzt [1].

Material und Methoden: In der Studie wurden 9 Schweine, Deutsche Landrasse oder Hybridschein, weiblich, ca. 66kg (56-74kg) zur Implementierung des Verfahrens verwendet. Zunächst wurde das Schwein mit Ketamin [30 mg/kg], Azaperon (Stresnil®) [2 mg/kg] und Atropin [0,02-0,05 mg/kg] per intramuskulärer Injektion prämediziert. Über eine Venenverweilkanüle in der Ohrvene erfolgte die total intravenöse Anästhesie mit Propofol [4-7 mg/kg/h], Midazolam [0,1-0,5 mg/kg/h] und Fentanyl [0,0015 mg/kg/h]. Das Schwein wurde tracheal intubiert und beatmet.
Zur Applikation des Kontrastmittels wurde in die Vena jugularis der rechten Halsseite des Schweines ein zentraler Venenkatheter (3-Lumen-ZVK-Set, ARROWg+ard Blue®) gelegt. Anschließend wurde die rechte Oberschenkelarterie, die Arteria femoralis, freipräpariert. Proximal wurde die A. femoralis mittels der Seldingertechnik katheterisiert, um eine lokale Applikation von Adenosin, bzw. Kontrastmittel, zu ermöglichen. Der metallfreie, MRT-taugliche Katheter wurde in proximaler Richtung eingeführt und mit Einzelheften fixiert.

Distal des Katheters wurde zur Messung des Blutflusses eine Ultraschall- Flusssonde (Transonic, T206) implantiert. (Abb.1) Die Sonde wurde ebenfalls mit Einzelheften fixiert. Auf die Sonde wurde Ultraschallkontaktgel gegeben und die Wunde verschlossen.
Das Schwein wurde in den Scannerraum transportiert und in Rückenlage im Magnetresonanztomographen (Siemens MAGNETOM Aera 1.5T) auf einer Tischspule (18RF-Kanäle) platziert. Eine Oberflächenspule (Tim-Körperspule, 18 RF-Kanäle) wurde über die Hintergliedmaßen gelegt. Zur kontinuierlichen Datenakquisition der Blutflussmessung wurden LabVIEW 2012, eine AD-Wandlerkarte (NI USB-6211) und ein handelsübliches Netbook unter dem Betriebssystem Windows XP verwendet.
Zur Ermittlung des Versorgungsgebietes der A.femoralis wurde ein niedermolekulares, schnell extravasierendes niedermolekulares Kontrastmittel (Gadotersäure, Dotarem®) in niedriger Dosierung [0,1 ml/kg] lokal mit einer Förderrate von 0,1ml/s appliziert und eine gleichzeitige Aufnahme anatomischer Sequenzen zur Bestimmung des Versorgungsgebietes durchgeführt.
Das Protokoll enthielt eine axiale T1-gewichtete Turbo Spin Echo-Sequenz mit Fettsuppression in Transversalebene mit einer Repetitionszeit TR= 625 ms, einer Echozeit TE= 12 ms, einem Anregungswinkel α= 150°, Voxelgröße: 0,877x0,877x8,4 mm^3, Größe der Rekonstruktionsmatrix: 512x272x40.
Das Protokoll der Basisblutflussmessung enthielt eine 3D-Gradienten-Echo-Sequenz mit einer hohen Zeitauflösung von 1,48s (Siemens, syngo TWIST) mit einer Repetitionszeit TR= 2.69 ms, einer Echozeit TE= 0.86ms, einem Anregungswinkel α= 30°, Voxelgröße: 2,89x4,5x2,9 mm^3, Größe der Rekonstruktionsmatrix: 160x48x128, Zeitschritte: 100 und 250, Frequenzkodierung in axialer Richtung, Parallelbildgebung mit Grappa mit 32 zentralen k-Raum-Zeilen und Beschleunigungsfaktor 6, Aufteilung der peripheren k-Raum-Zeilen auf mehrere Bilder mit Schlüssellochtechnik (keyhole). Die zentralen 20% der zentralen k-Raum-Zeilen wurden jedes Mal abgetastet. Die peripheren 80% der k-Raum-Zeilen wurden so aufgeteilt, dass sie für die ersten 100 Messungen nur bei der jeweils 5. Messung anteilig gemessen wurden, bei den anschließenden 250 Messungen mit niedrigerer Zeitauflösung als bei der jeweils 2. Messung. Über den zentralen Venenkatheter wurde nach der fünften Messung der dynamischen Sequenz das niedermolekulare Kontrastmittel [0,2ml/kg], Förderrate: 5ml/s mit einem Injektor appliziert, anschließend wurden 20 ml 0,9%-ige NaCl-Lösung mit derselben Förderrate injiziert.
Nach ca. 20min erfolgte die Applikation eines hochmolekularen, stark proteinbindenden, intravaskulär verbleibenden Kontrastmittels (Gadofosveset Trisodium, Ablavar®/Vasovist®), Dosierung [0,1ml/kg], Förderrate: 5ml/s, anschließend wurden 20 ml 0,9%-ige NaCl-Lösung mit derselben Förderrate injiziert. Die dynamische Messung erfolgte für 100 Zeitschritte mit identischen Sequenzparametern.
Vor jeder dynamischen Messung wurden statische Bilder mit der TWIST-Sequenz zur Erstellung von Karten der basalen Relaxivität und Magnetisierbarkeit mit den Anregungswinkeln 5°, 10°, 20° und 30° akquiriert. Die Justage-Einstellungen der ersten statischen Messung wurden für die weiteren statischen und dynamischen Messungen mit der TWIST-Sequenz übernommen, um mit identischen Einstellungen akquirieren zu können. Die Berechnung der Kurven der Änderung der Relaxationszeit erfolgte nach dem Verfahren von Li et al. [4].
Vor und nach jeder Messung und vor Kontrastmittelgabe wurden anatomische Messungen durchgeführt, um Differenzbilder erstellen zu können.
Zur Flusssteigerung wurde Adenosin [c= 5mg/ml] lokal mittels eines Perfusors in die A. femoralis injiziert. Die Dosis richtete sich nach der Wirkung. Wie bei der Basismessung wurde zunächst das niedermolekulare Kontrastmittel appliziert und gemessen und anschließend wurde das hochmolekulare intravaskuläre verabreicht und eine Messung durchgeführt. Eine zweite Flusssteigerung mit gleicher Vorgehensweise wurde durchgeführt.
Anschließend wurden aus der Muskulatur des Versorgungsgebietes Biopsien entnommen, um histologisch Blutvolumen und interstitielles Volumen zu bestimmen. Die ermittelten Volumina sollen als Referenz für diese mit der MRT ermittelten Parameter dienen. Die Größe des Versorgungsgebietes wurde durch Injektion des Fluoreszenzfarbstoffes Evans Blue (10ml, c= 100mg/ml) in den Seldinger-Katheter kontrolliert (Abb. 2). Das Schwein wurde unter Vertiefung der Narkose und Injektion von T61 [0,3ml/kg] euthanasiert.

Ergebnisse: Acht Schweine dienten der Etablierung der Methode der Perfusionsmessung mit der MRT mit einer Ultraschall-Flusssonde als Referenzverfahren und einer Perfusionssteigerung mit Adenosin. Die Auswahl der A. femoralis und ihres Versorgungsgebietes bringt einige Vorteile. Die A. femoralis ist relativ leicht zugänglich und mit einem Durchmesser von ca. 4-6 mm gut geeignet zur Anbringung einer Flusssonde mit einem Durchmesser von 4 bzw. 6 mm. Die Flusssonde sollte nach Herstellerangaben zu mindestens 70% ausgefüllt sein, um verlässliche Werte zu erhalten.
Während der Etablierung wurde neben der A.femoralis versucht die A.axillaris in der Achselregion zu präparieren. Durch die anatomische Nähe der A. axillaris zum Nervengeflecht des Plexus brachialis, war die A. axillaris schlechter zugänglich und nicht immer unter Schonung der Nerven präparierbar. Die Nerven sollten erhalten bleiben, um die ungestörte Innervation der Blutgefäße zu gewährleisten. Die Fixation der Ultraschall-Flusssonde und des Katheters mittels Einzelheften an der Muskulatur machte das sehr fragile System belastbarer beim Transport in den Scannerraum. Die Flussmessungen mittels der Ultraschallflusssonde wurden kontinuierlich aufgezeichnet. Bei hohen Flip-Winkeln kam es zu Störungen des Messsignals der Sonde durch elektromagnetische Einstrahlungen, sodass die Flusssondenmesswerte vor und nach jeder MRT-Messung gemittelt wurden, um den Blutfluss während der MRT-Messung zu ermitteln.
Die Blutflusssteigerung wurde durch eine Dosierung des Adenosins nach Wirkung erreicht (Abb.3). Sobald der erhöhte Blutfluss über mehrere Minuten konstant blieb, konnte eine Messung mittels MRT durchgeführt werden.
Anhand von Differenzbildern (Abb.4), die aus Bildern vor und nach lokaler Kontrastmittelgabe erstellt wurden, und anatomischen Bildern kann das Versorgungsgebiet der A. femoralis bestimmt werden. Dies muss für jedes Schwein gemacht werden, weil die Versorgungsgebiete der Gefäße der Individuen unterschiedlich sein können. Eine genaue Kenntnis des Versorgungsgebietes ist essentiell, weil nur die für das Versorgungsgebiet ermittelte Perfusion mit den Flussmessdaten der A. femoralis abgeglichen werden kann. Die Perfusion soll mittels kompartimentbasierten pharmakokinetischen Modellen ermittelt werden. Es wurde bereits mit einem neunten Schwein die etablierte Methode getestet und es wurden auswertbare Daten erfasst. Abb. 6a/b zeigen gemittelte Relaxations-Zeit-Kurven (arterielle Eingangsfunktion, AIF) der Aorta, des proximalen und distalen Teils der A. poplitea und der A. saphena mit einem intravasal verbleibenden (Abb.6a) und einem extravasierenden Kontrastmittel (Abb.6b). Die genauen Positionen der Messungen sind in einer 3D-Ansicht des Schweins in Abb.5 dargestellt. Für die Erstellung der AIFs wurde ein Gamma-Variat-Fit verwendet. Abb.6c zeigt die Gewebekurven unter Verwendung des niedermolekularen Kontrastmittels, die in der Axialebene der entsprechenden Punkte aufgenommen wurden. Es wurden nach Möglichkeit keine Knochen, Haut und große Gefäße einbezogen.

Zusammenfassung: Es konnte gezeigt werden, dass das Schwein als Modell für eine DCE-MRT-basierte Perfusionsmessung gut geeignet ist. Die genaue Ermittlung der Perfusion spielt eine bedeutende Rolle in der biologischen Bestrahlungsplanung. Die Perfusion gibt Aufschluss über die Strahlensensibilität des Tumors. Innerhalb des Zielvolumen des Tumorgewebes kann mittels Dosismodulation (dose painting) lokal angepasst bestrahlt werden. Die Datenerfassung der Experimente am Schwein ermöglicht es, kliniktaugliche Methoden zur Quantifizierung der Perfusion zu entwickeln und zu evaluieren.

Literatur

[1] Aggarwal, Marltier et al., Adenosine: present uses, future indications, Current Opinion in Anaesthesiology 1994, 7:109-122
[2] Lüdemann, L. et al. Absolute quantification of regional renal blood flow in swine by dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging using a blood pool contrast agent, Investigative Radiology 44: 125-134 (2009)
[3] Lynge, Hellsten et al., 2000, Distribution of adenosine A_1, A_{2a}, A_{2b} receptors in human skeletal muscle. Acta Phys Scand 169, 283-290
[4] Li, K.-L. et al. Improved 3D Quantitative Mapping of Blood Volume and Endothelial Permeability in Brain Tumors, J Mag Res Imaging 12: 347-357 (2000)

Anhang 1

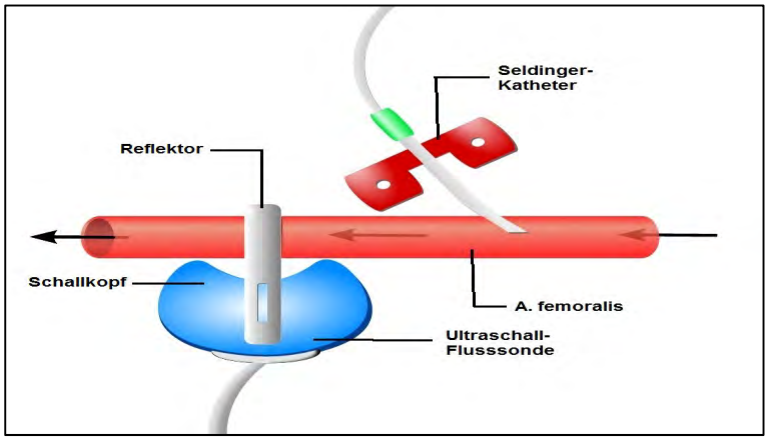


Abb.1: Anordnung der Ultraschallflusssonde und des Katheters an der A. femoralis. Die Pfeile zeigen die Flussrichtung des Blutes an

Anhang 2

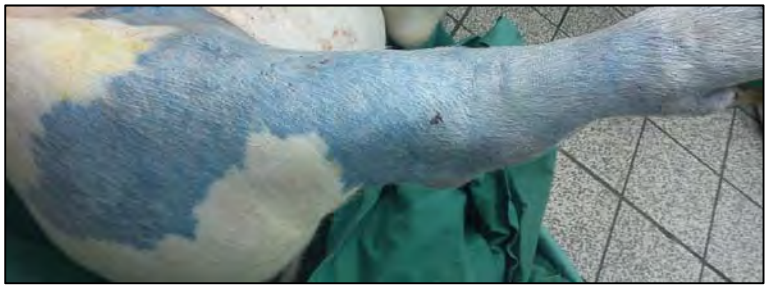


Abb.2: Darstellung des Versorgungsgebietes der A. femoralis nach Applikation von Evans Blue in den Seldinger-Katheter

Anhang 3

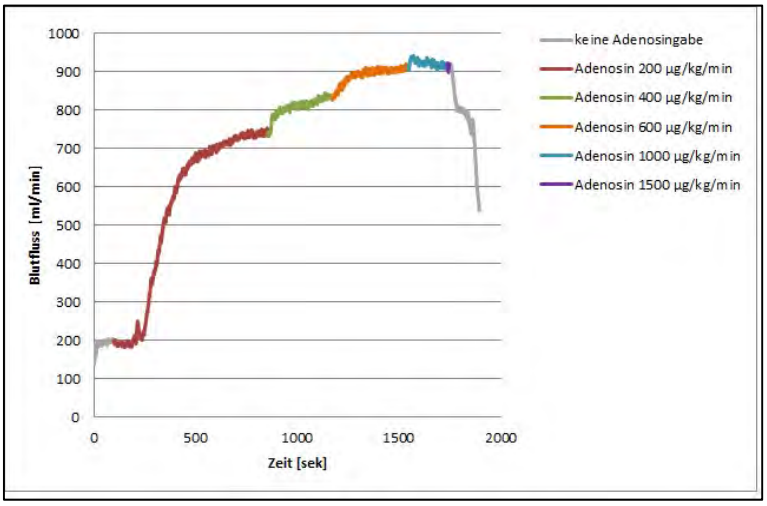


Abb.3: Steigerung des Blutflusses [ml/min] mittels lokaler Gabe von Adenosin

Anhang 4



Abb.4: Differenzbild, T1-gewichtete Aufnahme nach lokaler Kontrastmittelgabe in die rechte Femoralisarterie. Zu sehen ist eine deutliche Aufhellung des Versorgungsgebietes

Anhang 5

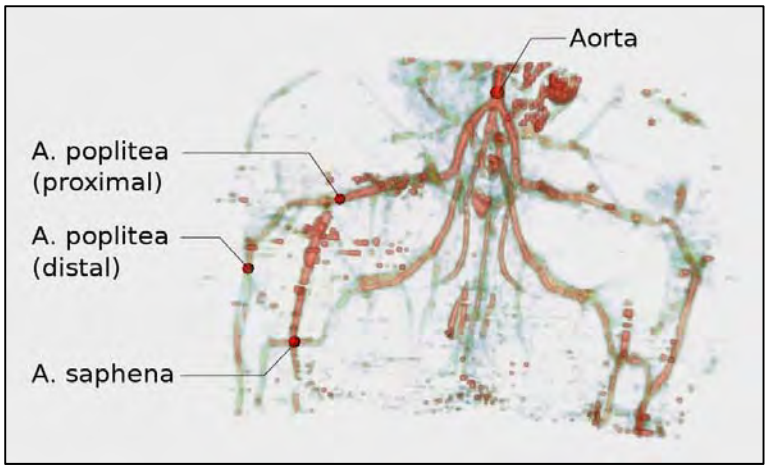


Abb.5: 3D-Darstellung des Gefäßbaums des Schweins. Gekennzeichnet sind die Positionen der Messung der arteriellen Eingangsfunktion

Anhang 6

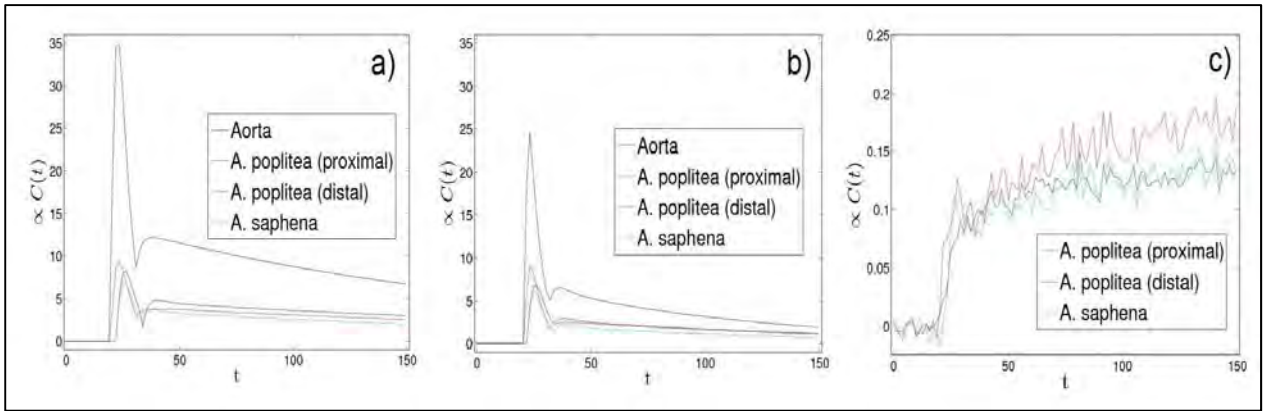


Abb.6: Dargestellt in Abb.a) und b) sind gemittelte Relaxations-Zeit-Kurven (AIF) der Aorta, des proximalen und distalen Abschnittes der A. poplitea und der A. saphena. Abb.a) zeigt die AIF des hochmolekularen Kontrastmittels und Abb.b) die AIF des niedermolekularen Kontrastmittels. Abb.c) zeigt Gewebekurven, die in axialer Schnittebene auf der Höhe der A. poplitea (proximal und distal) und A. saphena aufgenommen wurden. Es wurde das niedermolekulare, extravasierende Kontrastmittel verwendet.

P 42 Absolut quantitative GABA-Spektroskopie mit Watermapping im motorischen und visuellen Kortex

G. Oeltzschner[1,2], N. Hoogenboom[1], T. Baumgarten[1], K. Heberlein[3], H.-J. Wittsack[2], A. Schnitzler[1]
[1]Institut für Klinische Neurowissenschaften und Medizinische Psychologie, Medizinische Fakultät, Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Düsseldorf, Deutschland
[2]Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Medizinische Fakultät, Heinrich-Heine-Universität, Düsseldorf, Deutschland
[3]Siemens Medical Solutions, USA, Charlestown, MA, Deutschland

Fragestellungen: γ-Aminobuttersäure (GABA) ist der wichtigste inhibitorische Neurotransmitter des menschlichen zentralen Nervensystems. Zahlreiche neurologische Erkrankungen gehen unter anderem mit Änderungen der GABA-Konzentrationen einher. Mit Hilfe der 1H-Magnetresonanzspektroskopie (1H-MRS) und der spectral-editing-Methode MEGA-PRESS [1] kann GABA nachgewiesen werden. Als Konzentrationsreferenz wird dabei meist Kreatin (Cr) oder NAA (N-Acetylaspartat) herangezogen. In der vorliegenden Arbeit wird das Wassersignal aus dem MRS-Voxel als Referenz benutzt. Die Information über den absoluten Wassergehalt wird aus einer Watermapping-Messung nach [2] erhalten, indem das MRS-Voxel in der Wasserkarte registriert wird. Die Konzentrationsangaben werden hinsichtlich Partialvolumen- und Relaxationseffekte korrigiert. Die Methode wird an 9 gesunden Probanden im motorischen und visuellen Kortex angewendet.

Material und Methoden: Sämtliche Messungen werden an einem klinischen 3T-Ganzkörper-MRT (Siemens MAGNETOM Trio A Tim System, Siemens Healthcare AG, Erlangen) mit einer 12-Kanal-Kopfspule durchgeführt. Mit einer MEGA-PRESS-Implementation werden die GABA-Spektren (NEX = 128) und Spektren ohne Wasserunterdrückung (Option „HF aus“, NEX = 8) akquiriert (TR = 1500 ms, TE = 68 ms, V = 27 mL). Im Anschluss werden die fünf für das Watermapping nach [2] notwendigen bildgebenden Messungen ausgeführt. Abschließend folgt eine 3D-MPRAGE-Sequenz als Basis der Hirnsegmentierung. Die Spektroskopiedaten werden mit jMRUI v4 [3] verarbeitet. Die GABA-Spektren werden zunächst mit zero filling (1024 Datenpunkte) und Apodisierung (Gauß, 5 Hz) vorbereitet. Mit dem HLSVD-Algorithmus werden Restwasser- und Lipidsignale entfernt, bevor mit dem AMARES-Algorithmus der GABA-Peak mit einem Gaußschen Einzelpeak (Phase: 0°) gefittet wird (Abb. 1). Das Wassersignal wird manuell phasenkorrigiert und danach ebenfalls mit AMARES quantifiziert. Die Wasserkarten werden aus den fünf Einzelmessungen des Watermappings mit Hilfe der Software predictMS [2, 4] berechnet. Mit SPMv8 [5] wird die hochauflösende 3D-MPRAGE-Karte nach grauer und weißer Substanz sowie Liquor segmentiert und die resultierenden Einzelkarten auf die Wasserkarte koregistriert. Das MRS-Voxel wird mit einer MATLAB-Routine (The Mathworks Inc., Natick/MA) aus den Spektroskopie-Rohdaten (Siemens RDA) ausgelesen und in eine binäre Maske umgewandelt. Damit werden aus den Wasser- und Gewebekarten der absolute Wassergehalt des Voxels sowie die Anteile von grauer und weißer Substanz bzw. Liquor ermittelt. Die Berechnung der absoluten GABA-Konzentration erfolgt dann wie in [6] mit publizierten Werten [7, 8] für die Relaxationskorrekturen. Die Methode wurde auf 12 gesunde Probanden angewendet, die zuvor den Hand-Dominanz-Test (HDT) nach Steingrüber absolviert hatten. Die Platzierung der Spektren erfolgte dabei im linken (LMOT) und rechten (RMOT) Motorkortex (jeweils zentriert auf den „hand knob“) sowie im visuellen (VIS) Kortex (Abb. 2). Die GABA-Asymmetrie über die beiden Motorzentren wurde gemäß ASYM = (LMOT-RMOT)/(LMOT+RMOT) berechnet. Drei Datensätze konnten aufgrund von Segmentierungsproblemen (1 Fall) und unbrauchbarer Spektren (2 Fälle) nicht verwendet werden, so dass 9 vollständige Datensätze (5M, 4F, ∅-Alter 31,8 ± 11,71 Jahre) ausgewertet wurden.

Ergebnisse: Für die absoluten GABA-Konzentrationen ergaben sich die Werte in Tab. 1, die auch die Volumenanteile der verschiedenen Gewebetypen enthält. LMOT und RMOT weisen nahezu identische Werte auf, während der Wert für VIS signifikant darüber liegt. Dies wurde bereits in [9] berichtet. Während die Segmentierung mit der Literatur ([10]) übereinstimmende Anteile liefert, sind die absoluten Werte für LMOT und RMOT gegenüber Vergleichswerten ([10]) leicht erhöht. Dies könnte darauf zurückzuführen sein, dass bisherige Studien gewebetypische Mittelwerte für den Wassergehalt des Hirns voraussetzten, während in der vorliegenden Arbeit mit der Watermap erstmals eine exakte, individuelle Wasserreferenz für das MRS-Voxel verwendet wird.
Abb. 3 zeigt die Verteilung der Asymmetrie zwischen den GABA-Konzentrationen in LMOT und RMOT in Abhängigkeit vom HDT-Score (-100 = absolut linkshändig, +100 = absolut rechtshändig). Die vorläufigen Daten von 9 gesunden Probanden deuten darauf hin, dass eine stark ausgeprägte Dominanz einer Hand auch mit einer stärkeren Asymmetrie der GABA-Konzentrationen im primären motorischen Kortex verbunden ist. Dabei weist der für die dominante Hand zuständige motorische Kortex höhere

Konzentrationen auf, was in Übereinstimmung mit jüngeren Erkenntnissen („more GABA, better performance“, z.B. [11]) steht.

Zusammenfassung: In der vorliegenden Arbeit wurde eine erweiterte Spektroskopie-Methode zur genauen quantitativen Bestimmung der GABA-Konzentration im motorischen und visuellen Kortex angewendet. Die Bestimmung des absoluten Konzentrationsstandards erfolgt dabei über ein bildgebendes Watermapping-Verfahren. In einem Kollektiv von 9 gesunden Probanden wurde mit diesem Verfahren eine Asymmetrie der GABA-Verteilung zwischen den primären motorischen Kortizes der linken und rechten Hand festgestellt, deren Grad offenbar mit der Richtung und Ausprägung der Händigkeit der Probanden zusammenhängt.
Gefördert vom SFB 974, TP 7

Literatur

[1] Mescher M, Merkle H, Kirsch J, Garwood M, Gruetter R. Simultaneous in vivo spectral editing and water suppression. NMR Biomed. 1998;11:266-272
[2] Neeb H, Ermer V, Stocker T, Shah NJ. Fast quantitative mapping of absolute water content with full brain coverage. Neuroimage. 2008;42:1094-1109.
[3] Stefan D, Di Cesare F, Andrasescu A et al. Quantitation of magnetic resonance spectroscopy signals: the jMRUI software package. Meas Sci Technol. 2009;20:104035
[4] Tonkova V, Arhelger V, Schenk J, Neeb H. Rapid myelin water content mapping on clinical MR systems. Z Med Phys. 2012;22:133-142
[5] Friston et al., Statistical Parametric Mapping: The Analysis of Functional Brain Images, Academic Press, 2007
[6] Mullins PG, McGonigle DJ, O'Gorman RL, Puts NA, Vidyasagar R, Evans CJ; Cardiff Symposium on MRS of GABA, Edden RA. Current practice in the use of MEGA-PRESS spectroscopy for the detection of GABA. Neuroimage. 2013 (in press)
[7] Wansapura JP, Holland SK, Dunn RS, Ball WS Jr. NMR relaxation times in the human brain at 3.0 tesla. J Magn Reson Imaging. 1999;9:531-538
[8] Träber F, Block W, Lamerichs R, Gieseke J, Schild HH. 1H metabolite relaxation times at 3.0 tesla: Measurements of T1 and T2 values in normal brain and determination of regional differences in transverse relaxation. J Magn Reson Imaging. 2004;19:537-545
[9] Evans CJ, McGonigle DJ, Edden RA. Diurnal stability of gamma-aminobutyric acid concentration in visual and sensorimotor cortex. J Magn Reson Imaging. 2010;31:204-209
[10] Bhattacharyya PK, Phillips MD, Stone LA, Bermel RA, Lowe MJ. Sensorimotor Cortex Gamma Aminobutyric Acid Concentration Correlates with Impaired Performance in Patients with MS. AJNR. 2013 (in press)
[11] Stagg CJ. Magnetic Resonance Spectroscopy as a tool to study the role of GABA in motor-cortical plasticity. Neuroimage. 2013 (in press)

Anhang 1

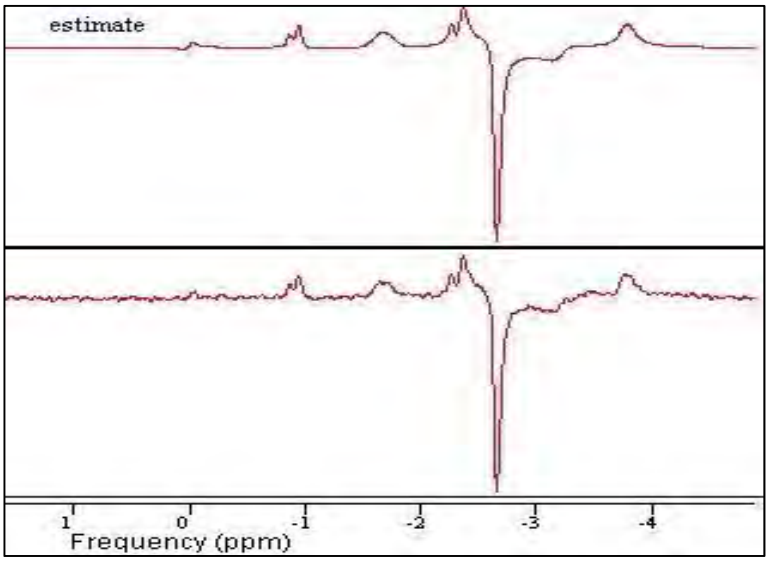


Abb. 1: jMRUI-Fit des GABA-Spektrums

Anhang 2

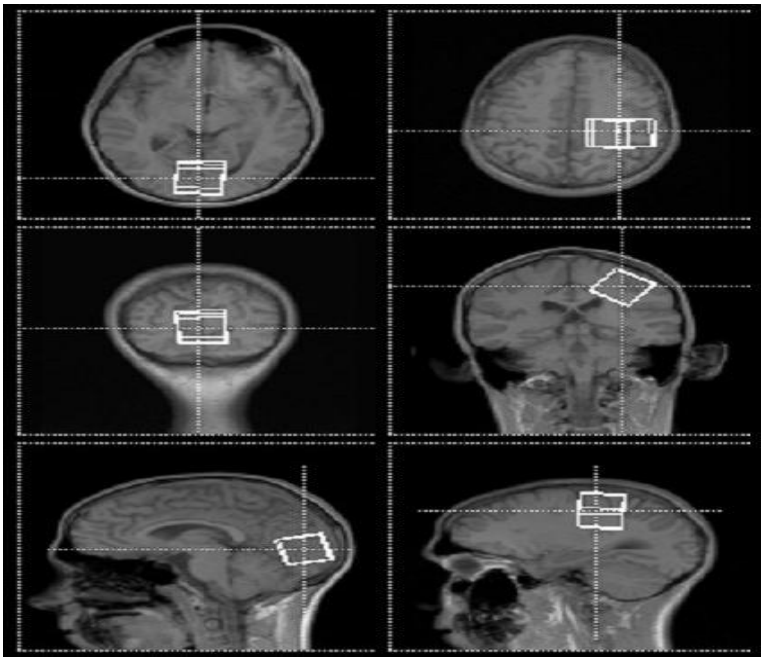


Abb. 2: Platzierung der MRS-Voxel VIS (links) und LMOT (rechts)

Anhang 3

	GM	WM	Liquor	GABA
Region	Volumen-%			mM
LMOT	31 ± 4	57 ± 6	11 ± 4	1,69 ± 0,36
RMOT	29 ± 3	59 ± 9	10 ± 6	1,67 ± 0,34
VIS	58 ± 2	30 ± 4	11 ± 3	1,93 ± 0,31

Tab. 1: Resultate für 9 gesunde Probanden

Anhang 4

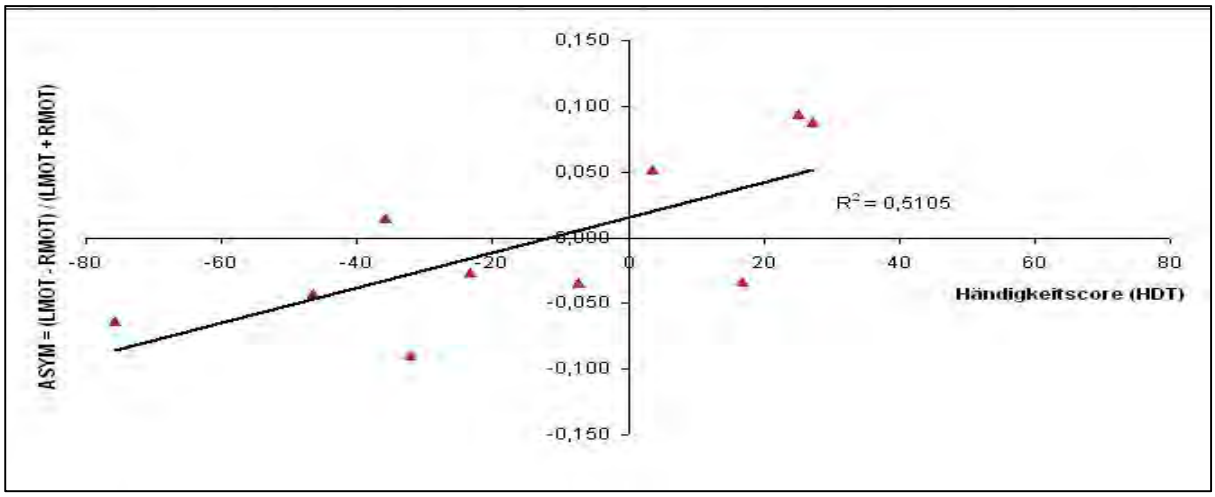


Abb. 3: GABA-Asymmetrie der beiden Motorzentren vs. Händigkeit nach Steingrüber

P 43 Bestimmung von Protonen-Austauschraten für Glukose in vitro im gepulsten Spinlock-Experiment bei 3 und 7 Tesla

P. Schünke[1], M. Zaiß[1], E. Rerich[1], P. Bachert[1]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum, Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland

Fragestellungen: Frequenzselektive Spinlock (SL) bzw. CEST (Chemical Exchange Saturation Transfer)-Experimente ermöglichen es, den Austausch zwischen Protonen unterschiedlicher chemischer Umgebungen, den sogenannten Pools, zu untersuchen. Die Kenntnis über diese Austauschprozesse ermöglicht neue Kontraste in der Magnetresonanztomographie. Ziel dieser Studie war, die Austauschraten der Hydroxyl-Protonen von Glukose und der Wasser-Protonen in Abhängigkeit vom pH-Wert zu bestimmen.

Material und Methoden: Das SL- bzw. CEST-Signal hängt von mehreren unterschiedlichen Parametern ab, wie z.B. der Larmorfrequenz δ, den Relaxationszeiten T_1 und T_2, der Stärke des Magnetfeldes B_0 und von der Austauschrate k_B. Außerdem spielt das Verhältnis von Austauschrate zur Larmorfrequenz eine wichtige Rolle. Für $k_B/ \delta >> 1$, dem sogenannten fast exchange regime, welches bei Glukose vorliegt, sind Spinlock-Experimente besser geeignet als CEST-Experimente [1]. Zur Bestimmung der Protonen-Austauschraten zwischen Glukose und Wasser wurden phosphatgepufferte Glukose-Lösungen mit einer Konzentration von 100 mM/l und pH-Werten von 4.95, 5.47 und 6.00 bei B_0 = 3 T und 7 T (MAGNETOM, Siemens Healthcare, Erlangen) untersucht. Es konnten gestückelte Spinlock-Pulse mit einer Sättigungszeit (t_p) von max. 100 ms eingestrahlt werden. Zwischen den einzelnen Sättigungspulsen wurde jeweils eine Pause (t_d) von 100 ms (duty cycle = 50%) eingeschoben. Aus der Signalintensität des Wassers als Funktion der Sättigungsfrequenz, dem sogenannten Z-Spektrum, kann mittels Asymmetrieanalyse der SL- bzw. CEST-Effekt (MTR_{asym}) bestimmt werden. Insgesamt wurde in einem Chemical-Shift-Bereich von -6 bis +6 ppm in 62 Schritten gesättigt. Mit Hilfe von Simulationen wurden die optimalen Sequenzparameter ermittelt. Die Simulationen wurden mit einem von M. Zaiß geschriebenen Matlab® (The MathWorks, Natick MA, USA) -Programm durchgeführt und beruhen auf analytischen Lösungen der Bloch-McConnell-Gleichungen, welche die Magnetisierung von gekoppelten Spinsystemen bei Radiofrequenzeinstrahlung beschreiben [3]. Es wurde von einem 2-Pool-Modell und vier austauschenden Hydroxyl-Protonen pro Glukosemolekül ausgegangen (f_B = 0.0036).

Ergebnisse: Die Messungen der Glukose-Lösung bei B_0 = 3 T und einem pH-Wert von 4.95 zeigen ein MTR_{asym} zwischen 3% und 13% für B_1-Werte zwischen 0.5 µT und 3.5 µT und n = 50 Sättigungspulsen (Abb.1). Die Abbildung zeigt einen Shift des Maximums der MTR_{asym}-Kurve zu höheren Frequenzen mit steigenden B_1-Werten, welcher qualitativ mit den Ergebnissen der Simulationen übereinstimmt (Abb.2) und bei Feldstärken von 9.4 T und 11.7 T bereits beobachtet wurde [1][2]. Weitere Messungen bei 3 T ergaben einen abnehmenden Effekt mit steigenden pH-Werten (Abb. 3). Dies wird mit ansteigenden Austauschraten erklärt. Die Messungen bei 7 T zeigten einen MTR_{asym} von max. 31% bei n = 10 Sättigungspulsen und B_1 = 8 µT. Die Messergebnisse stimmen gut mit der Simulation überein (Abb.4). Die mittels Simulation bestimmten Werte der Larmorfrequenz und der Austauschrate des Metaboliten betragen δ_B = 1.8 ppm und k_B = 4.5 kHz (fast exchange regime).

Zusammenfassung: Es konnte gezeigt werden, dass der chemische Austausch der Hydroxyl-Protonen von Glukose mittels gepulsten Spinlock-Experimenten bei Feldstärken von 3 und 7 Tesla an klinischen Ganzkörper-Tomographen beobachtet werden kann. Bei B_0 = 7 T sind Effekte von über 30% messbar und mittels Simulation der gemessenen Z-Spektren ist die Bestimmung der Austauschraten möglich. In weiteren Messungen sollen die Austauschraten für verschiedene pH-Werte im klinisch relevanten Bereich genauer bestimmt werden. Zusätzlich soll die Temperaturabhängigkeit der Austauschraten untersucht werden.

Literatur

[1] Jin, T et al: Magnetic Resonance in Medicine 65, S.1448-1460 (2011)
[2] Chan, K et al: Magnetic Resonance in Medicine 68(6), S.1764–1773 (2012)
[3] Zaiss, M et al: NMR in Biomedicine 26(5), S.507-518 (2013)

Anhang 1

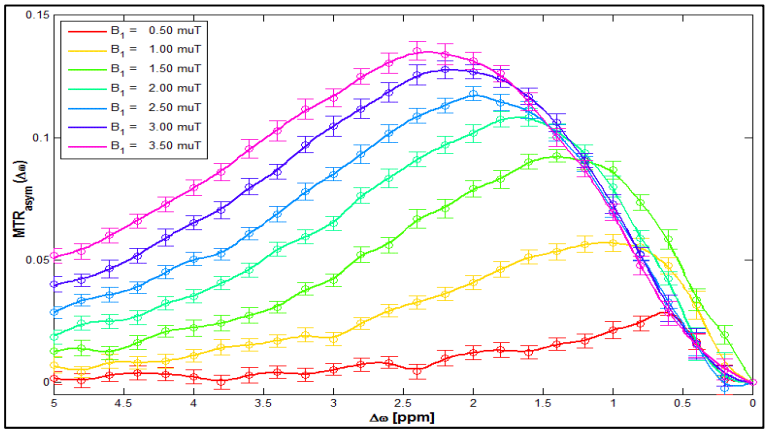


Abb.1: Gemessene MTR_{asym}-Kurven von Glukose-Lösung (pH = 4.95) bei B_0 = 3 T und n = 50 Sättigungspulsen für B_1 = 0.5 - 3.5 µT.

Anhang 2

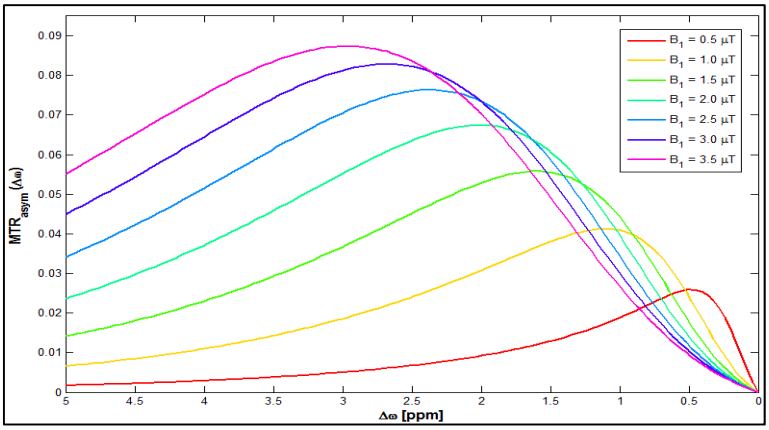


Abb.2: Simulierte MTR_{asym}-Kurven für B_0 = 3 T, n = 50 Sättigungspulse, Larmorfrequenz δ_B = 1.8 ppm und Austauschrate k_B = 4.5 kHz für B_1 = 0.5 - 3.5 µT.

Anhang 3

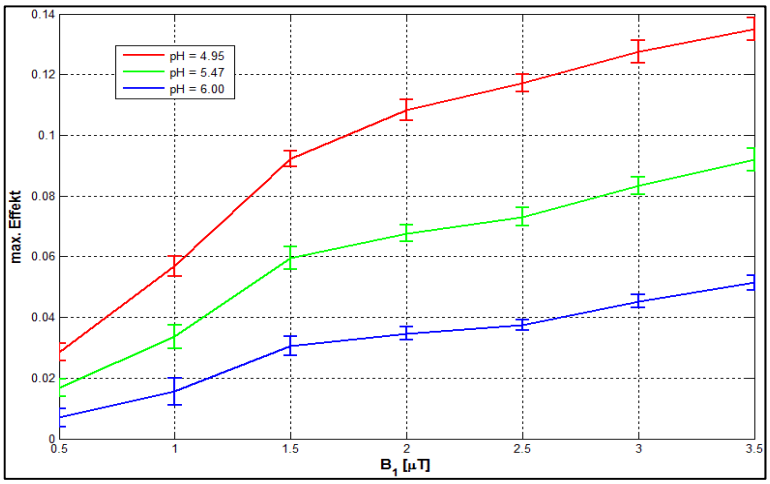


Abb.3: Gemessener maximaler CEST-Effekt von Glukose-Lösung bei pH = 4.95 (rot), 5.47 (grün) und 6.00 (blau), B_0 = 3 T, n = 50 Sättigungspulsen und B_1 = 0.5 - 3.5 µT.

Anhang 4

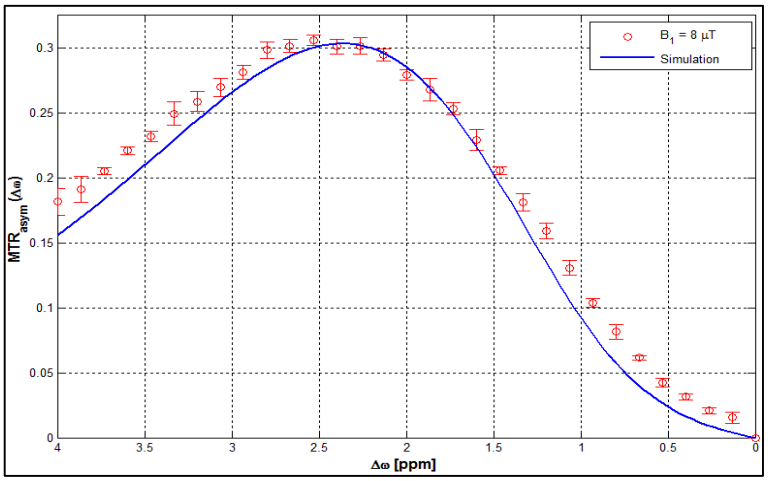


Abb.4: Gemessene MTR_{asym}-Kurve (rot) von Glukose-Lösung (pH = 4.95) bei B_0 = 7 T, B_1 = 8 µT, n = 10 Sättigungspulsen und simulierte MTR_{asym}-Kurve (blau) mit ***δ_B = 1.8 ppm und k_B = 4.5 kHz.***

P 44 Prospektive Schichtnachführung zur Korrektur der Atembewegung bei der myokardialen Perfusionsdiagnostik mittels Magnetresonanztomographie bei 3,0T

S. Wein[1], S. Weber[1], J. F. Dechent[1], L. M. Schreiber[1], C. Düber[2], K.-F. Kreitner[2]
[1]Klinik und Poliklinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz, Medizinische Physik, Mainz, Deutschland
[2]Klinik und Poliklinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz, Mainz, Deutschland

Fragestellungen: Der erste auftretende Effekt einer Koronaren Herzerkrankung (KHK) ist eine verminderte Durchblutung des Herzmuskelgewebes [1]. Die Messung der Herzmuskeldurchblutung erlangt daher einen besonders hohen Stellenwert in der Diagnostik der KHK. Eine vielversprechende Methode zur Bestimmung des Durchblutungszustands des Herzens stellt hierbei die Magnetresonanztomographie (MRT) dar. Mittels der nicht-invasiven, kontrastmittelgestützen MR Perfusionsbildgebung ermöglicht sie eine quantitative Analyse des Durchblutungszustandes des Herzens [3-10]. Eine besondere Schwierigkeit bei der Perfusionsbildgebung stellt die Bewegungen des Herzens, bedingt durch die Atmung, dar. Selbst bei der Atemanhaltetechnik kommt es – physiologisch bedingt – aufgrund des Sauerstoffverbrauchs in der Lunge zu einer langsamen kranial gerichteten Bewegung des Herzens. Hierdurch kann die genaue Bestimmung der Durchblutung des Herzmuskelgewebes beeinflusst werden. Folglich kann es zu einer Fehldiagnose des gesundheitlichen Zustandes eines Patienten führen. Ziel dieser Arbeit war es daher, eine prospektive Schichtnachführung zur Korrektur der Atembewegung für die Perfusionsbildgebung des Herzens zu entwickeln.

Material und Methoden: Es wurde eine Navigatortechnik zur prospektiven Schichtnachführung (prospective slice tracking, PST) an einem 3,0T Magnetresonanztomographen (Magnetom Skyra, Siemens Medical Solution, Erlangen, Germany) entwickelt. Im Gegensatz zu herkömmlichen Methoden zur Korrektur der Atembewegung, bei denen die Position des Zwerchfells zur Bestimmung der aktuellen Herzposition verwendet wird, überwacht diese Technik die tatsächliche Herzposition und nutzt diese zur Korrektur der Schichtposition. Dazu wird ein geeigneter anatomischer Marker am Herzen festgelegt und seine Bewegung verfolgt. Demnach ist keine zusätzliche Korrelation zwischen der Bewegung des Herzens und des Zwerchfells, die interindividuell variabel und damit unzuverlässig ist, erforderlich. Mittels einer eindimensionalen Navigator-Pulssequenz wird die Position des Herz-Lungen-Übergangs während der Atmung vor jeder Schichtaufnahme bestimmt. Die Position der Perfusionsschicht wird anhand der Ergebnisse der Navigatormessung entsprechend während der Messung sofort korrigiert, so dass keine nachträgliche Korrektur in Richtung des Navigators erforderlich ist. Als Perfusionssequenz wurde eine SR-TrueFISP [11] Pulssequenz verwendet. Die prospektive Schichtnachführung zur Korrektur von Atembewegungen wurde zunächst an einem Agarphantom mit Myokard-ähnlichen Relaxationszeiten (T1=1286ms [12], T2=58,8ms [13]) verifiziert. Um die Qualität der Bewegungskorrektur bewerten zu können, wurde die Geometrie eines Prismas mit dreieckiger Grundseite verwendet. Durch die Anordnung der Perfusionsschicht (Abb. 1) konnte im Bild der Schichtaufnahme der Durchschnitt des Phantoms in Form eines Rechteckes beobachtet werden. Bedingt durch die Richtung der ausgeführten Bewegung galt die Bewegungserkennung als stabil, wenn sich die Breite des zu sehenden Rechteckes aufgrund der Schichtnachführung nicht veränderte. Die zeitliche Streuung dieser Breite diente als Maß für die Güte der Bewegungskorrektur. In den durchgeführten Phantommessungen wurden Atembewegungen durch manuelle Bewegung des Phantoms simuliert. Darüber hinaus wurden erste Tests an gesunden Probanden unter freier Atmung durchgeführt. Im Fokus stand dabei zunächst die optimale anatomische Positionierung der Navigatorschicht zur validen Bestimmung der gegenwärtigen Herzposition. Diesbezüglich wurden bisher zwei mögliche Ansätze untersucht. Im ersten Fall wurde die Bewegung der unteren Herzkante entlang der Schichtkodierrichtung der Perfusionsschicht überwacht (Abb. 2). Folglich sollte in diesem Fall die Komponente der Herzbewegung entlang der Messebene (through-plane) korrigiert werden können. Alle weiteren Bewegungskomponenten des Herzens können nach der Messung mittels geeigneter Nachbearbeitungsalgorithmen in der Aufnahmeschicht (in-plane) korrigiert werden. In einem zweiten Ansatz wurde die Herzbewegung entlang ihrer größten Auslenkung in der Ebene des Zweikammer bzw. Langachsenschnittes untersucht (Abb. 3). Die Position der Perfusionsschicht sollte dabei entlang der entsprechenden Richtung der Herzbewegung nachgeführt werden können.

Ergebnisse: Anhand der Streuung der Breite des Phantoms konnte eine Verbesserung der Genauigkeit der MR-Aufnahme durch die prospektive Schichtnachführung des Navigators nachgewiesen werden (Abb. 4). Die Breite des Interquartilabstands der Streuung der Messwerte mit Schichtnachführung war mit

91,3 mm - 90,6 mm = 0,7 mm erheblich geringer als bei einer Messung ohne Schichtnachführung (96,4 mm - 82,1 mm = 14,3mm). Abb. 5 zeigt die zeitliche Veränderung der Breite des Phantoms bei einer Messung mit und ohne PST. Durch eine prospektive Schichtnachführung bei einer simulierten Atembewegung konnte die Amplitude der Änderung der Breite gedämpft werden. Durch zusätzliche Bewegungen zwischen der Navigatoraufnahme und der Schichtaufnahme, kommt es dennoch zu geringen Streuungen. Die aktuelle Position des Phantoms wurde dabei anhand des eindimensionalen Navigatorsignals bestimmt (Abb. 6).In den ersten Probandenmessungen waren die Konturen der Kante zur Detektion der gegenwärtigen Position des Herzens entlang der Hauptbewegungsachse deutlich besser zu identifizieren, als die untere Herzkante (Abb. 8). Hierzu wurde der obere Herz-Lungen-Übergang zur Bestimmung der Herzposition verwendet. Deutlich schlechter eignete sich die untere Herzkante zur Positionsbestimmung (Abb. 7). In einer weiteren Messung wurde der obere Herz-Lungen-Übergang entlang der Hauptbewegungsachse überwacht. Um die Qualität der Bewegungskorrektur bewerten zu können, wurde eine Bildaufnahme parallel zur Navigatorauslese positioniert. Eine manuelle Markierung des oberen Herz-Lungen-Übergangs in jeder Schichtaufnahme ermöglichte eine Auswertung der Bewegungskorrektur. Abb. 9 zeigt die Streuung der markierten Positionen. Die Breite des Interquartilabstands der Streuung mit Schichtnachführung war mit 163,12 mm - 160,31 mm = 2,81 mm erheblich geringer als bei einer Messung ohne Schichtnachführung (169,19 mm - 152,31 mm = 16,88 mm). Einen zeitlichen Verlauf der Herzposition während der Messung zeigt Abb. 10.

Zusammenfassung: Die Ergebnisse der Phantom- und Probandenmessungen zeigen eine deutliche Verbesserung der MR-Aufnahmen durch die prospektive Schichtnachführung des Navigators. Mittels weiterer Probandenmessungen soll die entwickelte Navigatortechnik auf die menschliche Anatomie optimiert werden. In weiteren Studien muss geklärt werden, ob diese Methode einen positiven Einfluss auf die Bestimmung des MBFs bei der quantitativen Perfusionsmessung am Herzen hat.

Literatur

[1]Nesto RW, Kowalchuk GJ. The ischemic cascade: temporal sequence of hemodynamic, electrocardiographic and symptomatic expressions of ischemia. Am J Cardiol 1987; 59(7):23C-30C.
[2]Kaufmann, P. A. ; Camici, P. G.: Myocardial blood flow measurement by PET: Technical aspects and clinical applications. In: Journal of Nuclear Medicine 46 (2005), Nr. 1, S. 75-88.
[3]Edelman RR, Li W. Contrast-enhanced echo-planar MR imaging of myocardial perfusion: preliminary study in humans. Radiology 1994;190(3):771-777.
[4]Panting JR, Gatehouse PD, Yang GZ, et al. Echo-planar magnetic resonance myocardial perfusion imaging: parametric map analysis and comparison with thallium SPECT. J Magn Reson Imaging 2001;13(2):192-200.
[5]Schwitter J, Nanz D, Kneifel S, et al. Assessment of myocardial perfusion in coronary artery disease by magnetic resonance: a comparison with positron emission tomography and coronary angiography. Circulation 2001; 103(18):2230-2235.
[6]Schmitt M, Horstick G, Petersen SE, et al. Quantification of resting myocardial blood flow in a pig model of acute ischemia based on first-pass MRI. Magn Reson Med 2005;53(5):1223-1227. Cullen JH, Horsfield MA, Reek CR, Cherryman GR, Barnett DB, Samani NJ. A myocardial perfusion reserve index in humans using first-pass contrast-enhanced magnetic resonance imaging. J Am Coll Cardiol 1999;33(5):1386-1394.
[7]Larsson HB, Fritz-Hansen T, Rostrup E, Sondergaard L, Ring P, Henriksen O. Myocardial perfusion modeling using MRI. Magn Reson Med 1996;35(5):716-726.
[8]Jerosch-Herold M, Wilke N, Stillman AE. Magnetic resonance quantification of the myocardial perfusion reserve with a Fermi function model for constrained deconvolution. Med Phys 1998;25(1):73-84
[9]Schmitt M, Viallon M, Thelen M, Schreiber WG. Quantification of myocardial blood flow and blood flow reserve in the presence of arterial dispersion: a simulation study. Magn Reson Med 2002;47(4):787-793.
[10]Schreiber, Wolfgang Günther, et al. "Dynamic contrast-enhanced myocardial perfusion imaging using saturation-prepared TrueFISP." Journal of Magnetic Resonance Imaging 16.6 (2002): 641-652.
[11]Kawel, N. ; Nacif, M. ; Zavodni, A. ; Jones, J. ; Liu, S. ; Sibley, C. T. ; Bluemke, D. A.: T1 mapping of the myocardium: intraindividual assessment of post-contrast T1 time evolution and extracellular volume fraction at 3T for Gd-DTPA and Gd-BOPTA. In: J Cardiovasc Magn Reson. 14 (2012), S. 26.
[12]Cobb, J. G. ; Paschal, C. B.: Improved in vivo measurement of myocardial transverse relaxation with 3 Tesla magnetic resonance imaging. In: Journal of Magnetic Resonance Imaging 30 (2009),Nr. 3, S. 684

Anhang 1

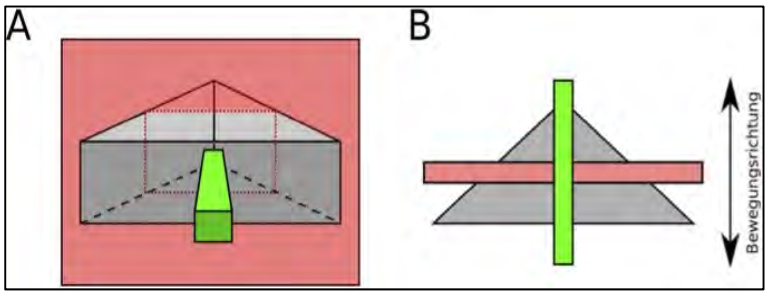


Abb.1: Versuchsaufbau der Phantommessungen (rot: Perfusionsschicht, grün: Navigatorvolumen). A: dreidimensionale Grafik; B: zweidimensionale Grafik

Anhang 2

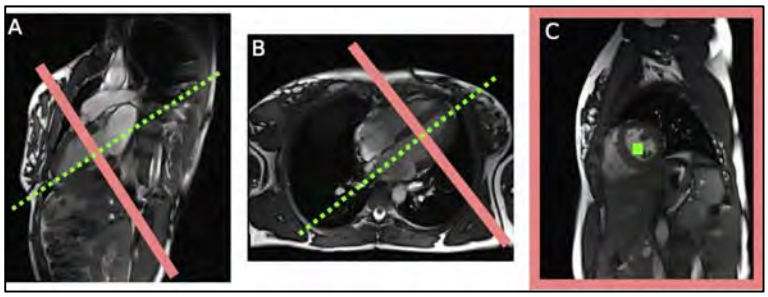


Abb.2: Position des Navigators (grün) zur Überwachung der unteren Herzkante entlang der Schichtkodierrichtung der Perfusionsschicht (rot). A: Zweikammerblick bzw. Langachsenschnitt, B: Vierkammerblick und C: Perfusionsschicht.

Anhang 3

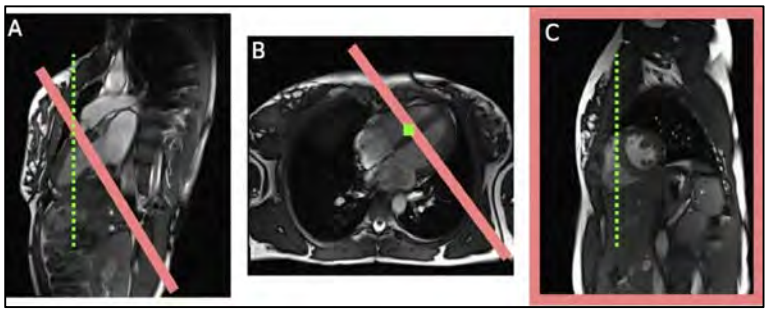


Abb.3: Position des Navigators (grün) zur Überwachung des Herz-Lungen-Übergangs entlang der Hauptbewegungsachse des Herzens. A: Zweikammerblick bzw. Langachsenschnitt, B: Vierkammerblick und C: Perfusionsschicht.

Anhang 4

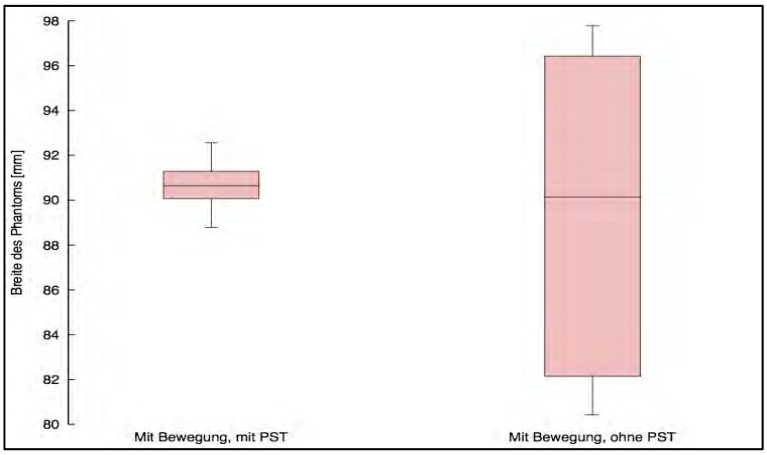


Abb.4: Änderung der Breite des Phantoms bei einer simulierten Atembewegung

Anhang 5

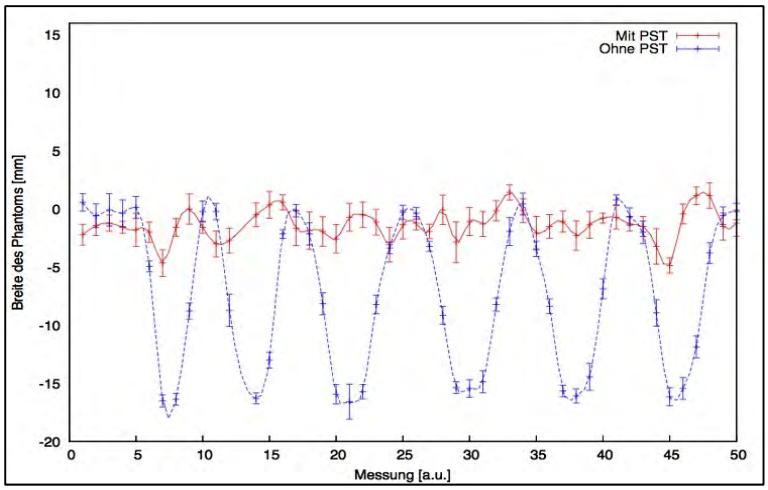


Abb.5: Zeitliche Änderung der Breite des Phantoms bei einer simulierten Atembewegung

Anhang 6

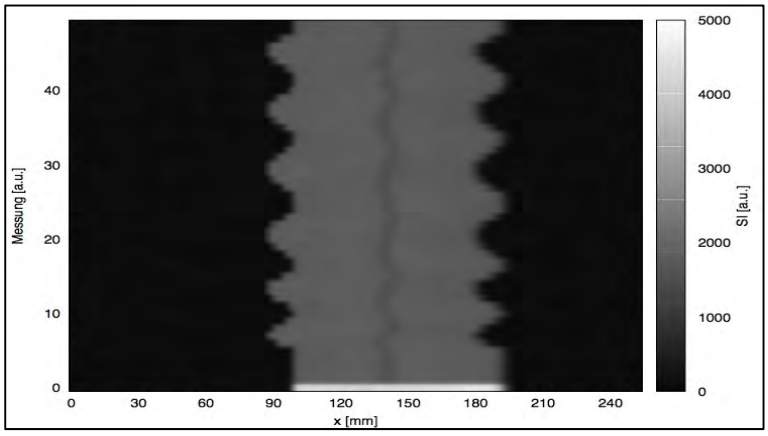


Abb.6: Signal der eindimensionalen Navigatoraufnahme bei einer simulierten Atembewegung

Anhang 7

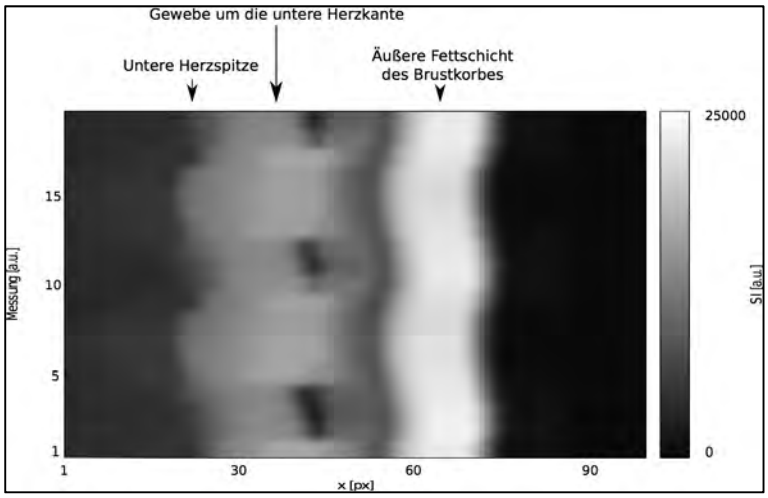


Abb.7: Navigatorsignal der unteren Herzkante entlang der Schichtkodierrichtung der Perfusionsschicht

Anhang 8

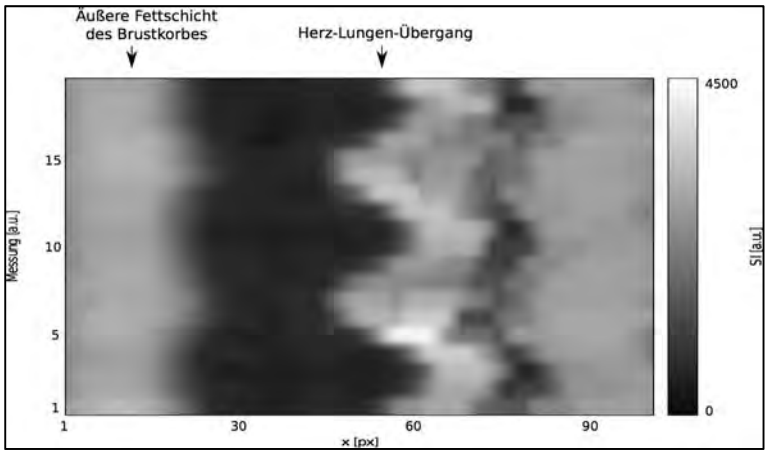


Abb.8: Navigatorsignal des Herz-Lungen-Übergangs entlang der Hauptbewegungsachse

Anhang 9

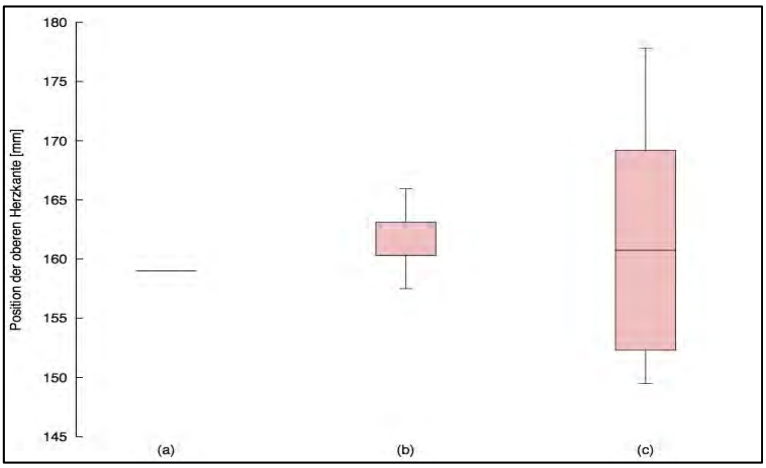


Abb.9: Position des oberen Herz-Lungen-Übergangs einer Probandenmessung a): unter Atemanhalt, b): unter freier Atmung mit PST, c): unter freier Atmung ohne PST.

Anhang 10

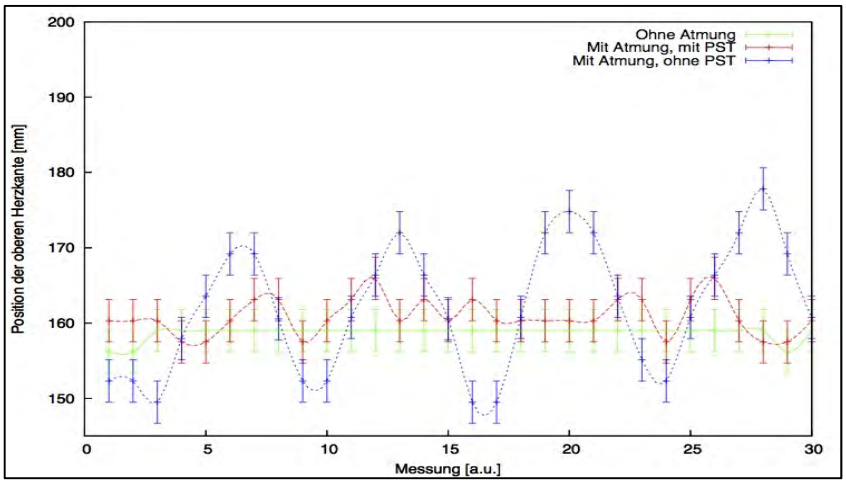


Abb.10: Zeitlicher Verlauf der Position des oberen Herz-Lungen-Übergangs

P 45 Investigation of iron compartmentalization in the human brain with MRI

F. Schweser[1], J. Sedlacik[2], A. Deistung[1], J. R. Reichenbach[1]
[1]Jena University Hospital - Friedrich Schiller University Jena, Medical Physics Group, Institute of Diagnostic and Interventional Radiology I, Jena, Deutschland
[2]University Medical Center Hamburg-Eppendorf, Neuroradiology, Hamburg, Deutschland

Purpose – Abnormal accumulation of iron in the brain is known to be associated with several neurodegenerative diseases such as multiple sclerosis or Parkinson's disease. Hence, a major research focus currently lies on developing and applying non-invasive techniques to assess the iron concentration in the brain. Quantitative susceptibility mapping[1] (QSM) allows assessing the bulk tissue magnetic susceptibility which is, by its very nature, linear to the average iron concentration in the tissue.[1] The R_2^* relaxation rate has also recently been shown to be linear to the iron concentration[2], which is remarkable, because in the presence of small inclusions R_2^* cannot be described by the static dephasing regime[3] and, consequently, depends in a non-linear way on the compartmentalization of the iron[4]. R_2^* may, in principle, change even if the total amount of iron in the tissue remains constant but the compartmentalization of the iron changes, e.g., due to the breakdown of iron-containing cells. In this contribution we show how a combination of R_2^* mapping and QSM can be used to infer on the compartmentalization of brain iron *in vivo*.

Theory– The transverse relaxation rate R_2^* due to susceptibility inclusions (index "inc"), such as iron, depends on the contribution of the inclusions to the voxel magnetic susceptibility χ, their effective size (radius R_{inc}), and their susceptibility difference $\Delta\chi_{inc}$ relative to the parenchyma as well as of the diffusion coefficient D in the vicinity of the inclusions[4,5]: $(R_2^*)^{-1} = \chi^{-1} \cdot [405/16 \cdot D\,(R_{inc}\gamma B_0)^{-2}\,(\Delta\chi_{inc})^{-1} + 9\cdot 3^{1/2}/(2\pi\gamma B_0)]$ **(1)**. In this context *susceptibility inclusions* are the smallest particles with a susceptibility difference seen by diffusing spins. These could, e.g., be iron-laden cells or freely dissolved aggregated iron clusters. The ratio $\chi/R^*_2 \equiv \kappa$ is independent of the total iron concentration (χ) in the voxel. Using D=2.8·10^{-9} m^2/s[6] yields at 3T κ = 1.10·10^{-19} ppm·s·m^2 · R_{inc}^{-2} · $\Delta\chi_{inc}^{-1}$ + 3.09·10^{-3} ppm·s **(2)**. The right-most term in this Equation represents R_2^* in the static dephasing regime[3]. Expressing $\Delta\chi_{inc}$ as a function of the number of iron atoms N_{inc} in the inclusion[7], $\Delta\chi_{inc}$ = 2.96·10^{-26} ppm·m^3 · N_{inc}/R_{inc}^3, shows that κ (in Eq. (2)) is a function of the ratio of R_{inc} and N_{inc}: R_{inc}/N_{inc} = (κ - 3.09·10^{-3} ppm·s) / 3.72·10^{12} ppm·s·m^{-1} **(3)**. κ may be determined, for example, by linear regression of χ and R_2^* in regions with different iron content, e.g. in the basal ganglia.

Methods – *Data Acquisition and Processing:* Double-echo gradient echo data were acquired from four healthy volunteers (male; 26-28 year old) on a 3T whole-body MRI scanner (Tim Trio, Siemens Medical Solutions, Erlangen, Germany) with the ToF-SWI-sequence[8]. R_2^* maps were calculated from the magnitude images using the power method[9] with logarithmic calculus and compensation of macroscopic field gradient contributions. Phase aliasing was resolved[10] and susceptibility maps were calculated from the second echo with the HEIDI algorithm[11]. *Evaluation:* ROIs were drawn manually in the basal ganglia nuclei using MRIcro (Version 1.39, 2005. Chris Rorden, Atlanta, GA). Rigorous least squares regression of R_2^* and susceptibility voxel values was performed for each volunteer inside the ROIs.

Results– Figure 1 shows maps of R_2^* and magnetic susceptibility of an exemplary volunteer. Figure 2 presents the correlation of the corresponding voxel values in the basal ganglia. The average slope obtained by the linear regression in all volunteers was κ = 0.0054 ppm·s (range: 0.0047 to 0.0064 ppm·s; R>0.6, p<10^{-7}). Figure 3 illustrates potential configurations of iron storage, R_{inc} and N_{inc}, as a function of κ according to Eq. 3. The vertical black line in Fig. 3 marks the measured κ.

Discussion– It has been shown that the ratio κ of susceptibility and R_2^* allows assessing the compartmentalization of the iron (Eq. 3 and Fig. 3). The volunteer results lead to three important implications: First, κ > 3.09·10^{-3} ppm·s (cf. Eq. 2) shows that R_2^* due to brain iron cannot be described in the static dephasing regime, meaning that the compartmentalization of iron has a substantial effect on R_2^* and must not be neglected. Second, using N_{inc}=1000 for H-rich ferritin[12] (dominant in the brain[12]) yields R_{inc}=0.62 pm which is considerably less than the size of a single iron atom (R≈125 pm). This suggests a substantially higher number of iron atoms per inclusion, which is consistent with the histologic finding that ferritin agglomerates in oligodendrocytes[14], with a radius of approximately 2.5 µm[14]. Knowing that iron occurs predominantly in oligodendrocytes (horizontal black line in Fig. 3) points to an average number of 4·10^9 iron atoms per oligodendrocyte, or $\Delta\chi_{inc}$=7.6 ppm. In the substantia nigra, for example, χ_{Fe}=0.2 ppm[13], leading to a relative volume fraction of oligodendrocytes of approximately 2.6%, which is in good agreement with histology[14]. Third and most interesting, the linear relation between R^*_2 and susceptibility (Fig. 2) indicates that the iron loading of oligodendrocytes (reflected by κ through Eq. 3) is similar throughout the deep brain nuclei meaning that susceptibility and R_2^* differences are due to

different volume density of oligodendrocytes, rather than due to different loading factors of ferritin or number of ferritin molecules. This conclusion relies, of course, on the assumption that the average size of the oligodendrocytes does not vary considerably throughout the different nuclei, which seems, however, reasonable.
It may be hypothesized that under pathologic conditions the iron load rather than the volume density of the oligodendrocytes changes, resulting in a decrease of κ according to Eq. (3), and, consequently, an increase of the number of iron atoms per cell (Fig. 3), changing the relation between susceptibility and R_2^*. Thus, a combined analysis of R_2^* and bulk magnetic susceptibility may give insights into pathologic iron deposition beyond the local changes of the iron concentration, e.g. into the breakdown of oligodendrocytes, and will be investigated in future studies. Combination of the proposed method with techniques for determining the incusion size, e.g. combination of T_2 and T_2^*, may improve the estimate of the oligodendrocyte iron load.

Conclusion – Combining R_2^* mapping and QSM allows investigating the ratio of the size and the iron load of iron-containing cells *in vivo*. The biophysical insights revealed by this approach bear the potential to be more specific to pathologic conditions than measurements of R_2^* and susceptibility alone.

Acknowledgement – We are grateful to Christian Ziener (University of Heidelberg, Germany) and Thomas Kampf (University of Würzburg, Germany) for valuable discussions on the relaxation properties of susceptibility inclusions.

References

[1] Langkammer C et al., 2012. *Neuroimage*. 59(2):1413-9.
[2] Langkammer C et al., 2010. *Radiology*. 257(2):455-462.
[3] Yablonskiy DA and Haacke EM, 1994. *Magn Reson Med*. 32:749-763.
[4] Ziener C et al., 2005. *Magn Reson Med*. 54(3):702-6.
[5] Jensen JH and Chandra R, 1999. *ISMRM*. #656.
[6] Simpson JH and Carr HY, 1985. *Phys Rev*. 111(5):1201-2.
[7] Schenck JF, 1992. *Ann N Y Acad Sci*. 649:285-301.
[8] Deistung A et al., 2009. *J Magn Reson Imaging*. 29(6):1478-84.
[9] Miller AJ and Joseph PM, 1993. *Magn Reson Imaging*. 11(7):1051-6.
[10] Abdul-Rahman H et al., 2007. *Appl Opt*. 46(26):6623-35.
[11] Schweser et al., 2012. *Neuroimage*. 62(3):2083-2100.
[12] Harrison P and Arosio P, 1996. *BBA-Bioenergetics*. 1275(3):161-203.
[13] Deistung A et al., 2013. *NeuroImage*. 65:299-314.

Anhang 1

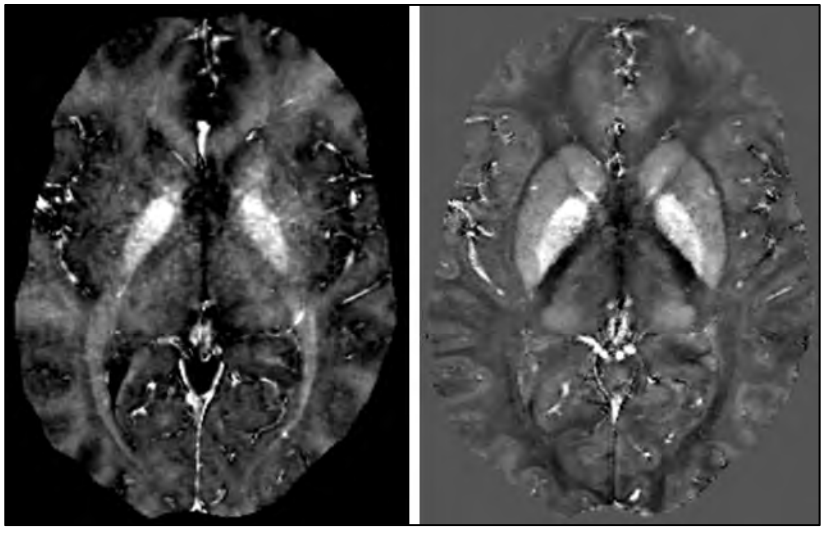


Abb 1: Exemplary maps of R_2 (**left;** $10s^{-1}$ to $45s^{-1}$) and magnetic susceptibility (**right;** -0.1ppm to 0.2ppm) used for the analysis.*

Anhang 2

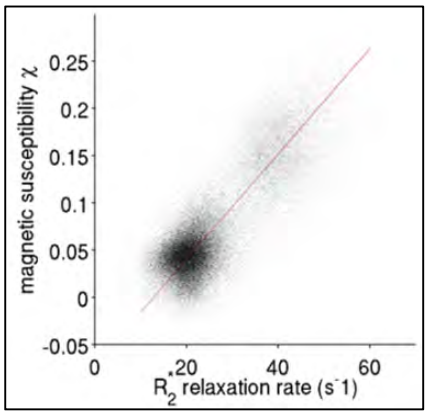


Abb 2: Correlation of R_2^* and susceptibility in the basal ganglia for the volunteer shown in Fig. 1.

Anhang 3

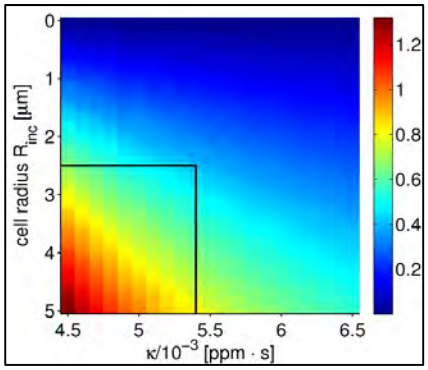


Abb 3: Number of iron atoms in iron-laden cells (divided by 10^{10}) as a function of cell size and κ at 3T. The intersection of the two straight lines marks the number of iron atoms ($N_{inc}=4\cdot10^9$) in oligodendrocytes with $R_c=2.5\mu m$ ($\kappa=0.0054$ ppm·s).

P 46 Tissue conductivity can introduce signal inhomogeneities in Ultrashort Echo Time (UTE) imaging

F. Schweser[1], H. Li[1], K.-H. Herrmann[1], M. Krämer[1], A. Deistung[1], J. R. Reichenbach[1]
[1]Jena University Hospital - Friedrich Schiller University Jena, Medical Physics Group, Institute of Diagnostic and Interventional Radiology I, Jena, Deutschland

Purpose– UTE magnitude imaging allows direct visualization of tissues with short T_2, such as tendons and cortical bone.[1] Despite the applied short echo times, a surprisingly high contrast was recently observed in UTE phase images of the meniscus.[2] Carl and Chiang[2] investigated the physical origin of UTE phase in simulations and phantom experiments. While the authors noted that UTE phase is affected by both B_1- and B_0-inhomogeneities their investigations, however, focused on B_0-related effects concluding that UTE phase is strongly affected by these contributions. A thorough understanding of the different biophysical contributions to the UTE signal is important not only for interpretation of pathological signal alterations, but also for developing techniques to increase the signal homogeneity of the UTE images or for quantitative analyses of the images.[2]In this contribution we investigated B_1^+-contributions to UTE signal inhomogeneities with a dedicated phantom experiment to demonstrate that B_1-related effects substantially affect the UTE signal. By applying *Electric Property Tomography* (EPT) to the complex-valued UTE signal we demonstrate that B_1-effects due to the underlying tissue electrical conductivity are a major source of both magnitude and phase UTE signal inhomogeneity.

Materials and Methods: *Phantom:* A phantom was created by placing three cylindrical tubes (diameter: 5 cm, approx. wall thickness: 100 µm) in a glass bowl (diameter: 24 cm) with tap water (Fig. 1). The tubes were filled with 1.5%, 3%, and 4.5% NaCl solutions (made from tap water), respectively, resulting in four different conductivity values in the physiological range but similar susceptibility values (negligible B_0-effects). *Data Acquisition and Processing:* UTE data were acquired on a 3T whole-body MRI scanner (Tim Trio, Siemens Medical Solutions, Erlangen, Germany) using a single-channel T_x/R_x birdcage coil and a radial 3D "spikey ball" center-out acquisition (TE =100µs, TR=3.8ms, RF pulse duration 10µs, FA=12°, 0.94mm isotropic voxels, TA approx. 2 min). Magnitude and phase images were reconstructed by Fourier transforming the UTE data after state-of-the-art 3D gridding with iterative grid weights estimation[6]. Phase images were unwrapped with a spatial-domain best-path algorithm[3]. Since in this setup the UTE signal is supposed to contain similar contributions from B_1^+ and B_1^-, the square-root of the magnitude was calculated and the phase was divided by two, resulting in complex-valued images *S*. The complex-valued admittivity $\gamma=\sigma+i\omega\varepsilon$ (permittivity ε and conductivity σ) was calculated according to Katscher et al.[4]: $\gamma(\vec{r}) = \nabla^2 S(\vec{r}) / i\omega\mu_0 S(\vec{r})$, where ω is the Larmor frequency and μ_0 is the permeability constant. This formula allows reconstructing from the complex signal absolute admittivity images within locally homogeneous regions.[4] The Laplace was evaluated by parabolic fitting[5] using the same fitting kernel for the whole dataset. To this end, the optimal kernel size was determined by successively reconstructing conductivity maps with different kernel sizes between 7 and 23 voxels and measuring the noise level (standard deviation) in the surrounding water. *Evaluation:* The conductivity map was quantitatively analyzed by manually drawing ROIs in the center of the tubes and in the surrounding water, calculating mean and standard deviation within the ROIs, and correlating mean values with the known NaCl concentrations in the tubes. All data processing was carried out in MATLAB (2011b, The MathWorks, Natick, MA, USA).

Results:– Signal inhomogeneities in the tubes and in the surrounding water were observed in both the magnitude (Fig. 2-left) and the phase (Fig. 2-right) images. Optimization of the fitting kernel yielded an optimal size of 15 voxels (see Fig. 3-left, arrow). The calculated conductivity map (Fig. 3-middle) demonstrated homogeneous contrast in the surrounding tap water and increased values in the tubes, though with some remaining inhomogeneities. Quantitative analysis revealed a linear relationship (0.932 S/m · c - 0.093 S/m; R=0.996, p=0.004) between the conductivity values and the NaCl concentrations (Fig. 3-right).

Discussion: – The linear relation between NaCl concentration and conductivity (Fig. 3-right) as well as the reasonable qualitative appearance of the reconstructed conductivity map (Fig. 3-middle) represent clear evidence of conductivity as a substantial source of contrast in both UTE magnitude images and UTE phase images (Fig. 2). Inhomogeneities in the reconstructed conductivity map are likely caused by vibrations of the liquid during signal acquisition; the use of agarose gel in future experiments may reduce these effects. More research is required to elucidate the relative contributions of admittivity- (B_1) and susceptibility-related (B_0) effects on the UTE signal. This may be achieved in future experiments by adding a paramagnetic substance such as Gd to the NaCl solutions.

Conclusion: – Signal inhomogeneities in UTE images are substantially affected by B_1^+ phase contributions due to the underlying tissue conductivity distribution. Disentangling the different contributions to the UTE signal, similar as in a recent work on GRE phase contrast by Kim et al.[7], may in future allow high-resolution EPT with acceptable measurement time.

References

[1] Gatehouse PD and Bydder GM, 2003. *Clin Radiol*. 58:1-19.
[2] Carl M and Chiang J-TA, 2012. *Magn Reson Med*. 67(4):991-1003.
[3] Abdul-Rahman H et al., 2007. *Appl Opt*. 46(26):6623-35.
[4] Katscher U et al., 2009. *IEEE Trans Med Imaging*. 28(9):1365-74.
[5] Katscher U et al., 2012, *ISMRM*. #3482.
[6] Zwart NR et al., 2012, *Magn Reson Med*. 67(3):701-10.
[7] Kim et al. 2012, ISMRM. #3464.

Anhang 1

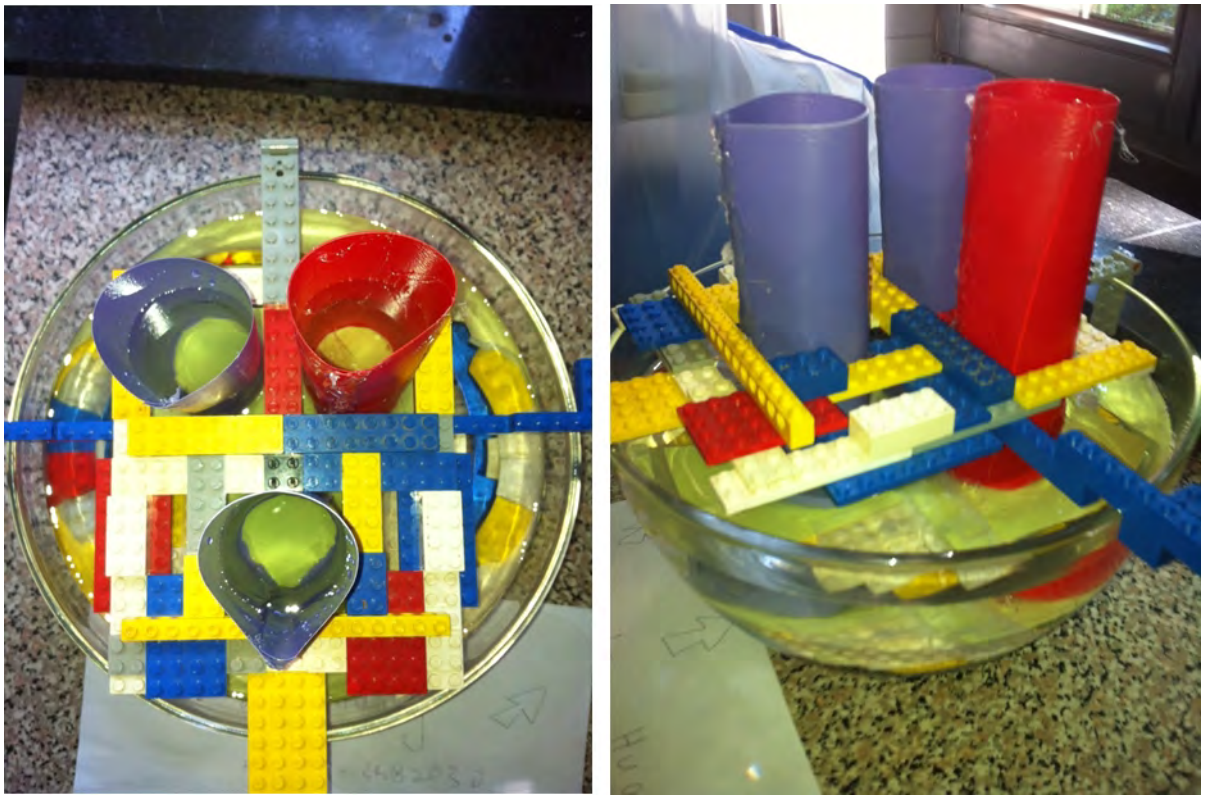


*Abb 1:**Left**: Photograph of the phantom from top. **Right**: Photograph from the side. The interlocking plastic bricks stabilize the phantom against vibrations in the scanner.*

Anhang 2

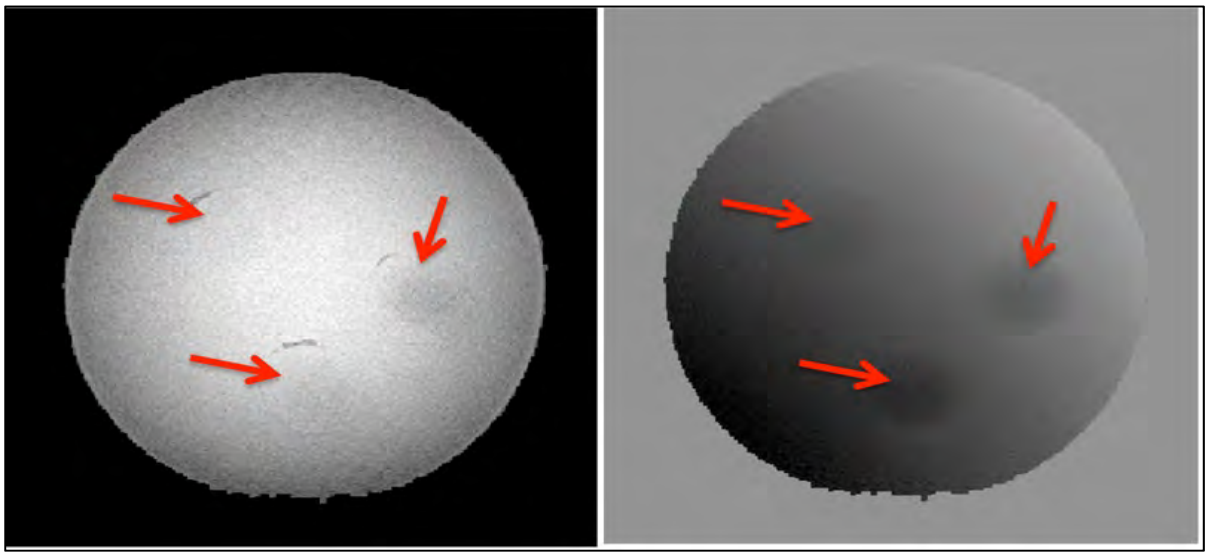


*Abb. 2: Coronal slice of the UTE magnitude (**left**) and unwrapped UTE phase (**right**). Note the signal inhomogeneities in both magnitude and phase at the locations of the tubes (arrows).*

Anhang 3

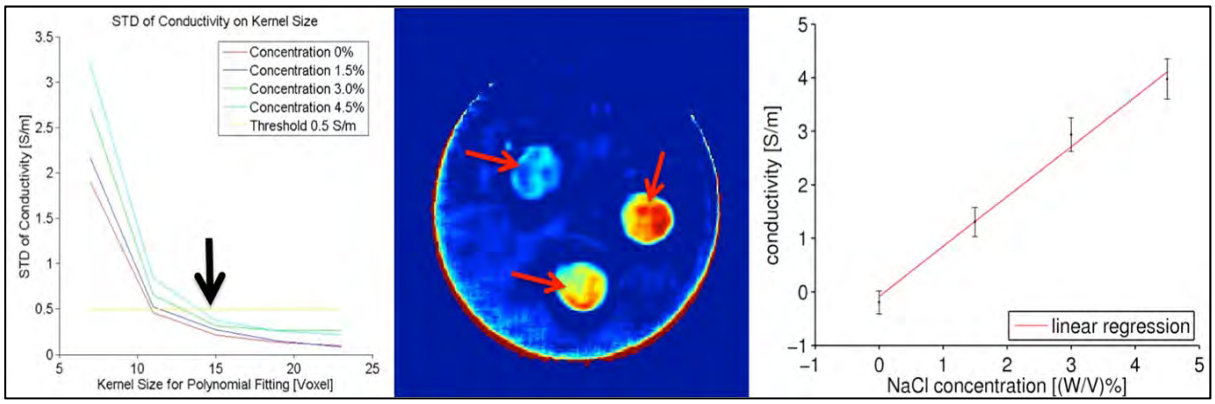


*Abb. 3:**Left:** Optimization of the fitting kernel size. The threshold standard deviation was set to 0.5 S/m (yellow line). **Middle:** Conductivity map calculated from the complex-valued UTE images. The color coding ranges from blue (0 S/m) to red (5 S/m). **Right:** Quantitative analysis of the conductivity map.*

P 47 Untersuchung pharmakokinetischer Modelle unter Verwendung von Doppelkontrastmittel-DCE-MRT-Methoden

S. Hindel[1], P. Wust[2], L. Lüdemann[1]
[1]Universitätsklinikum Essen, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie, Essen, Deutschland
[2]Charité Berlin, Klinik für Strahlenheilkunde, Berlin, Deutschland

Fragestellungen: Das Ziel unserer Studie war, Resultate zu vergleichen, die sich für verschiedene Analysemethoden dynamischer kontrastmittelverstärkter (DCE) Magnetresonanztomografie-Daten ergaben. Wir verwendeten zwei verschiedene Gadolinium-basierte Kontrastmittel (KM): ein langsam extravasierendes, hochmolekulares KM und ein schnell extravasierendes niedermolekulares KM. Die Modellierung basiert auf dem gemischt Fluss-Permeabilitäts-limitierten Modell nach Tofts et al. [1], welches eine homogene Verteilung des KM in zwei Kompartimenten (Plasmavolumen und Interstitium) annimmt, obwohl die vaskuläre Struktur deutlich komplexer sein kann. Mit der präsentierten Methode beabsichtigen wir, eine Verbesserung der Quantifizierung von Konzentrations-Zeit-Kurve zu erzielen. Auf diese Weise erhoffen wir uns genauere Einblicke in die pharmakokinetischen Parameter, wie beispielsweise Perfusion (F), Permeabilitäts-Oberflächen-Produkt (PS), interstitielles Volumen (v_e) und Blutvolumen (v_b), und die Möglichkeit einer generellen Erweiterung existierender pharmakokinetischer Modelle.

Materialien und Methoden: Alle Untersuchungen wurden an einem 1.5-Tesla-System (Magnetom Symphony, Siemens, Erlangen, Deutschland) durchgeführt. Wir verwendeten eine T1-gewichtete 3D-Gradientenecho-Sequenz (GRE), mit Repititionszeit TR=3.64 ms, Echozeit TE=1.22 ms, einen dynamischen Anregungswinkel α=30°, mit Voxelgröße: 7×1.56×1.56 mm³ und Matrixgröße: 4×144×192. Die DCE-MRT-Sequenz mit hochmolekularem KM (niedermolekularem KM) wurde in 80 (200) Zeitpunkten aufgenommen, mit einem Intervall von 1.26 Sekunden zwischen den Bildern. Statische Bilder wurden mit Anregungswinkeln α=5°, 10°, 20° und 30° akquiriert (die anderen Parameter wurden genauso wie bei der dynamischen Sequenz gewählt). Die MR-Daten einer 17-jährigen Patientin mit einem hochvaskulären Sarkom im linken Unterschenkel wurde verwendet, um Relaxivitätskarten mit Hilfe einer Anregungswinkelmethode zu generieren (Li et al. [2]). Die in diesem Patienten unter Verwendung von hochmolekularen KM akquirierten dynamischen Scans dienten der Erstellung von Fluss- und Blutvolumenkarten. Dabei wurde die Singulärwertzerlegungsmethode (SVD) nach Østergaard et al. [3] verwendet. Für die SVD wurde für jeden untersuchten Bereich der optimale Schwellwert mit Hilfe der in [4] von Liu et al. beschriebenen Methode berechnet. Die arterielle Eingangsfunktion (AIF) wurde aus mehreren Voxeln der Arteria poplitea gemittelt und mit einer Gamma-Variat-Funktion angepasst. Wir verwendeten die Werte der Perfusion F und des Blutvolumens v_b, die für verschiedene ROIs (*regions of interest*) mittels der SVD erhalten wurden, um eine Kurvenanpassung an die experimentellen Konzentrations-Zeit-Kurven durchzuführen, dem das gemischt Fluss-Permeabilitäts-limitierte Kety-Modell zugrunde lag. Die freien Anpassungsparameter in Modell 1 waren dabei PS und v_e. Anschließend optimierten wir die Kurvenanpassung, indem F und v_b als zusätzliche freie Parameter gesetzt wurden (Modell 2). Als Zwangsbedingung der Kurvenanpassung wurde verlangt, dass die Summe aus v_b und v_e mindestens 1 ergeben muss. Als ROI diente jeweils ein einzelnes Voxel im stark inhomogenen Gewebe. Die Verzögerung der Bolusankunft wurde durch eine Zeittranslation der AIF um ein Vielfaches des Zeitintervalls zwischen den Bildern berücksichtigt.

Ergebnisse: Abbildung 1 zeigt die Messpunkte der AIF und der fünf ROIs in einer Schichtaufnahme etwa 12 Sekunden nach Bolusinjektion des hochmolekularen KM. In Tabelle 1 sind für alle fünf ROIs und für beide Modelle der Mittelwert und die Standardabweichung der vier Parameter gezeigt. Tabelle 2 listet die Parameter F und v_b für die Kurvenanpassungen mit beiden Modellen auf. Es wurde mit dem F-Test die Kurvenanpassungsqualität und die Signifikanz der Verbesserung der Kurvenanpassung in Modell 2 im Vergleich zu Modell 1 berechnet. Für alle Parameter ergab sich dabei ein p-Wert von kleiner als 0.001, was - unter Berücksichtigung der zwei weiteren freien Parameter F und v_b - eine signifikante Verbesserung der Kurvenanpassung durch Modell 2 bedeutet. Im gesunden Gewebe (ROI 5) ergab sich durch Verwendung von Modell 2 eine Erhöhung der Perfusion um den Faktor 30, in dem niedrig vaskularisierten Gebiet (ROI 1) verdoppelte sich der Wert. Nur in ROI 5 ergab sich durch die Verwendung des Modells 2 eine Verringerung des Blutvolumens. In den anderen Gebieten erhöhte es sich um das Sieben- bis Fünfzigfache. In zwei der drei
hochvaskularisierten Gebieten (ROI 2, 3 und 4) verringerte sich die Perfusion im Vergleich zu Modell 1. In Abbildung 3 ist der Chi-Quadrat-Fehler beider Modelle für jede untersuchte ROI gegeneinander aufgetragen. Je höher die Perfusion war, desto größer war der Fehler. Die Größe der Fehler beider Modelle ist dabei stark korreliert (Korrelationskoeffizienten R=0.79). Der Anpassungsfehler bei Modell 2

war signifikant niedriger und stieg mit steigender Perfusion weniger an. Abbildung 2 zeigt exemplarische Anpassungskurven für beide Modelle und die dazugehörige Konzentrations-Zeit-Kurve für eine typische Messung (ROI Nr. 4). Die angepasste Kurve für Modell 1 übersteigt die tatsächlichen Daten im Bereich des KM-Bolus und unterbietet sie im Verlauf der Auswaschung. Eine Anpassung an die abfallende Auswaschungskurve war mit beiden Modellen nicht zufriedenstellend.

Zusammenfassung: Die beiden Modelle lieferten sehr unterschiedliche Ergebnisse für sämtliche Parameter. Es ergaben sich bessere Kurvenanpassungen mit dem Modell 2, welches vier freie Anpassungsparameter besaß. In Modell 1 gingen mittels SVD quantifizierte Werte für F und v_b ein. Mit Modell 2 ergaben sich jedoch für niedrig perfundierte Areale zu hohe Perfusionswerte und für stark perfundierte Gebiete waren diese Werte zu niedrig. Die Gültikgeit des Tofts-Modelles ist also insbesondere für extreme Situationen wie in diesem hochvaskularisiertem Sarkom zu bezweifeln. Für eine Verbesserung der Perfusions- und Blutvolumenquantifizierung durch die SVD ist eine Berücksichtigung der Bolusdispersion und der Verzögerung der Bolusankunft nötig, wie es Calamante [5] und Ko et al. [6] vorgeschlagen haben. Denkbar wäre auch ein mit Bedacht gewählter modelbehafteter analytischer Entfaltungsansatz. Es ist auch fraglich, inwiefern die Indikator-Verdünnungs-Theorie in Extremsituationen noch Gültigkeit besitzt (Doriot et al. [7]). Darüber hinaus kann ein Ausbau des Modells durch Erweiterung um ein weiteres Kompartiment zu einer verbesserten Quantifizierung der physiologischen Parameter führen (Sahoo et al [8]). Für die Entwicklung neuer und den Ausbau bestehender pharmakokinetischer Modelle sowie für die Konstruktion präziser Quantifizierzungsmethoden bietet die kombinierte Verwendung hoch- und niedermolekularer Kontrastmittel ideale Voraussetzungen.

Literatur

[1] Tofts, P.: Estimating kinetic parameters from dynamic contrast-enhanced T_1-weighted MRI of a diffusable tracer: standardized quantities and symbols. Journal of Magnetic Resonance Imaging 1999;10:223-232
[2] Li, K-L: Improved 3D Quantitative Mapping of Blood Volume and Endothelial Permeability in Brain Tumors. Journal of Magnetic Resonance Imaging 2000; 12:347–357
[3] Ostergaard, L.: High resolution measurement of cerebral blood flow using intravascular tracer bolus passages. Part I: Mathematical approach and statistical analysis. Magn. Reson. Med. 1996; 36(5):715–725
[4] Liu, H-L: Cerebral blood flow measurements by dynamic contrast MRI using singular value decomposition with an adaptive threshold. Magn. Reson. Med. 1999; 42:167-172
[5] Calamante, F.: Bolus dispersion issues related to the quantification of perfusion MRI data. Journal of Magnetic Resonance Imaging 2005; 22:718-722
[6] Ko, L.: Reexaming the quantification of perfusion MRI data in the presence of bolus dispersion. Journal of Magnetic Resonance Imaging 2007; 25:639-643
[7] Doriot, PA: Is the indicator dilution theory really the adequate base of many blood flow measurement techniques? Med. Phys. 1997 Dec; 24(12):1889-89
[8] Sahoo, P.: Subcompartmentalization of extracellular extravascular space (EES) into permeability and leaky space with local arterial input function (AIF) results in improved discrimination between high- and low-grade glioma using dynamic contrast-enhanced (DCE) MRI. Journal of Magnetic Resonance Imaging 2013; 000:000–000

Anhang 1

			Modell 1	Modell 2
Parameter	Symbol	Einheit	Mittelwert	Mittelwert
Perfusion	F	ml/(100cm^3 · min)	35 ±36	134 ±261
Bloodvolumen	v_b	%	40 ±44	3 ±5
Permeabilitt	PS	ml/(100cm^3 · min)	15 ±24	22 ±21
Interstitielles Volumen	v_e	%	7 ±16	27 ±23

Tab.1: Mittelwert und die Standardabweichung der Parameter für beide Modelle

Anhang 2

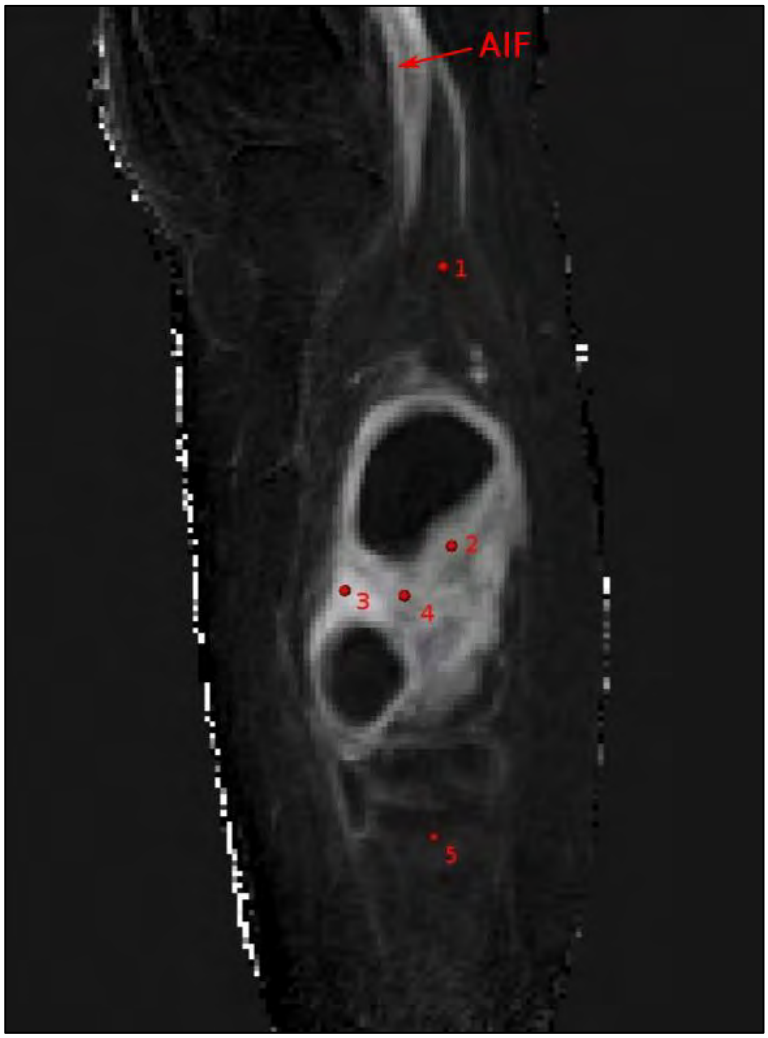


Abb.1: *Messpunkte der AIF und der fünf ROIs*

Anhang 3

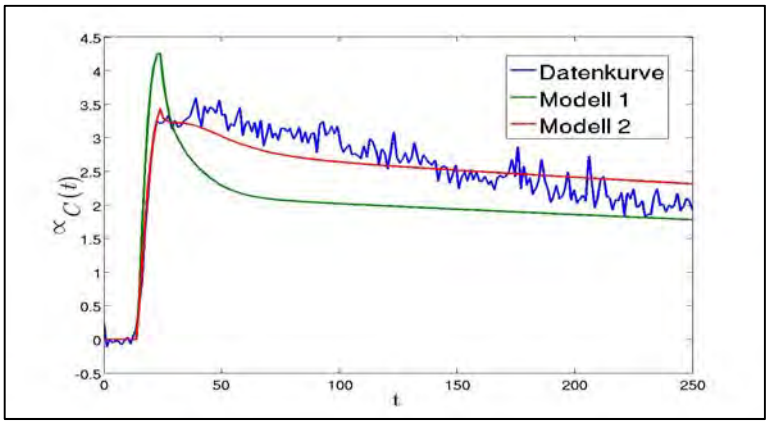


Abb.2: *Exemplarische Kurvenanpassung für beide Modelle im ROI Nr. 4*

Anhang 4

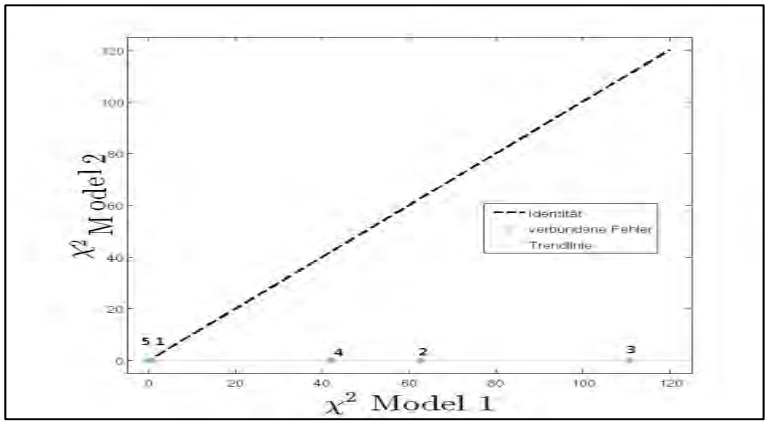


Abb.3: *Scatterplot der Chi-Quadrat-Fehler beider Modelle*

Anhang 5

	Modell 1		Modell 2		Vergleich
ROI	F	v_b	F	v_b	p
	ml/(100cm^3 · min)	%	ml/(100cm^3 · min)	%	
1	7	1	16	0.1	<0.001
2	438	52	6000	1	<0.001
3	880	97	98	13	<0.001
4	420	54	13	5	<0.001
5	20	0.2	595	0.8	<0.001

Tabelle 2: Die Parameter F und v_b für beide Modelle im Vergleich.

P 48 In-vitro-Bestimmung der Austauschrate labiler Aminprotonen von Kreatin bei physiologischem pH-Wert und Temperatur mit gepulstem Spinlock bei 7 Tesla und Vergleich mit Simulationen

E. Rerich[1], M. Zaiß[1], P. Bachert[1]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum, Heidelberg, Deutschland

Fragestellungen: Ziel dieser Studie war es, die Austauschrate mit Chemical Exchange Saturation Transfer (CEST) von labilen Protonen in Kreatin bei physiologischem pH und Temperatur [1] anhand Messungen von Modelllösungen bei 7 T zu bestimmen und diese mit entsprechenden Simulationen zu vergleichen.

Material und Methoden: Um die Austauschrate zwischen labilen Kreatinprotonen und Wasser bestimmen zu können, wurden phosphatgepufferte Kreatin-Lösungen verschiedener Konzentrationen von jeweils 5, 10, 20 und 30 mmol/l und einem pH-Wert von jeweils 6.86 bei einer Temperatur von 37 °C bei B_0 = 7 T (MAGNETOM, Siemens Healthcare, Erlangen) untersucht. Die Experimente wurden mit einer 2D-Gradientenecho-Sequenz durchgeführt. Die Sättigung wurde durch einen Pulszug mit 10 Spinlock-Pulsen mit je 100 ms Dauer und einem Duty Cycle von 50% zwischen den Pulsen realisiert. Insgesamt wurde in einem Chemical-Shift-Bereich von -5 bis +5 ppm in 52 Schritten gesättigt. Die Signalintensität des Wassers wurde als Funktion der Sättigungsfrequenz bei 5 verschiedenen B_1-Werten (4, 5, 6, 7 und 8 µT) untersucht. Mittels Asymmetrieanalyse dieser z-Spektren wurden die MTR_{asym}-Werte, also der CEST-Effekt, bestimmt. Um B_0- und B_1-Inhomogenitäten zu korrigieren, wurde vor jeder Messung eine „B_0-/B_1-Map“ [2, 3] aufgenommen. Mit Hilfe von Simulationen wurden die optimalen Sequenzparameter ermittelt. Die Simulationen wurden mit einem von M. Zaiss geschriebenen Matlab® (The MathWorks, Natick MA, USA) -Programm durchgeführt und beruhen auf analytischen Lösungen der Bloch-McConnell-Gleichungen, welche die Magnetisierung von gekoppelten Spinsystemen bei Radiofrequenzeinstrahlung beschreiben [4]. Es wurde von einem 2-Pool-Modell und 3 austauschenden Amin-Protonen pro Kreatinmolekül ausgegangen (f_B = 0.000811 für 30 mmol/l).

Ergebnisse: Die z-Spekren und ihre dazugehörigen Asymmetriekurven weisen einen maximalen MTR_{asym} bei 1.8 ppm auf. Abb. 1 zeigt eine lineare Abhängigkeit des CEST-Effekts von der Kreatinkonzentration (4%- bis 23%-Effekt). Die Messergebnisse stimmen sehr gut mit den Simulationen überein (Abb. 2). Minimale Abweichungen beruhen auf residualen B_0- und B_1-Artefakten. Das optimale B_1 liegt gemäß den Simulationen zwischen 5 und 6 µT. Aus den Messungen resultiert ein optimales B_1 von 7 µT (Abb. 3 und 4). Mittels der Simulationen konnte die Austauschrate für Kreatin in einem 2-Pool-Modell bei einem pH-Wert von 6.86 und einer Temperatur von 37 °C auf k_B = 862 Hz bestimmt werden.

Zusammenfassung: Der Austausch der Amin-Protonen von Kreatin lässt sich mit Hilfe gepulster Spinlock-Experimente am klinischen Ganzkörper-Tomographen der Feldstärke von 7 T selbst bei geringen Konzentrationen sehr gut beobachten (4%-Effekt). Mit Hilfe der Simulationen konnte aus den Messdaten auf die Austauschrate von Kreatin bei physiologischer Temperatur und pH-Wert geschlossen werden. Verglichen mit [5] erhalten wir mit den Simulationen ein um 240 Hz höheres k_B der Aminprotonen bei 37 °C und einem pH-Wert von 7.

Literatur

[1] Hermansen, L et al: Journal of Applied Physiology 1972 Mar;32(3):304-8.
[2] Kim, M et al: Magnetic Resonance in Medicine 2009 Jun;61(6):1441-50.
[3] Singh, A et al: Magnetic Resonance in Medicine 2013 Mar 1;69(3):818-24.
[4] Zaiss, M et al: NMR in Biomedicine 2013 May;26(5):507-18.
[5] Haris, M et al: NMR in Biomedicine 2012 Nov;25(11):1305-9.

Anhang 1

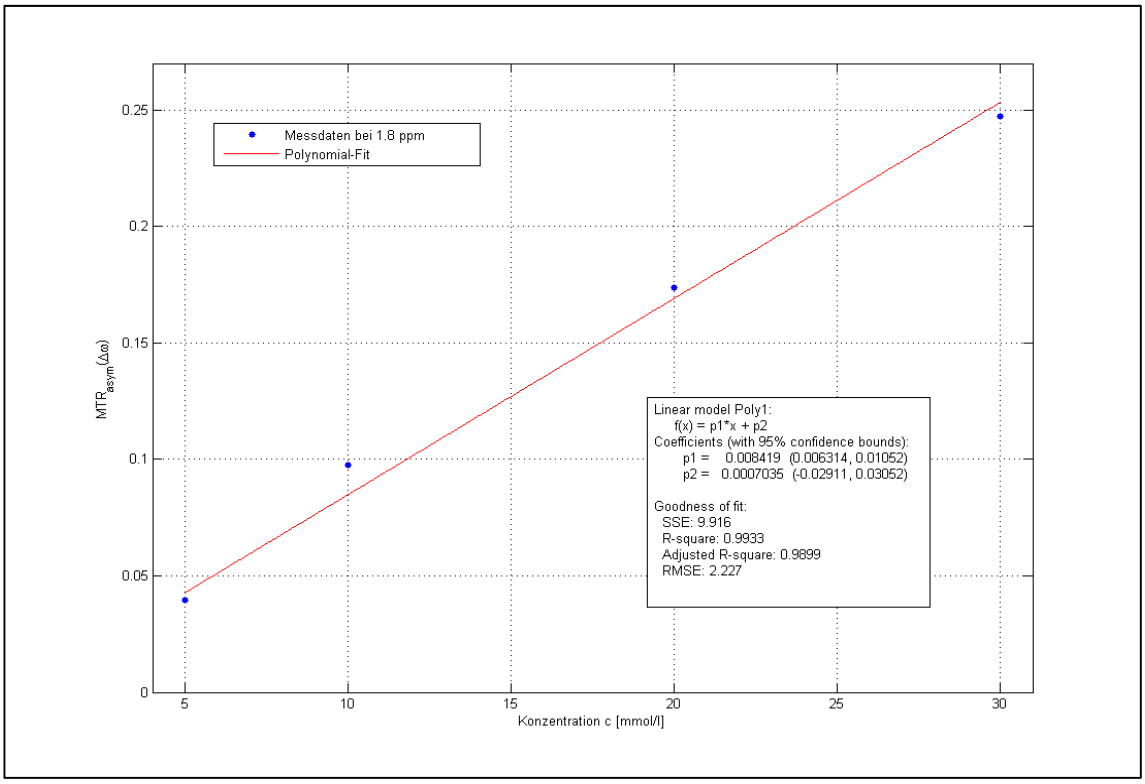


Abb.1: MTR_{asym} als Funktion der Konzentration der phosphatgepufferten Kreatin-Lösung beim Chemical-Shift δB = 1.8 ppm der Messung mit B_1 = 6 µT. Bestimmtheitsmaß R^2 = 0.9933.

Anhang 2

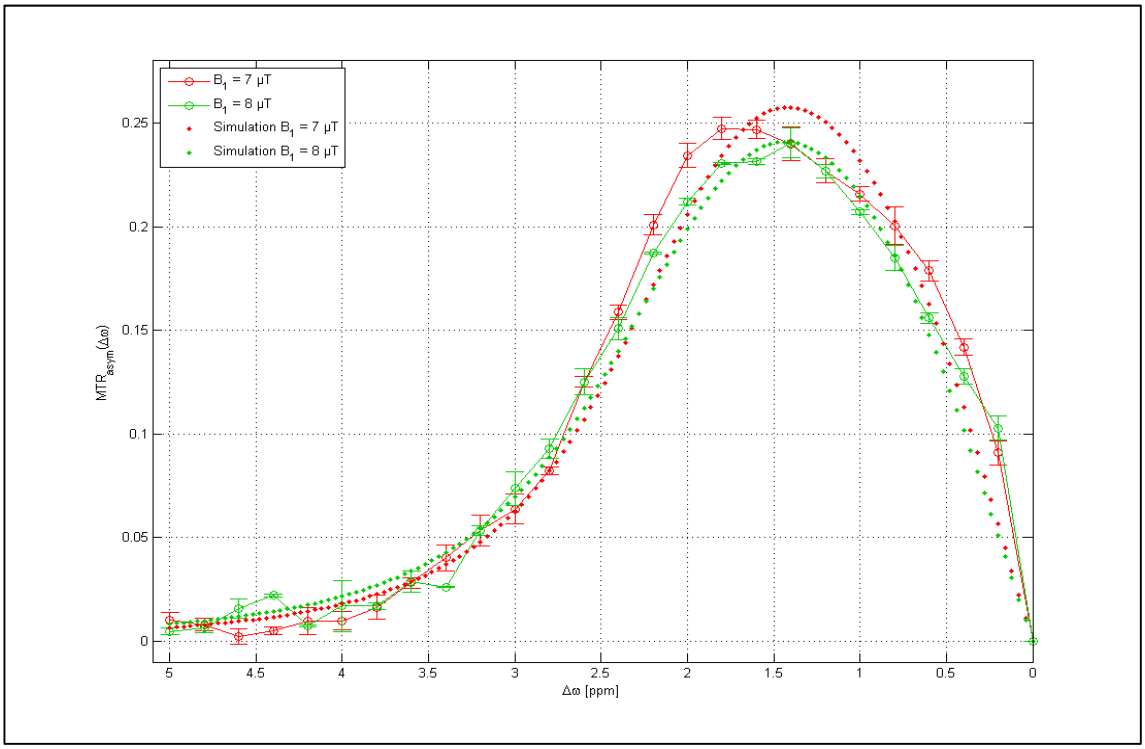


Abb.2: Vergleich von Simulation und Messung.

Anhang 3

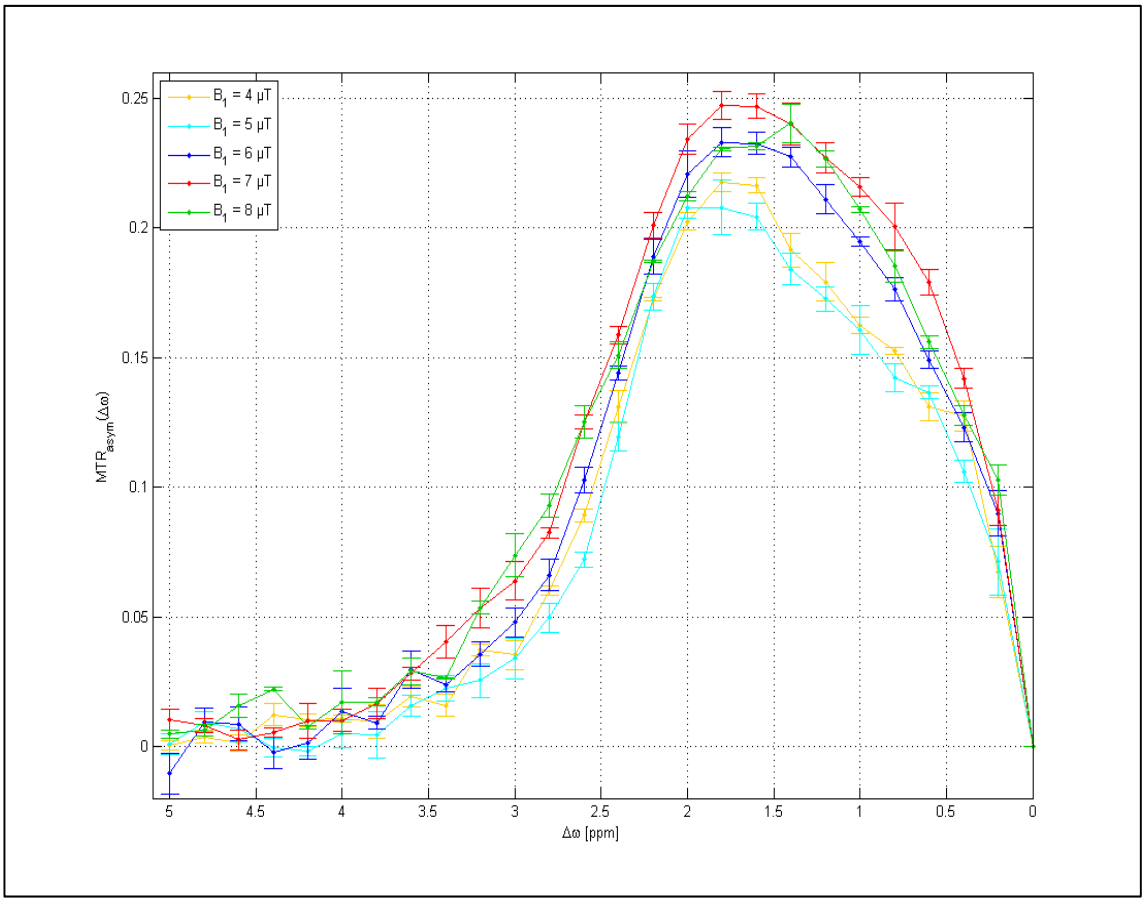


Abb.3: Gemessene MTR_{asym}-Kurven von Kreatin-Lösung (c = 30 mmol/l) bei B_0 = 7 T für verschiedene B_1-Werte.

Anhang 4

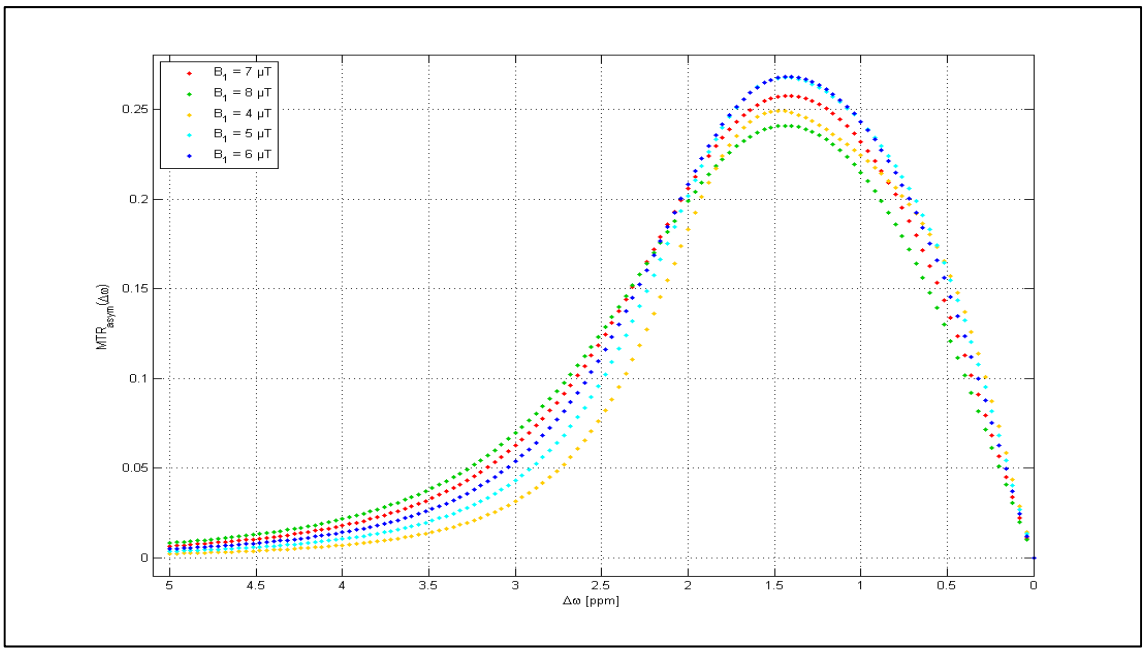


Abb.4: Simulierte MTR_{asym}-Kurven für B_0 = 7 T, Chemical-Shift δB = 1.8 ppm, c = 30 mmol/l, pH = 6.86, T = 37 °C für verschiedene B_1-Werte.

42. MRT II

P 49 Bestimmung der R1-Relaxationsraten verschiedener semifluorierter Alkane zur Kalibrierung der MRT-basierten 19F-Oximetrie

S. Kegel[1], S. Kirsch[2], C. Tsagogiorgas[3], B. Theisinger[4], G. Glatting[1], L. Schad[2]
[1]Medizinische Fakultät Mannheim, Universität Heidelberg, Medizinische Physik/Strahlenschutz, Mannheim, Deutschland
[2]Medizinische Fakultät Mannheim, Universität Heidelberg, Computerunterstützte Klinische Medizin, Mannheim, Deutschland
[3]Universitätsmedizin Mannheim, Klinik für Anästhesiologie und Operative Intensivmedizin, Mannheim, Deutschland
[4]Novaliq GmbH, Heidelberg, Deutschland

Fragestellungen: Die Überwachung des Sauerstoffpartialdrucks pO_2 kann Informationen liefern, die aufgrund des Sauerstoffeffektes das therapeutische Fenster einer Strahlen- oder Chemotherapie beeinflussen können. Es besteht ein Zusammenhang zwischen pO_2 und der longitudinalen Relaxationsrate R1, der mit Hilfe der Fluor-MRT minimal- bzw. nichtinvasiv bestimmt werden kann. Fluor besitzt nach Wasserstoff das zweitgrößte gyromagnetische Verhältnis aller stabilen Isotope und eignet sich deshalb besonders gut als signalgebender Kern. Zum Signal tragen nur gezielt injizierte Fluorverbindungen bei, da Fluor praktisch nicht im Gewebe vorhanden ist.Semifluorierte Alkane (SFA) eignen sich möglicherweise als signalgebende Fluorverbindungen, zumal sie über günstige weitere Eigenschaften verfügen, die sich von denen der bisher verwendeten Substanzen abheben. Sie sind amphiphil und können neben Sauerstoff auch lipophile Substanzen physikalisch lösen und transportieren. Emulsionen aus SFA haben eine sehr gute Langzeitstabilität gezeigt [1], die notwendige Voraussetzung einer Verwendung als in-vivo pO_2-Sonde ist.

Material und Methoden: Die Messungen erfolgten an einem Bruker 9,4 T Tierscanner (Bruker, Ettlingen, Deutschland) mit einem selbst angefertigten $^{1}H/^{19}F$-Volumenresonator. Dafür befand sich in einem Eppendorfgefäß eine flüssige Probe von 1 ml der Reinsubstanz der folgenden semifluorierten Alkane: Perfluorbutylpentan, Perfluorbutyloctan und Perfluorhexyloctan (Hersteller: Novaliq, Heidelberg, Germany; Anh. 1). Nach der Begasung (t=20 min) wurde die R1-Rate (=1/T1-Zeit) mit einer Saturation Recovery Sequenz (TR=20 s, Recovery time T_{rec}=0-2000 ms, 16 Inkremente) bestimmt. Dabei wurde Luft mit Sauerstoff angereichert und Gemische mit 21%, 60% und 100% Sauerstoff verwendet (p_{Gas}= 1020 hPa = 765 mmHg, θ=20 °C). Bereits zuvor konnte der lineare Zusammenhang zwischen pO_2 und Relaxationsrate nachgewiesen werden [2], weshalb jeweils nur 3 Messpunkte aufgenommen wurden. Zur Auswertung wurde in allen Fällen das Signal der CH_3-Gruppe herangezogen [3]. Auf die Kennzeichnung der Messunsicherheiten der Messpunkte (Standardabweichung<±2 %) wurde aus Gründen der Darstellung verzichtet.

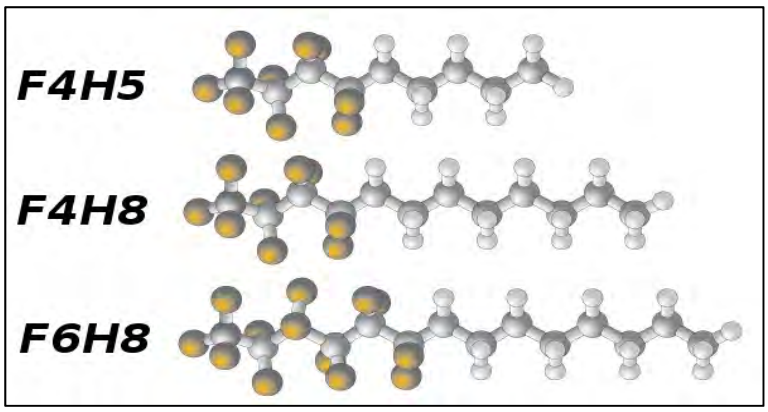
Ergebnisse: Für jede der drei Substanzen wurde die Abhängigkeit der Relaxationsrate vom pO_2 ermittelt und grafisch dargestellt (Anh. 2). Die Parameter des erwarteten linearen Zusammenhangs [2] der Form pO_2[mmHg]=a·R1[1/s] + b sind in der Tabelle aufgelistet. Die indirekte Messung des Sauerstoffpartialdrucks mit Hilfe der Relaxationsrate ist damit kalibriert.

Zusammenfassung: Alle drei Substanzen zeigen ein ähnliches Ansprechverhalten in Bezug auf Änderungen des Sauerstoffpartialdruckes und sind prinzipiell als pO_2-Sonden geeignet. F6H8 erfüllt die Anforderungen wegen der hohen Relaxationsrate am besten, da es die kürzesten Messzeiten ermöglicht.

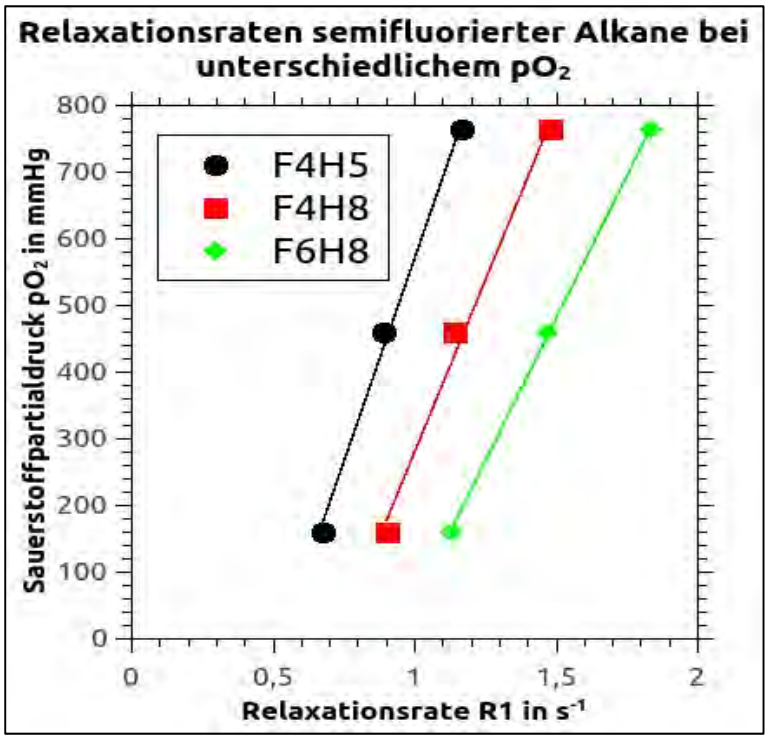
Literatur

[1] Meinert, H. et al. Biomaterials, Artificial Cells & Immob Biotech 1993, 21, 583-595
[2] Kegel, S. et al. 43. Jahrestagung der DGMP 2012, P91
[3] Giraudeau, C. et al. Magn Reson Med. 2010; 63(4): 1119-1124

Anhang 1



Anhang 2



Anhang 3

Name	Summenformel	Abkürzung	Parameter a in s·mmHg	Parameter b in mmHg
Perfluorbutylpentan	$C_9F_9H_{11}$	F4H5	1220±86	-648±80
Perfluorbutyloctan	$C_{12}F_9H_{17}$	F4H8	1032±92	-751±110
Perfluorhexyloctan	$C_{14}F_{13}H_{17}$	F6H8	855±14	-802±21

Tab. 1

P 50 Gemessene Austauschraten in zellulären Lösungen mittels doppelt diffusionsgewichteter MR-Bildgebung

L. Müller[1], J. Janke[1], A. Wetscherek[1], M. Bach[1], B. Stieltjes[2], F. Laun[1]
[1]DKFZ, Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland
[2]DKFZ, Quantitative bildgebungsbasierte Krankheitscharakterisierung, Heidelberg, Deutschland

Fragestellungen: Vor kurzem wurde mit einem neuartigen diffusionswichtenden MRT-Sequenzschema [1,2] ein weiterer funktioneller Gewebeparameter, die Apparent Exchange Rate (AXR) zugänglich gemacht. Die AXR wird als Maß für die Austauschrate zwischen intra- und extrazellulärem Wasser angesehen, welche wiederum in direktem Zusammenhang mit der Integrität der Zellmembran steht. Dadurch hat diese Technik potentiell einen sehr hohen Nutzen für die Diagnose und Verlaufskontrolle aller Erkrankungen, die mit einer Modifikation der Zellmembran einhergehen (beispielsweise Hirntumore [3]). In der hier vorliegenden Arbeit wurde, basierend auf [1], eine Sequenz zur Messung des AXR implementiert und ihre Tauglichkeit an Phantomen getestet.

Material und Methoden: Die verwendete Sequenz ist in Abb.1 schematisch dargestellt. Die erste Diffusionswichtung, die einen konstanten b-Wert (b_f) liefert, dient dabei als Filter, das heißt sie unterdrückt die schnell diffundierenden Anteile im Signal. Während der variablen Mischungszeit (t_m) entwickelt sich der Diffusionskoeffizient (*ADC)* wieder zum Gleichgewichtswert (ADC_{eq}) nach der Formel:

$$ADC(t_m) = ADC_{eq} + \left(ADC(0) - ADC_{eq}\right) \mathrm{e}^{-AXR \cdot t_m}$$

Zur Verifikation wurden Phantome aus Hefe-Wassergemischen unterschiedlicher Konzentrationen verwendet (Massenverhältnisse Hefe:Wasser = 1:1; 1:2; 1:3). Von diesen Phantomen wurde der AXR an mehreren Tagen und mit drei unterschiedlichen Werten für b_f (0, 900 und 1500 s/mm^2) bestimmt. Die Messungen wurden bei 1,5 T mit drei Diffusionsrichtungen durchgeführt. Für die Auswertung wurde der Median über eine ROI sowie über die drei Diffusionsrichtungen gebildet.

Ergebnisse: Die Bestimmung der AXR ist mit dieser Implementierung möglich (Abb.2). Eine Abhängigkeit der Austauschraten von der Hefekonzentration lässt sich nicht eindeutig zeigen, da der Fit noch zu große Ungenauigkeiten liefert (Abb.3). Über die Zeit (Phantomalter 1 bis 10 Tage) ist bisher kein eindeutiger Effekt auf die AXR erkennbar (nicht dargestellt), jedoch sind die Werte für die 16 Tage alte Hefe deutlich unterschiedlich von denen der frischeren Phantome. Dies lässt darauf schließen, dass die Unterschiede in den Parametern erst bedeutend werden, wenn die Hefe desintegriert.

Zusammenfassung: Die Messung der AXR mithilfe des o.g. Sequenzschemas konnte an Hefezellen verifiziert werden. Die gemessenen Werte liegen in derselben Größenordnung wie in [1], wobei die dort genannten Werte für höhere Konzentration bestimmt wurden. Erste *in vivo* Messungen zeigen noch Bildartefakte, die möglicherweise durch Bewegungen hervorgerufen wurden, wodurch eventuell eine Herz-Triggerung notwendig wird.

Literatur

[1] Lasič *et al.*MRM 2011;66:356-365
[2] Callaghan *et al.* J. Chem. Phys.2004; 120:4032-4038
[3] Nilsson*, et al.* MRM 2012;doi:10.1002/mrm.24395

Anhang 1

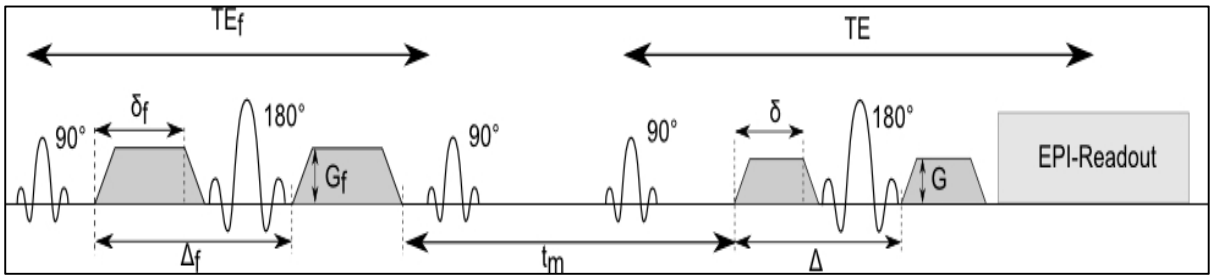


Abb.1: Schema der Sequenz, die zur Bestimmung des AXRs verwendet wurde

Anhang 2

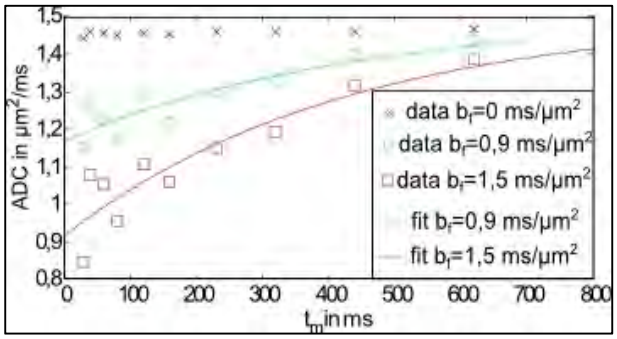


Abb.2:ADC(t_m) für eine Konzentration von 1:1 für 1 Tag alte Hefe.

Anhang 3

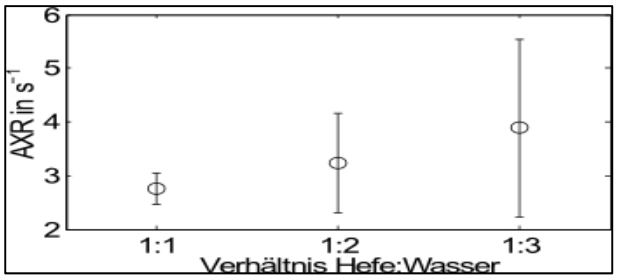


Abb.3: AXR für verschiedene Konzentrationen bei 1 Tag alte Hefe.

P 51 Quantitative ^{1}H-NMR-Spektroskopie von Hirnmetaboliten an einem 7T-Ganzkörper-Tomographen

M. Hilgert[1], N. Behl[1], P. Bachert[1]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum, Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland

Einleitung: Die NMR-Spektroskopie liefert Informationen über die Konzentration von Metaboliten und deren Vorkommen im lebenden Gewebe. Ziel dieser Arbeit ist es, In-vivo-Metaboliten mittels ^{1}H-NMR bei $B_0 = 7$ T zu messen und die Daten in das leistungsfähige und daher viel genutzte ^{1}H-NMR-Auswerteprogramm LCModel [1] zu implementieren. Im Rahmen des Projekts wird ein Basis-Satz in LCModel erstellt, welches als Grundlage für die Auswertung von In-vivo-Spektren dienen soll. Das Programm LCModel führt folgende Auswertungen automatisch aus: Phasenkorrektur, Referenzierung, Quantifizierung (peak integration), Wirbelstromkorrektur und Wassersignalkorrektur. Anhand von Messungen an einem 7-T-Ganzkörper-Tomographen wird der Basis-Satz evaluiert.

Material und Methoden: Zur Erstellung des Basis-Satzes wurden verschiedene Modelllösungen mit je einem Metaboliten präpariert. Weiterhin wurden DSS (4-Dimethyl-4-Silapentan-1-Sulfonsäure) und Natriumformiat den Phantomen als Referenzmarker hinzugefügt. Die Messungen der Lösungen wurden an einem 7-T-Ganzkörper-Tomographen (MAGNETOM 7T; Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) mit einer 24-Kanal ^{1}H-Kopfspule (Birdcage-Resonator) durchgeführt. Akquiriert wurden die Single-Voxel-Spektren (SVS) mit einer semiLaser-Sequenz, in der zur Refokussierung adiabatische Pulse verwendet werden [2,3]. Die Sequenz ähnelt einer PRESS-Sequenz, allerdings sind zur Refokussierung zwei 180°-Hypsec-Pulse [4] pro Schicht notwendig. Folgende Parameter wurden für die Messungen verwendet: $TR = 10$ s; Echozeiten TE = 25 ms, 32 ms, 40 ms, 50 ms, 60 ms; Bandbreite = 5000 Hz; Av = 64; FOV = 8 cm^3; Lösung: T = 37 °C; pH = 7,2. Die aufgenommenen Spektren wurden als Basis-Satz in das Programm LCModel eingefügt. Desweiteren wurden die Spektren mit einer simulierten Basis erstellt von S. Provencher ausgewertet. Dieser Basis liegt eine PRESS-Sequenz zugrunde. Zum Vergleich wurden dieselben Daten in das Auswerteprogramm jMRUI eingelesen, phasenkorrigiert und als Basismetaboliten implementiert.

Ergebnisse: Abbildung 1 zeigt repräsentativ das mit jMRUI ausgewertete Spektrum einer Modelllösung mit 100 mM L-Alanin im Bereich der chemischen Verschiebung von 0,4-4,0 ppm. Ein Dublett bei 1,47 ppm und ein Quadruplett bei 3,87 ppm sind aufgelöst. Abbildung 2 zeigt die zugehörige LCModel-Auswertung. Das Alanin-Dublett wurde als Lactat-Dublett bei 1,31 ppm mit einer Standardabweichung von 4% erkannt. Daher wurde das komplette Spektrum um -0,099 ppm von LCModel verschoben. Hingegen ist die Standardabweichung von L-Alanin maximal, somit wird Alanin nicht als solches erkannt.Tabelle 1 zeigt weitere Metaboliten (gemessen bei TE = 25ms, TE = 60ms) und deren Standardabweichung, ausgewertet mit der simulierten Basis von LCModel. Die Zuordnung von N-Acetylaspartat (NAA) gelang mit einer Abweichung von 2 bzw 3%, weiterhin wurden Lactat bei TE = 25ms, Alanin bei TE = 60ms und Glutamat richtig zugeordnet. Andere Metaboliten wurden gar nicht oder nur mit einer hohen Abweichung erkannt. Die Fits mit dem simulierten Basis-Satz führten zu nicht zufrieden stellenden Ergebnissen. Einzelne Metaboliten konnten nicht dargestellt bzw. bezüglich ihrer Konzentrationen ausgewertet werden. Eine mögliche Erklärung hierfür könnte der simulierte Basis-Satz sein; denn für die Simulation werden Idealbedingungen angenommen. Weiterhin liegt dieser Basis eine PRESS-Sequenz zugrunde, die Spektren wurden jedoch mit einer semiLaser-Sequenz aufgenommen.

Zusammenfassung: Es wurden hochaufgelöste ^{1}H-NMR-Spektren bei 7 T mit einer semiLaser-Sequenz aufgenommen. Einige Metaboliten (N-Acetylaspartat, Glutamat, Lactat, Alanin) konnten von LCModel dargestellt werden. Um quantitative In-vivo-Auswertungen von SVS weiterer Metaboliten zu erhalten, wird ein zusätzlicher sequenz- und tomographenspezifischer Basis-Satz benötigt. Künftig sollen weitere Metaboliten ^{1}H-NMR-spektroskopisch vermessen und in den Basis-Satz von LCModel implementiert werden.

Literatur

[1]Provencher, S.W. Estimation of metabolite concentrations from localized in vivo proton NMR spectra. Magn. Reson. Med. 30 S.672-679 (1993)
[2]Behl, N. Hochaufgelöste lokalisierte ^{1}H-NMR-Spektroskopie bei B_0=7T, Diplomarbeit, Universität Heidelberg, 2012
[3]Garwood, M. et al. The Return of the Frequency Sweep: Designing Adiabatic Pulses for Contemporary NMR, Journal of Magn. Reson. 153 (2) S.155-177 (2001)
[4]Silver, M. S. Et al. Hoult, D. I.: Selective population inversion in NMR. Nature: 310 S.681-683 (1984)

Anhang 1

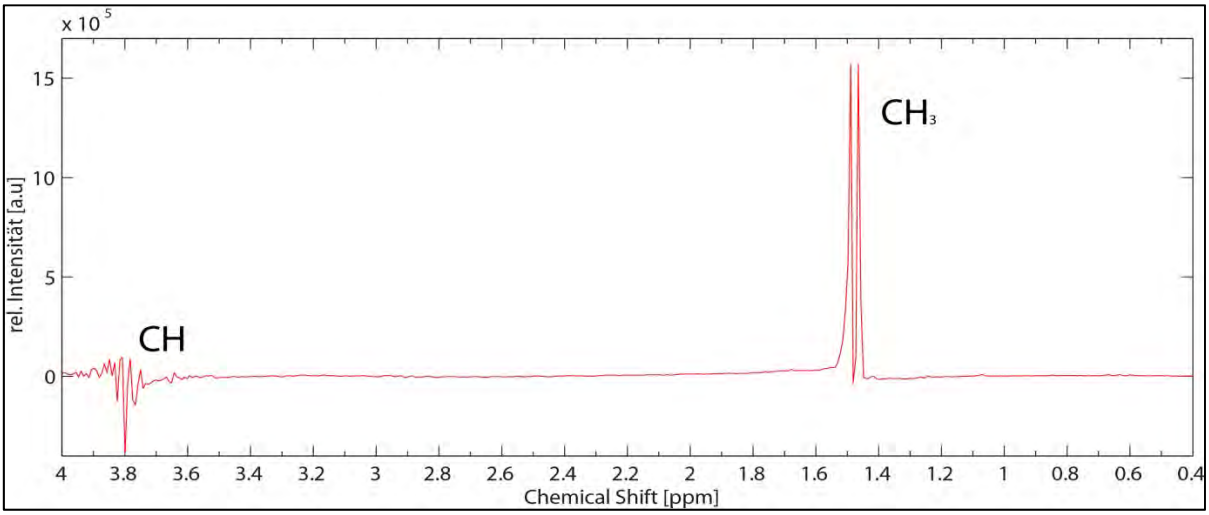


Abb.1:Aufgenommenes ^{1}H-NMR Spektrum einer L-Alanin- Modelllösung (100 mM L-Alanin, 2 mM DSS, 200 mM Natriumformiat, TE = 25 ms) bei 7 T, ausgewertet mit jMRUI.

Anhang 2

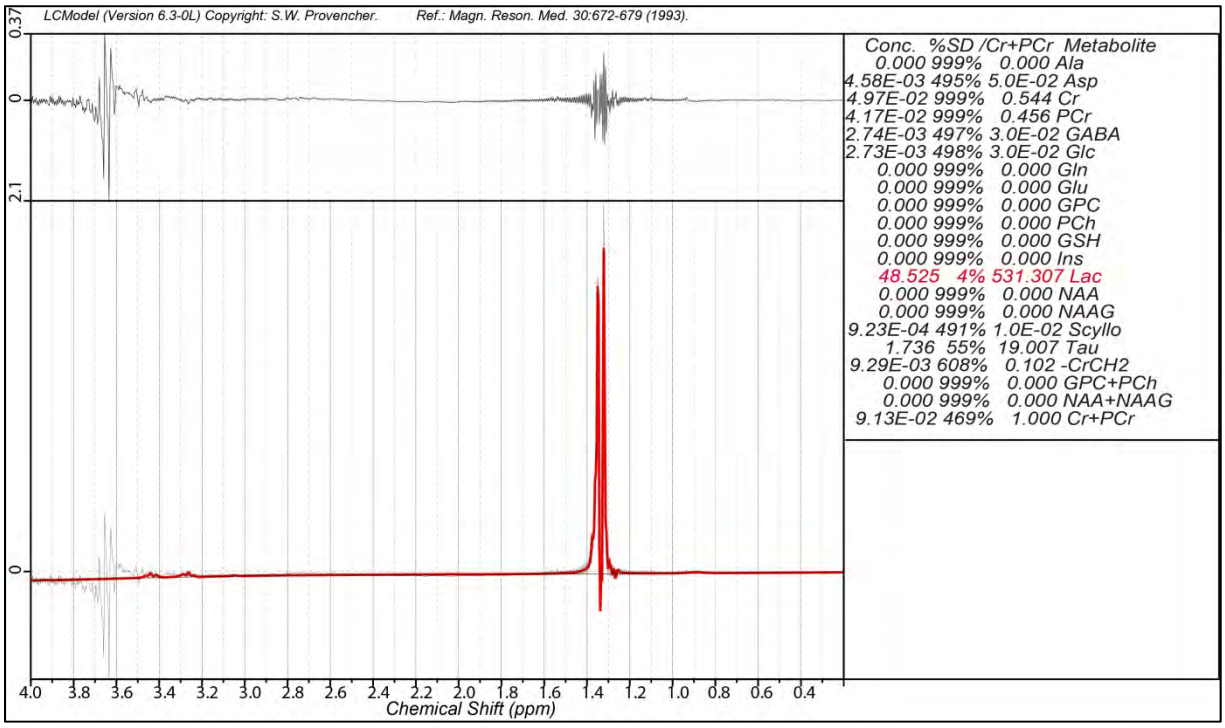


Abb.2: Fit des Spektrums einer L-Alanin-Modelllösung ausgewertet mit LCModel (simulierter Basis-Satz einer PRESS-Sequenz, TE = 25 ms).

Anhang 3

Metabolit	SD% TE=25ms	erkannt	SD% TE=60ms	erkannt
L-Alanin	999	—	10	✓
Lactat	11	✓	999	—
Glutamat	3	✓	26	✓
Glutamin	999	—	999	—
Aspartat	273	—	44	—
Taurin	93	—	117	—
N-Acetylaspartat	2	✓	3	✓
Glucose	999	—	999	—
Creatin	644	—	480	—

Tab.1: Gemessene Metaboliten und deren Standardabweichung ausgewertet mit LCModel

P 52 Entwicklung einer modularen Auswertungssoftware zur quantitativen myokardialen Perfusionsbildgebung mittels Magnetresonanztomographie

N. Fennan[1], S. Weber[1], K.-F. Kreitner[1], L. M. Schreiber[1]
[1]Universitätsmedizin Mainz, Bereich Medizinische Physik, Klinik für Radiologie, Mainz, Deutschland

Fragestellungen: Die Koronare Herzerkrankung (KHK) ist eine der häufigsten Todesursachen in den Industrienationen. Bei der KHK ist eine verminderte myokardiale Durchblutung einer der ersten auftretenden Effekte. Daher ist die Durchblutungsmessung des Herzens ein sehr vielversprechendes Verfahren für die nichtinvasive Diagnostik der KHK.
Die kontrastmittelverstärkte MR-First-Pass-Perfusionsdiagnostik hat sich dabei als besonders geeignet erwiesen, sowohl qualitative als auch quantitative Einblicke in die myokardiale Mikrozirkulation zu ermöglichen [1-5]. Jedoch fehlt es an Softwarelösungen, die eine einfache, komfortable und workflow-optimierte Analyse der Myokardperfusion, einschließlich der absolut-quantitativen Bestimmung des myokardialen Blutflusses (MBF) und der Berechnung der myokardialen Perfusionsreserve (MPR), bieten. Daher war es Ziel dieses Projektes, eine workflow-optimierte, plattform-unabhängige, eigenständige Softwarelösung zu entwickeln, die eine vollständige Diagnostik der Myokardperfusion ermöglicht. Dies umfasst die qualitative, die semi-quantitative und die absolut-quantitative Perfusionsanalyse sowie die Berechnung der myokardialen Perfusionsreserve (MPR) aus Stress- und Ruhemessungen.

Material und Methoden: Bei der myokardialen MR-Perfusionsbildgebung werden mehrere Schichten aufgenommen, um den Durchblutungszustand des Herzens zu bestimmen. Gemäß der Leitlinien der American Heart Association (AHA) wird die Durchblutung mittels eines standardisierten Modells mit 17 Herzmuskelsegmenten analysiert. Um das Herz vollständig abzudecken, müssen teilweise noch mehr Schichten und Segmente analysiert werden. Für die qualitative Ermittlung der Perfusion (z.B. durch die visuelle Beurteilung der Bilder) können die meisten gebräuchlichen DICOM Viewer Softwareprodukte verwendet werden. Allerdings sind zusätzliche Softwarelösungen für die semi-quantitative und insbesondere für die absolut-quantitative Analyse der erstellten Signal-Zeit-Kurven (signal time curve, STC) aller Segmente notwendig. Für die absolut-quantitative Analyse der STCs wird meistens eine selbst geschriebene Software verwendet, die zur Berechnung des Blutflusses ein mathematisches Modell wie z.B. das Modell MMID4 [6], nutzt. Dies ist relativ komplex und zeitintensiv. Daher wird die absolut-quantitative Analyse der Myokardperfusion selten in der klinischen Routinediagnostik eingesetzt.
Die nun hier vorgestellte Software Applikation umfasst die folgenden Auswertemöglichkeiten:

1. Die qualitative Perfusionsanalyse zur visuellen Analyse der Perfusionsbilder.
2. Die semi-quantitative Perfusionsanalyse unter Nutzung verschiedener linearer und nicht linearer Regressionsverfahren zur Bestimmung der maximalen Steigungswerte der Signalanstiege der STCs. Neben der am häufigsten eingesetzten linearen Anpassung kann der Benutzer auch eine modifizierte Gamma-variate Kurvenfunktion wählen, welche die vollständige Form der STCs besser beschreiben kann.
3. Die absolut-quantitative Perfusionsanalyse der STCs unter Verwendung des MMID4 Modells.
4. Die Berechnung der MPR für die semi- und absolut-quantitativ analysierten Stress- und Ruhemessungen.

Die vorgestellte Softwarelösung nutzt eine intuitive Benutzeroberfläche und unterstützt dadurch einen reibungslosen Workflow. Die Software ist in der Programmiersprache Java geschrieben [7] und ist dadurch plattformunabhängig. Die Software ist modular aufgebaut und umfasst eine Basisplattform mit mehreren Modulen für verschiedene Analyseschritte. Durch diesen Aufbau ist die Software sehr flexibel und erweiterbar. Durch die modulare Struktur wird die Entwicklung zusätzlicher Module für weitere Analyseschritte, wie z.B. eine Bewegungskorrektur oder eine automatische Bildregistrierung, ermöglicht. Die Software könnte auch für die Analyse anderer Perfusionsmodalitäten, wie der Perfusionsbildgebung mittels Computertomographie (CT), erweitert werden.

Ergebnisse: Abb. 1 zeigt die vorgestellte Softwarelösung für die Perfusionsanalyse des Herzens. Die vorgestellte Software umfasst heute mehr als 44000 Zeilen selbstgeschriebenen Code. Sie wurde bis heute bereits in über 100 Probanden- und Patientenuntersuchungen zu wissenschaftlichen Zwecken erfolgreich eingesetzt. Im Vergleich mit dem standardmäßigen Analyseverfahren zur semi- und absolut-quantitativen Perfusionsauswertung unserer Arbeitsgruppe verringerte sich durch die Verwendung der neuen Softwarelösung die durchschnittliche Durchlaufzeit eines einzelnen Patienten von mehr als 2 Stunden auf weniger als 15 Minuten. Durch die neue Methode konnte also ein Zeitgewinn um den Faktor von 8,7 erzielt werden.

Zusammenfassung: Der Hauptfokus des vorgestellten Software-Prototyps lag darauf, Wissenschaftlern ein workflow-optimiertes Softwaretool zur Verfügung zu stellen, das den Prozess der MR-Perfusionsbildgebung unterstützt und das eine Basis für zukünftige Weiterentwicklungen bietet. Das Ziel war es nicht, eine neue Auswertemethode für die MR-Perfusion zu entwickeln, sondern den Einsatz bereits existierender Verfahren mit einer intuitiven und flexiblen Benutzeroberfläche zu optimieren, um so den zeitlichen Aufwand der Auswertung zu reduzieren. Schlussfolgernd hat sich gezeigt, dass die semi- und insbesondere die absolutquantitative Perfusionsauswertung durch Verwendung der neuen Softwarelösung signifikant beschleunigt und vereinfacht durchgeführt werden kann.

Literatur

[1] Edelman RR, Li W. Contrast-enhanced echo-planar MR imaging of myocardial perfusion: preliminary study in humans. Radiology 1994;190(3):771-777
[2] Panting JR, Gatehouse PD, Yang GZ, et al. Echo-planar magnetic resonance myocardial perfusion imaging: parametric map analysis and comparison with thallium SPECT. J Magn Reson Imaging 2001;13(2):192-200
[3] Larsson HB, Fritz-Hansen T, Rostrup E, Sondergaard L, Ring P, Henriksen O. Myocardial perfusion modeling using MRI. Magn Reson Med 1996;35(5):716-726
[4] Jerosch-Herold M, Wilke N, Stillman AE. Magnetic resonance quantification of the myocardial perfusion reserve with a Fermi function model for constrained deconvolution. Med Phys 1998;25(1):73-84
[5] Weber S, Kronfeld A, Kunz RP, et al. Quantitative myocardial perfusion imaging using different autocalibrated parallel acquisition techniques. J Magn Reson Imaging 2008;28(1):51-59
[6] Kroll K, Wilke N, Jerosch-Herold M, et al. Modeling regional myocardial flows from residue functions of an intravascular indicator. Am J Physiol 1996;271(4 Pt 2):H1643-1655
[7] Byous, J. "Java Technology: The Early Years." 2003

Anhang 1

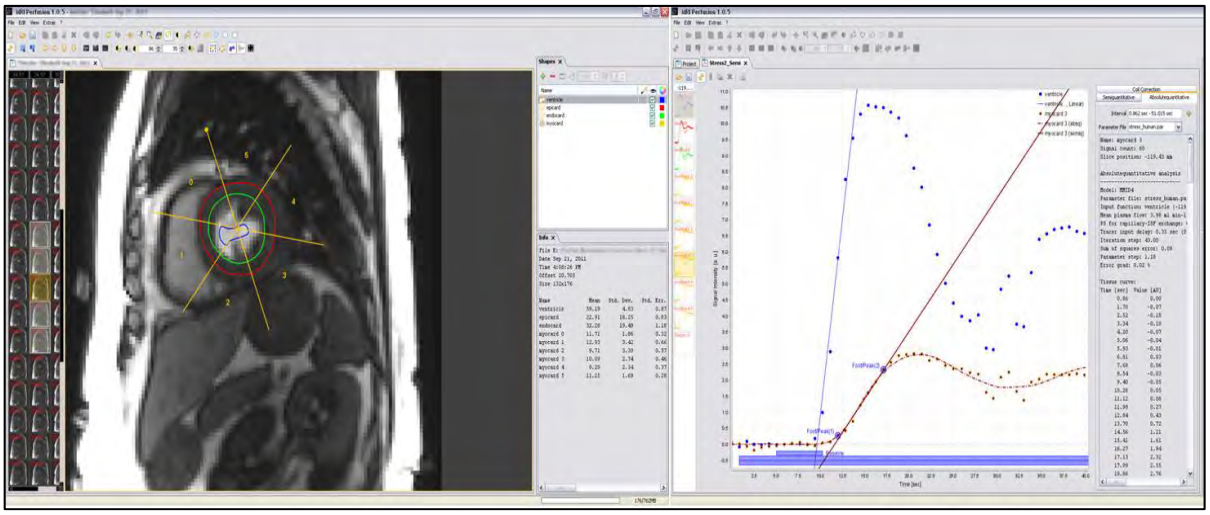


Abb.1: Beispiel der vorgestellten Softwarelösung für die Myokardperfusionsanalyse einschließlich der qualitativen, semi-quantitativen und der absolut-quantitativen Perfusionsanalyse.

P 53 Image based correction of radial trajectory shifts

J. Biermann[1], M. Krämer[1], J. R. Reichenbach[1]
[1]Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie I, Universitätsklinikum Jena - Friedrich-Schiller-Universität Jena, Medical Physics Group, Jena, Deutschland

Introduction: Radial acquisition of k-space is becoming a highly important acquisition strategy for robust dynamic imaging and real-time MRI. In contrast to Cartesian readout of k-space gradient delays and timing errors have to be precisely corrected in order to avoid artifacts in the reconstructed images. Shifts of the acquired radial data along the readout directions can cause especially severe signal drop outs and smearing artifacts in the reconstructed images. Much research has been performed on correcting these errors but most solutions need either additional hardware for monitoring the true gradient trajectory during data acquisition or additional calibration or template measurements, which often only work for a particular set of acquisition parameters or homogeneous phantoms [1,2]. In this work, we introduce a method to correct shifts of the data along the readout direction without performing any additional measurements.

Material and Methods: Phantom and *in vivo* volunteer measurements were performed on a clinical 3 T system (Siemens Trio, Erlangen, Germany) using a radial 2D FLASH sequence with the following acquisition parameters: repetition time TR = 5.30 ms, echo time TE = 2.76 ms, flip angle FA = 8° (phantom data) and FA = 10° (*in vivo* data), number of spokes N = 233, field of view FOV = 220 x 220 mm², matrix size 144 x 144, bandwidth BW = 102.04 kHz. Readout polarity of every other spoke was inverted in order to obtain opposing delay effects evenly distributed at the center of k-space. Acquired raw data were shifted along the readout direction with 80 linearly spaced shifts Δr in the range from -4 to 4 readout points. This was implemented using the Fourier Shift Theorem to achieve sub dwell time accuracy. For each readout shift we reconstructed the image using 2D gridding with iterative grid weights estimation [3] followed by a 2D FFT. The optimal shift Δr_{opt}, yielding images free of delay artifacts, was obtained by analyzing the magnitude of all data voxels. For this purpose the sum over the magnitude of all data voxels I_{sum} was calculated as a function of Δr. Optimal shift Δr_{opt} was then estimated from the local maxima of $I_{sum}(\Delta r)$.

Results: The sum over the magnitude of all data voxels as a function of Δr is shown in Figure 1 for both the phantom (Fig. 1a) and the *in vivo* (Fig. 1b) measurement. In the presented phantom and *in vivo* data the optimal shift Δr_{opt} was 1.3 and 1.1 readout points (Fig. 1), which corresponds to 6.37 µs and 5.39 µs time delay, respectively. Without correction of the radial spokes images were highly degraded by artifacts (Fig. 2), whereat correcting with the identified optimal shift yielded artifact free images (Fig. 2).

Conclusion: The method presented proved to be reliable for correcting the radial shifts along readout direction in phantom and *in vivo* measurements. In the current implementation the accuracy of detecting the optimal shift Δr_{opt} is limited by the discretization of Δr. A higher accuracy could, if desired, be achieved by a finer discretization of Δr or by fitting with a cosine function.

References

[1] Block KT, Uecker M. Simple method for adaptive gradient-delay compensation in radial MRI, Proc Intl Soc Mag Reson Med. 2011;19:2816
[2] Peters DC, Derbyshire JA, McVeigh ER. Centering the projection reconstruction trajectory: Reducing gradient delay errors. Magn Reson Med. 2003;50(1):1-6
[3] Zwart NR, Johnson KO, Pipe JG. Efficient sample density estimation by combining gridding and an optimized kernel. Magn Reson Med. 2012;67(3):701-10

Anhang 1

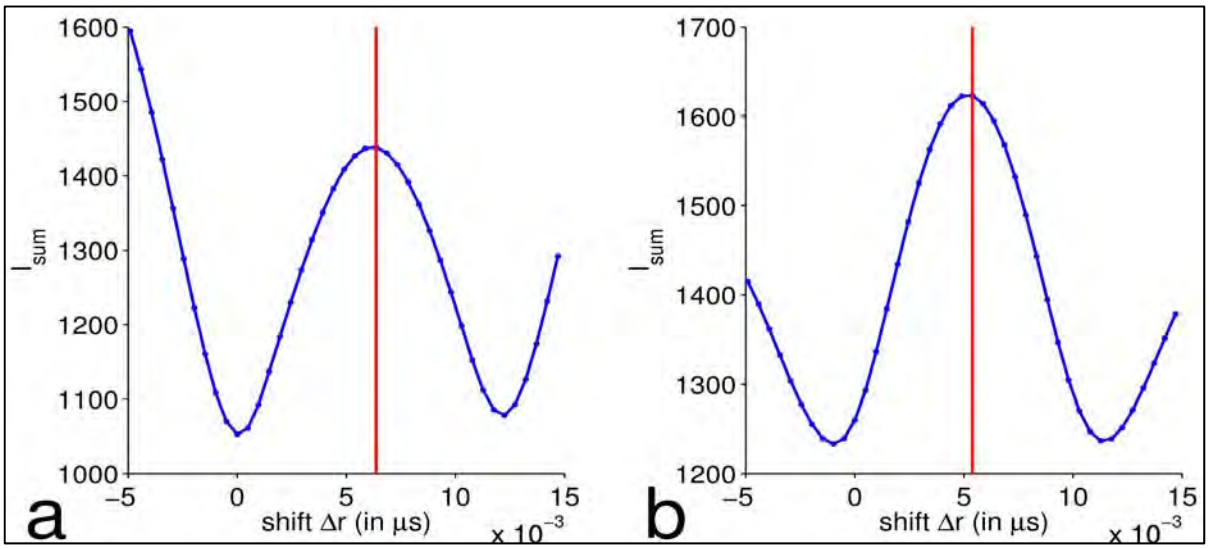


Abb: 1: The sum over the magnitude plotted against

Anhang 2

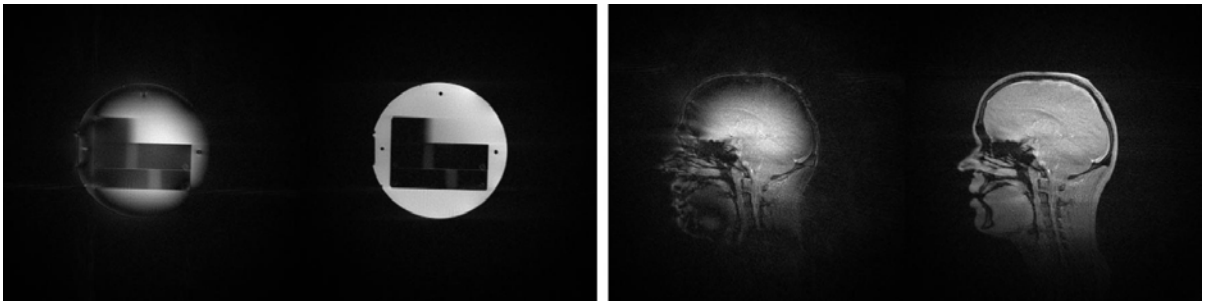


Abb:.2: Uncorrected and corrected images of a the shift ⊿r in µs for (a) phantom data and (b) in transverse slice of a phantom and a sagittal slice vivo data. The red line delineates the observed of in vivo data.local maximum at ⊿r

P 54 Simulation des Signalkontrastesverhaltens verschiedener Sequenzen für die dynamische kontrastmittelverstärkte Magnetresonanztomographie (DCE-MRI)

K. Eickel[1], L. Lüdemann[1]
[1]Universitätsklinikum Essen, Strahlenklinik, Essen, Deutschland

Fragestellungen: Zur Messung einer Kontrastmittelkonzentration mit Techniken der Magnetresonanz-Tomographie ist der Signalkontrast im Bezug auf die Abhängigkeit des Signals von der Kontrastmittel-konzentration von Bedeutung. Hiermit lässt sich eine Aussage über die Güte der Messmethode treffen. Im Besonderen bestimmt der Verlauf der Magnetisierung der Probe die Signalstärke. Bei einem definierten Messpunkt ist es daher entscheidend zu wissen, welchen Einfluss die Wahl der MR-Sequenz auf den Signalverlauf respektive den Verlauf der Magnetisierung hat. Dies lässt sich auf Basis der Bloch-Gleichungen für verschiedene Kontrastmittelkonzentrationen und Anregungswinkel abschätzen.

Material und Methoden: Die Bloch-Gleichung beschreibt die Änderung der Magnetisierung mit der Zeit. Einen Einfluss auf den Verlauf haben im Wesentlichen die Magnetisierung zu Beginn M(t=0) = M_0 (z.B. Inversionspräparation, Sättigung). Wird nach einem möglichen Präparations-Puls die Datenauslese so gestaltet, dass unter Kleinwinkelanregung (α = 5° bis 40°) repetitiv die Auslesesequenze ausgerufen wird, so ändert sich der zeitliche Verlauf der Magnetisierung. Aufgrund der Bloch-Gleichung [1]

$$\frac{dM(t)}{dt} = \frac{M_0 - M(t)}{T_1} \quad \textit{(Gleichung 1)}$$

ergibt sich die Iterationsvorschrift

$$M(t + \Delta t) = M(t) + \frac{|M_0| - M(t)}{T_1}\Delta t \quad \textit{Gleichung 2)}$$

Hiermit lässt sich nun die zeitliche Entwicklung der Magnetisierung abschätzen. Der Einfluss der unterschiedlichen MR-Sequenzen wird durch die geeignete Wahl der Ausgangsmagnetisierung M_0 festgelegt. Um die Allgemeingültigkeit beizubehalten, wird hier stets die relative Magnetisierung (normiert auf M_{gg}) betrachtet und die Gleichgewichtsmagnetisierung M_{gg} = 1 gesetzt [2]. So ergibt sich im Falle einer Inversionspräparation IR eine Ausgangsmagnetisierung von $M_{0,IR}$ = -1 ergibt. Ebenso folgt für die sättigungs-präparierte Sequenz SR $M_{0,SR}$ = 0. Zum Vergleich ist zudem eine einfache 3D-Gradienten-Echo Sequenz simuliert. Bei dieser gilt [1]:

$$M_0 = M_{gg} \cdot cos(\alpha) \quad \textit{(Gleichung 3)}$$

Bei der IR-Sequenz erfolg nach einem 180°-Inversionspuls eine freie Relaxation von 17 ms. Anschließend wird der erste Auslesepuls eingestrahlt und der Auslesezyklus beginnt. Dieser lenkt die Magnetisierung teilweise erneut in die Transversalebene. Es folgt ein Relaxationsprozess während dem die phasen- und frequenzcodierte Datennahme stattfindet. Nach 4.5 ms erfolgt der nächste Auslesepuls. Je nach Auflösung (hier 128) ergibt sich somit eine Akquisitionszeit von 17 ms + 128 x 4.5 ms = 593 ms. Nach der Repetitionszeit TR = 593 ms folgt der nächste Präparations- und Auslesezyklus. Die relative Magnetisierung der IR-Sequenz ist in Abb. 1 dargestellt. Zum Vergleich dazu zeigen Abb. 3 und Abb. 4 den Relaxationsprozess einer SR- bzw. 3D-Gradienten-Echo Sequenz. Nach t = 305 ms ist die longitudinale Magnetisierung von Blut gerade Null (TI_{Blut} = 305 ms) [3]. Somit ist in diesem Messbereich das Signal nicht durch Beiträge des Blutes gestört. Das Signal unterliegt stark dem Einfluss des Kontrastmittels und die Bestimmung der Kontrastmittelkonzentration ist somit möglich. Grundlage für die Wahl der T1-Zeiten ist eine Phantommessung einer Kontrastmittelreihe. Hieraus ergeben sich T1-Zeiten und entsprechend die Relaxivitäten

$$R \propto \frac{1}{T_1} \quad \textit{(Gleichung 4)}$$

Die Relaxivität kann wiederum in einen linearen Zusammenhang mit der Kontrastmittelkonzentration gesetzt werden. Zudem wird der Relaxationsprozess für T1 = 1000 ms betrachtet. Dies entspricht der T1-

Zeit von Blut. Das Messsignal ist im wesentlichen durch die Größe des Auslesewinkels α und die Magnetisierung zu diesem Zeitpunkt bestimmt, es gilt:

$$S \propto M(t) \cdot sin(\alpha) \quad \text{(Gleichung 5)}$$

Dies gilt, wenn der Signalbeitrag der Transversalmagnetisierung zu vernachlässigen ist. Dies ist der Fall wenn T_2*-Effekte zu vernachlässigen sind, also bei TR << T_2*. Aus bereits durchgeführen DCE-MRI Studien mit TWIST[1]-Sequenzen am Institut sind Relaxivitätswerte von maximal R = [18, 20] ms^{-1} zu erwarten. Dass heißt, eine T1-Zeit von rund T1 = 55 ms ist die kürzeste relevante Relaxationszeit. Um eine Aussage über die Signalqualität und den Signalkontrast zu machen, wird der dynamische Bereich betrachtet. Dieser ergibt sich aus der Signaldifferenz der unterschiedlichen T1-Zeiten (bzw. dementsprechend Kontrastmittelkonzentrationen) zum Zeitpunkt an dem die zentralen k-Raumdaten aquiriert werden. Da hier die relative Magnetisierung betrachtet wird, ist auch der Wert den dynamischen Bereichs relativ zu dieser. Definiert man weiterhin eine Größe aus dem Produkt von Signalstärke und dynamischem Bereich bezüglich der Kontrastmittelkonzentration,

$$SDP = \text{Signalstärke} \times \text{Dynamischer Bereich} \quad \text{(Gleichung 6)}$$

so lässt sich anhand dieses Wertes der Kontrast des Einzelsignals in Abhängigkeit der Kontrastmittel-konzentration bewerten. Hier wird stellvertretend eine Signalstärke im mittleren Bereich bei T1 = 205 ms in der jeweiligen Sequenz gewählt. Der dynamische Bereich erstreckt sich aufgrund der maximal zu erwartenden R-Werte von T1 = 1000 ms (Blut) bis T1 = 55 ms.

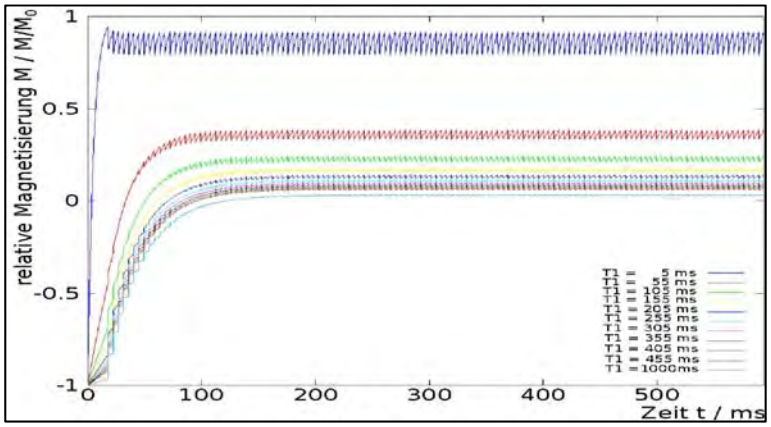
Ergebnisse: Zunächst wir hier für einen Anregungswinkel von α = 30° simuliert [3]. Andere Anregungswinkel sind jedoch nicht ausgeschlossen. Der Einfluss des Anregungswinkels bei einer mittleren Kontrastmittel-konzentration ist in Abb. 2 dargestellt. Im Falle der IR-Sequenz ist das die Inversionszeit von Blut TI = 305 ms. Es ergibt sich ein dynamischer Bereich von 3.44 x 10^{-1}. Wir dieser mit der Signalamplitude im Ausleseprozess multipliziert (z.B. hier für α = 30° bei einer mittleren Kontrastmittelkonzentration (T1 = 205 ms)), so ergibt sich ein Signal-Dynamik Produkt von SDP = 6.5 x 10^{-3}. Dieser Wert spiegelt den Kontrast des Einzelsignals im Bezug auf die Signalabhängigkeit von der Kontrastmittelkonzentration wieder. Kontrastmittelkonzentration (T1 = 205 ms) und α = 30° ein Signal-Dynamik Produkt von SDP = 5.37 x $10^{-3.}$ Die Wahl des Anregungswinkels beeinflusst zudem den Relaxationsverlauf. Der Kurvenverlauf in Abb. 2 zeigt die relative Magnetisierung bei Anregungswinkeln von 5° bis 40° und einer gewählten T1-Zeit von T1 = 205 ms. Diese entspricht einer Relaxivität von circa R = 5 x 10^{-3} ms, welche wiederum auf eine Kontrastmittelkonzentration von rund 1.5 mmol / ml schließen lässt. Welcher Anregungswinkel jdeoch das kontrastreichste Signal liefert, ist hieraus nicht abschätzbar und bedarf weiterer Überlegungen

Zusammenfassung: Auf Grundlage der Bloch-Gleichungen lässt sich der Verlauf der Magnetisierung einer Probe abschätzen und gibt somit die Möglichkeit, die Wahl der MR-Sequenz zu fundieren. Die hier simulierten Sequenzen (IR, SR und 3D-Gradienten-Echo) liefern ein unterschiedliches Relaxations-verhalten der Magnetisierung. Der dynamische Bereich im Abhängigkeit der Kontrastmittelkonzentration bzw. somit der gewählten T1-Zeit ist bei allen drei Sequenzen ähnlich. Die Berechnung des Signal-Dynamik Produktes SDP zeigt, dass im Falle der IR-Sequnenz dieser Wert rund 12% über dem der SR- bzw. 22 % über dem der 3D-Gradienten-Echo Sequenz liegt und somit ein Hinweis darauf sein kann, dass eine IR-Sequenz bei der Untersuchung solcher Kontrastmitteldynamiken zu bevorzugen ist.Die Wahl des Anregungswinkels zur Datenauslese lässt sich an dieser Stelle nicht grundlegend bewerten. Es deutet sich in Abb. 2 jedoch an, dass ein möglichst kleiner Anregungswinkel für eine kontrastmitteldynamische Studie den besseren Verlauf liefert. Dabei ist jedoch ebenso darauf zu achten, dass das Absolutsignal groß genug ist, welches mit größeren Anregungswinkeln ansteigt. Dieser Aspekt lässt sich in jedoch nicht ohne Weiteres simulieren und der geeignetste Winkel sollte über weitere Phantommessungen bestimmt werden.

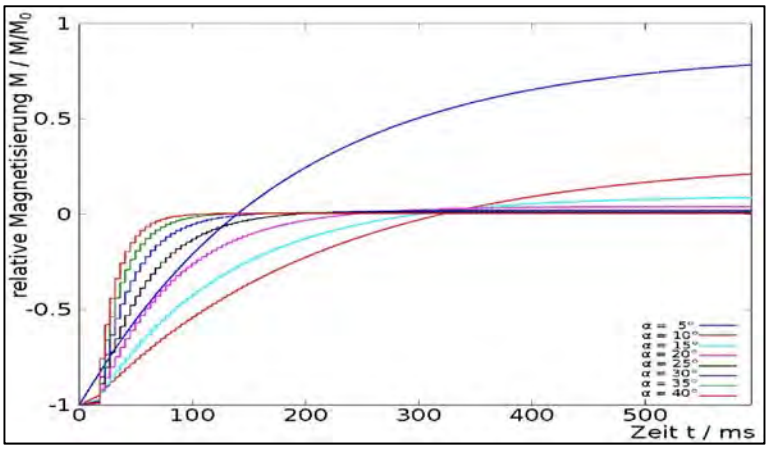
Literatur

[1] Bernstein M.: Handbook of MRI Pulse Sequences, Elsevier, ISBN-13: 978- 0-12-092861-3
[2] Correia Carreira G.: Untersuchung der Grenzen des Kompartmentmodells bei der kontrastmittelgestützen dynamischen Magnetresonanztomographie mittels Diffusionssimulation, Diss., Charité Berlin, 2009, S. 38-43, Kap. 3.1 & 4.1
[3] Prochnow D. et al.: Implementation of a rapid inversion-prepared dual-contrast gradient echo sequence for quantitative dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging of the human prostate, Magnetic Resonance Imaging, 23 (2005), S. 983-990

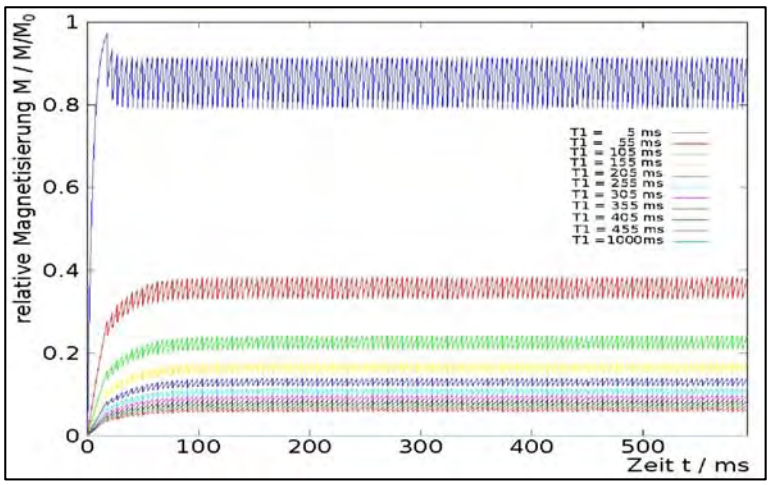
Anhang 1



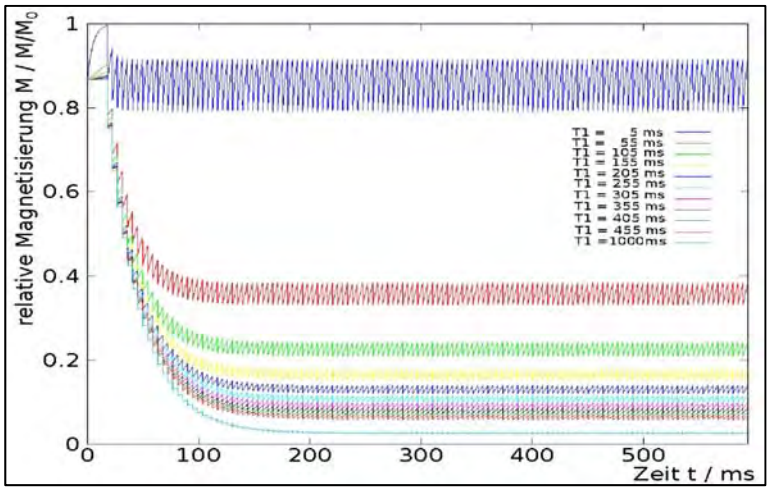
Anhang 2



Anhang 3



Anhang 4


relative Magnetisierung M / M/M0
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
0
100
200
300
400
500
Zeit t / ms
T1 = 5 ms
T1 = 55 ms
T1 = 105 ms
T1 = 155 ms
T1 = 205 ms
T1 = 255 ms
T1 = 305 ms
T1 = 355 ms
T1 = 405 ms
T1 = 455 ms
T1 =1000ms

P 55 Pharmakokinetische Modellierung und Quantifizierung der Funktionalität gesunder und maligner Hepatozyten mithilfe des MR-Kontrastmittels Gd-EOB-DTPA

P. Zylka[1], S. Hindel[1], T. Denecke[1], D. Geisel[1], L. Lüdemann[1]
[1]Universitätsklinikum Essen, Strahlenklinik, Essen, Deutschland

Einleitung: Es soll die Möglichkeit evaluiert werden, mittels MR-Bildgebung eine nichtinvasive Methode zu etablieren, welche es ermöglicht die Verstoffwechselungsrate von Hepatozyten in unterschiedlichen Leberbereichen zu bewerten. Wir untersuchen und vergleichen okkludierte und gesunde Leberbereiche im Hinblick auf Verstoffwechselung von arteriellem und portalvenösem Blut mittels verabreichtem leberspezifischen Kontrastmittel Gd-EOB-DTPA. Untersucht wurden im Rahmen einer Studie Patienten mit diversen malignen Leberbefunden, die eine Pfortaderembolisation nötig machten. Bei einer solchen wird die portalvenöse Versorgung eines Leberareals okkludiert, sodass in diesem eine annähernd alleinige Versorgung mit arteriellem Blut gegeben ist. Nicht emoblisierte Leberareale besitzen weiterhin beide Versorgungswege, so dass ein Vergleich der Flüsse in Bereichen mit unterschiedlicher Versorgung möglich ist. Dafür nötig ist eine stetige, dynamische Aufnahme des Konzentrationsverlaufes des applizierten leberspezifischen Kontrastmittels Gd-EOB-DTPA. Dieses verteilt sich im Blutstrom und wird aus diesem aktiv in intakte Hepatozyten transportiert. Die Ausscheidung von verstoffwechseltem Kontrastmittel geschieht über die Gallenwege in den Darm. Nicht verstoffwechseltes Kontrastmittel wird über die Nieren in den Harn geleitet und über diesen ausgeschieden.
Der Konzentrationsverlauf von der Injektion des Kontrastmittels bis zur Elimination aus den Hepatozyten ist entscheidend für die Bestimmung der Verstoffwechselungsrate. Hierzu wird mittels der von Li et al. [1] beschriebenen Anregungswinkelmethode Signalintensitäten in Relaxivitätsänderungen umgerechnet. Die Relaxivitätsänderungen sind proportional zur Kontrastmittelkonzentration. Somit lassen sich Konzentrations-Zeit-Verläufe von arteriellem sowie portalvenösem Zufluss und den kontrastmittelaufnehmenden Hepatozyten bestimmen. Über einen aus der Indikatorverdünnungstheorie [2] bestehenden Zusammenhang ist es möglich, über alle Gewebezuflüsse Parameter für Fluss F und mittlere Transitzeit MTT anzupassen, die die beobachtete Kontrastmittelanreicherung möglichst vollständig beschreiben sollen.

Material und Methoden: Alle verwendeten Aufnahmen wurden in einem MR-Tomographen der Firma Siemens (MAGNETOM Avanto) bei 1,5T Magnetfeldstärke aufgenommen. Als Sende- sowie Empfangsspule wurde eine Standard Siemens 6-Kanal Körperspule sowie eine 6-Kanal Tischspule genutzt. Zur Modellierung des Kontrastmittelverhaltens bis zu 30 Minuten nach Bolusinjektion wurde eine Gradienten-Echo-Sequenz mit einer Zeitauflösung von 3,4s (Siemens, syngo TWIST) verwendet. Als Sequenzparameter sind die Repetitionszeit TR=2,33ms, die Echozeit TE=0,84ms, FoV 400x400mm, eine Bildmatrix von 256x72x265 Voxeln bei einer Schichtdicke von 2,5mm und ein Anregungswinkel von α=30° gewählt. Die Aufnahme der dynamischen Daten geschah über einen Zeitraum von 20-30 Minuten. Innerhalb dieses Zeitraums wurden abwechselnd sowohl funktionelle wie auch anatomische Sequenzen gefahren. Das Sequenzschema für die Aufnahme der dynamischen Sequenz ist im Anhang (Tab. 1) aufgeführt. Die Pausen der dynamischen Sequenz wurden zur Aufnahme der anatomischen Bilder genutzt. Da aufgrund der kurzen Akquisitionszeit eines einzelnen 3D-Datensatzes die Bildakquisition aus Gründen des Patientenkomforts in freier Atmung erfolgte, wurde eine nachträgliche Bewegungskorrektur der Leber durchgeführt. Diese erfolgte über eine „normalized mutual information“-Routine zur Bewegungskorrektur mittels hochaufgelösten Referenzbildes (Abb. 1). Realisiert wurde die Bewegungskorrektur über die Visualisierungssoftware Amira. Für alle Patienten wurde der bewegungskorrigierte Datensatz über die Anregungswinkelmethode nach Li et al. [1] über die Formeln

$$S(\alpha)=\sin(\alpha)\cdot M_0\frac{1-e^{-T_R\cdot RI_0}}{1-\cos(\alpha)\cdot e^{-T_R\cdot RI_0}}$$ *Formel 1*

und

$$RI(t)=\frac{-1}{T_R}\cdot\ln\left(\frac{1-(A+B)}{1-\cos(\alpha)\cdot(A+B)}\right)$$ *Formel 2*

mit $$A=\frac{S(t)-S(0)}{M_0\cdot\sin(\alpha)}$$ und $$B=\frac{1-e^{-T_R\cdot RI_0}}{1-\cos(\alpha)\cdot e^{-T_R\cdot RI_0}}$$

in Relaxivitäten umgerechnet. S(α) ist das aufgenommene MR-Signal eines statischen Bildes mit definiertem Anregungswinkel. TR ist die Repetitionszeit und R1 sowie M0 werden über mehrere Messungen mit verschiedenen Anregungswinkeln experimentell bestimmt. Die so ermittelten Werte werden in Formel (2) genutzt um voxelweise die Relaxivitäten zu berechnen. Hierbei sind S(0) das Signal

vor Bolusgabe und S(t) das Signal zum betrachteten Zeitpunkt. Wird die Grundrelaxivität abgezogen entsprechen die so bestimmten Relaxivitätsmaps (Abb. 2) bis auf einen Proportionalitätsfaktor der Kontrastmittelkonzentration:

$$C_T(t) = \frac{RI(t) - R_0}{K}$$

In den so erstellten Kontrastmittelkarten wurden in der Aorta, der Venae porta und in verschiedenen Teilen der Leber ROIs erstellt und eine Mittelung über die Signale der enthaltenen Voxel durchgeführt. Die entstandenen Konzentrations-Zeit-Kurven für das Lebergewebe (C_T), die arterielle Eingangsfunktion (c_{AIF}) und die portalvenöse Eingangsfunktion (c_{PVIF}) werden ermittelt und über die Faltung

$$C_T(t) = \sum_z F_z \cdot R_z(t) \circ c_z(t)$$

Formel 3

mit der Residuumsfunktion

$$R_z(t) = e^{-\frac{t}{MTT_z}}$$

werden die Parameter F_{AIF}, F_{PVIF}, MTT_{AIF} und MTT_{PVIF} mit einem Simplex-Algorithmus angepasst.

Ergebnisse: Es wurden zwei Möglichkeiten der Parametersuche verglichen: Die erste Möglichkeit beschreibt die freie Anpassung aller vier Parameter an die Konzentrations-Zeitkurve des gesunden Lebergewebes. Hierbei werden keine Randbedingungen vorgegeben. Die zweite Möglichkeit führt zwei Kurvenanpassungen nacheinander mit jeweils zwei freien Parameter durch. Hierbei wird davon ausgegangen, dass portalvenöser Fluss und MTT in einem okkludiertem Areal gleich null sind. In einem solchen Bereich muss also nur eine Kurvenanpassung für F_{AIF} und MTT_{AIF} durchgeführt werden. Die hieraus bestimmten Werte des arteriellen Zuflusses werden für die folgende Kurvenanpassung als fest angenommen und im nächsten Schritt eine Kurvenanpassung von F_{PVIF} und MTT_{PVIF} in einem nicht okkludierten Bereich mit den zuvor bestimmten Werten für F_{AIF} und MTT_{AIF} durchgeführt. Bei einer Modellanpassung von 137 Werten welche auf 664 Werte interpoliert wurden, ergab sich eine mittlere quadratische Abweichung von 65,16 bei der Verwendung der 2x2-Parameter Methode (Abb. 3) und 47,66 bei der Verwendung der 4-Parameter-Methode (Abb. 4).Die Absolutwerte der ermittelten Flüsse sind mit Proportionalitätskonstanten behaftet, sodass diese als Teile des Gesamtflusses F_{AIF}+ F_{PVIF} angegeben werden. Der arterielle Anteil am Gesamtfluss beträgt nach der 2x2-Parameter Methode 22,4%, nach der 4-Parameter-Methode 34,5%. Auf den portalvenöse Fluss entfallen dementsprechend 77,6% bzw. 65,5%. Als mittlere Transitzeiten ergeben sich nach der 2x2-Parameter-Methode MTT_{AIF}=184,7s sowie MTT_{PVIF}=503,7s; nach der 4-Parameter-Methode MTT_{AIF} =964,9s und MTT_{PVIF}=31,7s.

Schlussfolgerungen: Bereits in den ersten vorläufigen Ergebnissen kann gezeigt werden, dass eine Abschätzung des Flusses von 22,4% arteriellem und 77,6% portalvenösem Anteil mit der 2x2-Parameter-Methode in sehr gutem Einklang zur Literatur steht, welche eine Versorgung der Leber im Verhältnis 20-25% arteriell zu 75-80% portalvenös angibt. Mittlere Transitzeiten in Größenordnungen von 10-20 Minuten spiegeln ebenfalls das Kontrastmittelverhalten mit einer maximalen Anreicherung 20-120 Minuten nach Kontrastmittelgabe wieder, sind aber noch nicht stabil reproduzierbar. Die Erwartung war, für vier freie Parameter eine genauere Übereinstimmung der Kurven zu erhalten, welcher aber unphysikalischere Werte liefert als die Kurvenanpassung von 2x2 Parametern. Diese Erwartungen bestätigen sich anhand der untersuchten Daten. Eine Vergleich der beiden Modelle mittels F-Test liefert eine 0%ige Wahrscheinlichkeit, dass die geringere Standardabweichung der 4-Parameter-Methode durch ein verrauschtes Signal verursacht wird. Zu vermuten ist hierbei jedoch, dass die Interpolation der Zwischenwerte dieses Ergebnis sowie die Kurvenanpassung nennenswert beeinflusst. Hier bietet sich noch Optimierungspotential. Besonders für die Abweichungen der mittleren Transitzeiten von arteriellem und portalvenösem Zufluss sowohl innerhalb einer Methode wie auch zwischen den Methoden bedarf es noch weiterer Untersuchung. Die Bestimmung der Flüsse ist jedoch bereits stabil und erlaubt es im nächsten Schritt, über die leberweite Ermittlung der Flüsse tumoröse Areale, die sich durch einen hohen Fluss auszeichnen, zu erkennen und zu evaluieren.

Literatur
[1] Li, K.-L. et al. Improved 3D Quantitative Mapping of Blood Volume and Endothelial Permeability in Brain Tumors, J Mag Res Imaging 12: 347-357 (2000)
[2] S P Sourbron and D L Buckley, Tracer kinetic modelling in MRI: estimating perfusion and capillary permeability. Physics in Medicine and Biology 57 (2012) R1-R33

Anhang 1

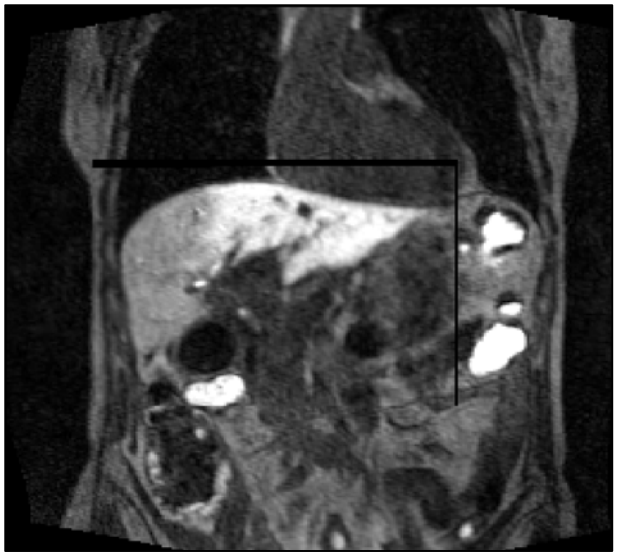


Abb.1: Bewegungskorrektur der Leber

Anhang 2

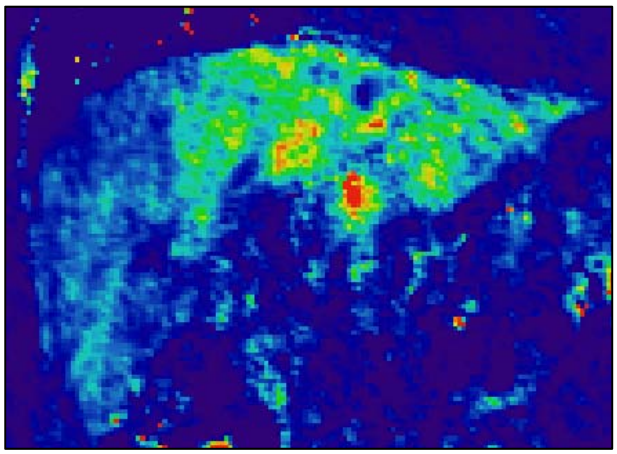


Abb.2: Kontrastmittelkarte nach 20 Minuten Anreicherungszeit

Anhang 3

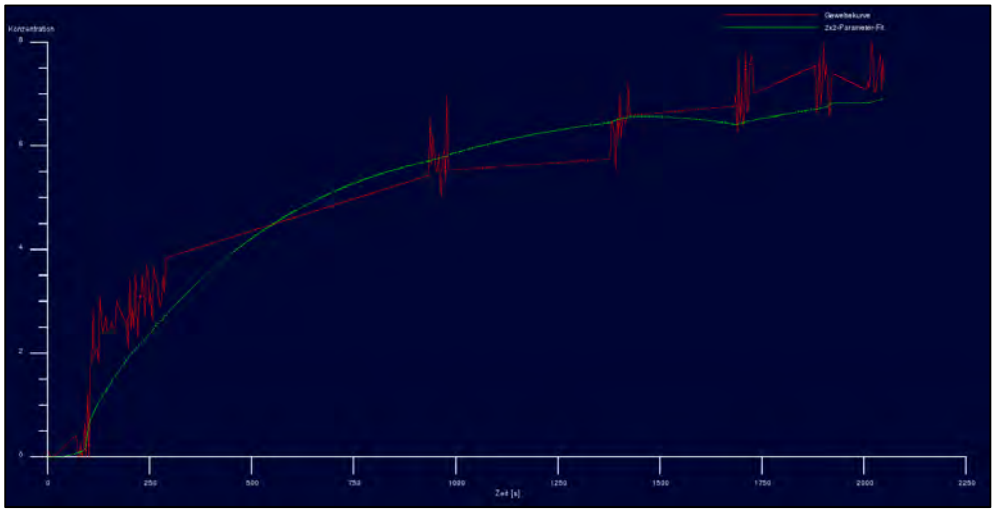


Abb.3: 2x2-Parameterkurve und Konzentration-Zeit-Kurve eines nichtokkludierten gesunden Leberareals

Anhang 4

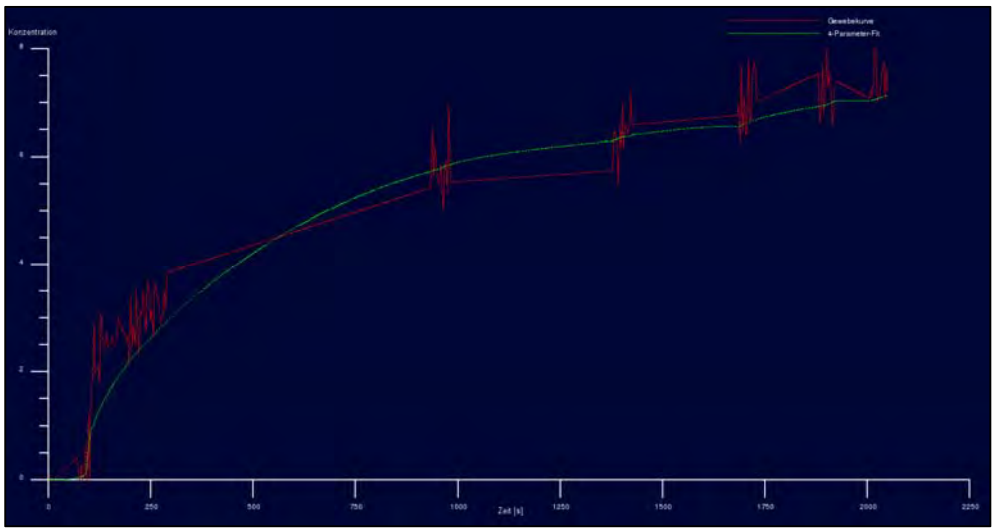


Abb.4: 4-Parameterkurve und Konzentration-Zeit-Kurve eines nichtokkludierten gesunden Leberareals

Anhang 5

Anzahl Aufnahmen	3	Pause	60	Pause	15	Pause	15	Pause	15	Pause	15	Pause	15	Ende
Dauer [s]	10	72	216	662	51	282	51	183	51	130	51	97	51	-

Tab. 1: Aufnahmewechselschema der dynamischen Sequenz

P 56 Bestimmung der Ventilation in der Schweinelunge mittels sauerstoffgestützter Magnetresonanztomographie

P. Shirvanchi[1,2], H. Kooijman[3], F. Nasirimanesh[1,2], M. Kramer[2], M. Fiebich[1]
[1]Technische Hochschule Mittelhessen (THM), Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz (IMPS), Gießen, Deutschland
[2]Justus-Liebig-Universität, Klinik für Kleintiere, Chirurgie, Gießen, Deutschland
[3]Philips GmbH Unternehmensbereich Healthcare, Clinical Application, Hamburg, Deutschland

Einleitung: Die Bestimmung der Lungenbelüftung bzw. -ventilation spielt eine entscheidende Rolle in der Beurteilung des effektiven Gasaustauschs zwischen Lunge und Blut und ist auch bei vielen unterschiedlichen Erkrankungen der Lunge für die Diagnostik und Therapieplanung von Bedeutung [2]: Beispielsweise werden die Atemwege bei der chronisch obstruktiven Bronchitis durch die Schädigung des Epithels verengt. Die verbrauchte Luft kann bei dieser Erkrankung nicht mehr richtig abgeatmet werden. Dies führt zu einem erhöhten Luftgehalt in der Lunge bzw. einer Lungenüberblähung, was eine Schädigung der Alveolen und einen gestörten Gasaustausch zur Folge hat. Dies wiederum kann zu einer irreversiblen Schädigung der elastischen Lungenstrukturen führen. Akutes Lungenversagen (ALI) sowie akute und chronische Bronchitis, Bronchopneumonie, Lungenemphysem und Lungenödem sind die Lungenerkrankungen, die in der Veterinär- aber auch in der Humanmedizin häufig vorkommen.
Die sauerstoffverstärkte Magnetresonanztomographie ist ein Verfahren zur Visualisierung der Lungenventilation und somit eine Methode der funktionellen Lungenbildgebung, die wertvolle Informationen zusätzlich zur Morphologie erbringt [1]. Bei diesem Verfahren wird inhalierter Sauerstoff als Kontrastmittel benutzt. Diese Möglichkeit ist im schwachen paramagnetischen Effekt des Sauerstoffs begründet [4]. Während der Inhalation von reinem Sauerstoff nimmt der O_2-Partialdruck bzw. die Konzentration des gelösten O_2 im Lungenkapillarblut im Vergleich zur Inhalation von Luft mit einem Sauerstoffanteil von 21% zu. Die Änderung des Sauerstoffanteils beeinflusst die messbare T_1-Relaxationszeit im Lungengewebe. Je höher diese ist, desto kürzer ist T_1. Aus Subtraktion zweier T_1-gewichteter MR-Bilder (21% O_2 und 100% O_2) kann ein Lungenventilationsbild erstellt werden bzw. ein Rückschluss auf die Sauerstoffaufnahme der verschiedenen Lungenareale gezogen werden [3].
Dieses Verfahren ist nicht-invasiv und ohne Strahlenbelastung. Sauerstoff als paramagnetisches Kontrastmittel zu verwenden hat mehrere Vorteile. So ist Sauerstoff unter anderem kostengünstig und gut verfügbar. Im Vergleich zu den hyperpolarisierten Edelgasen wie 3He-MRT bzw. 129Xe, die für die Ventilationsdarstellung benutzt werden, ist der experimentelle Aufbau von O_2-MRT relativ einfach und günstig, da hierfür nur O2-Gas, ein O2-Beatmungsgerät und Standard-Hardware für 1H-MRT nötig sind.
Im Rahmen dieser Studie soll die sauerstoffverstärkte Magnetresonanztomographie mit den dazugehörigen Sequenzen optimiert werden, da die Signalintensitäten der MR-Lungenbilder gering sind.

Material und Methoden: Die Untersuchung wird an Schweinen in Narkose durchgeführt. Um belüftete Bereiche in der Lunge besser von nicht belüfteten (bzw. gesunde von kranken) zu unterscheiden und diesen Unterschied zu bewerten, soll eine selektive Beatmung erfolgen. Hierzu wird ein Bronchusblocker in einen Lungenast eingebracht, um diesen anschließend durch eine aufblasbare Blockmanschette abzudichten und somit eine Minderbelüftung hervorzurufen und mit der anderen belüfteten Lungenhälfte zu vergleichen.
Die sauerstoffgestützte Magnetresonanztomographie wird am 1-Tesla-Philipsgerät mit Hilfe der Sense-Body-Spule durchgeführt. Die Versuchstiere liegen während der Untersuchung auf einer Patientenliege, die in die Röhre des Magnetresonanztomographen hineingefahren wird. Die inhalierte Sauerstoffkonzentration wird zwischen 21% und 100% durch ein Beatmungsgerät (Cicero EM der Firma Dräger) geregelt. Das Tier atmet das Luftgemisch durch einen Tubus, wobei die Beatmung im ersten Schritt mit Raumluft und im zweiten Schritt mit reinem medizinischem Sauerstoff erfolgt. Das Tier wird in Rückenlage auf dem MRT-Tisch, mit dem Kopf in Richtung Röhre, positioniert und in die Röhre geschoben (Abb. 1).
Anschließend wird die optimierte Lungensequenz (Single-Shot-Turbo-Spin-Echo mit vorgeschaltetem, nicht-selektivem Inversionspuls) mit der Verwendung der Atem-und Herztriggerung während der Atmung von Raumluft (21% Sauerstoff) und reinem Sauerstoff (100%) benutzt. Die verwendete Sequenz hat eine relativ kurze Echozeit (TE) und ein kurzes Echo-Spacing, wodurch sich die Möglichkeit ergibt, ein hohes Signal mit einer relativ guten räumlichen Auflösung zu kombinieren. Das Zeitintervall nach dem Inversionspuls wird so gewählt, dass sich die longitudinale Magnetisierung in den nicht belüfteten Lungenarealen kurz nach dem Nulldurchgang befindet und so eine maximale relative Signaländerung durch Sauerstoff erreicht wird.

Ergebnisse: Durch die Single-Shot-Sequenzen werden die transversale und dorsale Ebene der Lunge dargestellt (Abb. 2, 3). Für den Vergleich der sauerstoffgestützten MR-Daten zwischen belüfteten und minderbelüfteten Lungenflügeln wurde jeder Frontalschnitt in sechs räumlich definierte Regionen von Interesse (ROI) unterteilt: Oben, Mitte und Unten für jeden Lungenflügel. Die Signalintensität über die Zeit wird in jeder ROI betrachtet. Bei den minderbelüfteten Arealen erfolgt keine Signaländerung durch eine Änderung der Sauerstoffkonzentration. Diese Signaländerung ist in Abbildung 4 farbkodiert dargestellt. Dadurch können die minderbelüfteten Areale von den ventilierten Bereichen gut unterschieden werden.

Zusammenfassung: Die vorliegende Studie zeigt die Machbarkeit von dynamischen Sauerstoff-MRT im klinischen Umfeld für die Veterinärmedizin als ein nicht-invasives Verfahren und ohne Strahlenbelastung. Die Signaländerung durch einen Sauerstoffkonzentrationsunterschied ist bei den nicht belüfteten bzw. pathologischen Lungenbereichen niedriger als bei belüfteten Arealen. Durch die geringe Belüftung in atelektatischen Lungenbereichen ist dort die Erhöhung der Sauerstoffkonzentration gering, wenn 100% Sauerstoff eingeatmet werden.
Der Einsatz der sauerstoffgestützten MRT in der Diagnostik der Lungenventilation ist einfach durchführbar und kann als ein alternatives Diagnoseverfahren für bestimmte Patienten in der Veterinär- und Humanmedizin eingesetzt werden.

Literatur

[1] Beer, M. et al.: Sauerstoffverstärkte funktionelle MR-Lungenbildgebung. Radiologie 49 (2009), S. 732-738
[2] Nickel, R. et al.: Lehrbuch der Anatomie der Haustiere. 8. Aufl. Parey, Kap. 5, 1999
[3] Stadler, A. et al.: T1-Maps und O2- verstärkte MRT der erkrankten Lunge. Springer 46 (2006), S. 282-289
[4] Takenaka, D. et al.: Oxygen-enhanced lung magnetic resonance imaging: influence of inversion pulse slice selectivity on inversion recovery half-Fourier single-shot turbo spin-echo signal. Jpn J Radiol 29 (2011), S. 244-250

Anhang 1



Abb.1: Die MRT-Untersuchung

Anhang 2

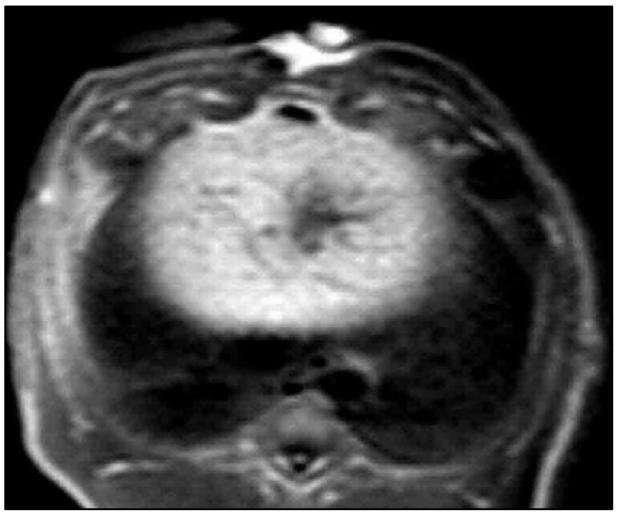


Abb.2: Die transversale Lungenebene

Anhang 3

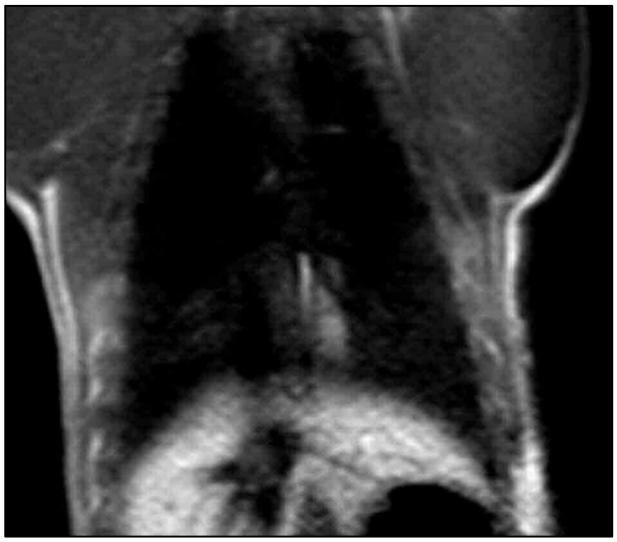


Abb.3: Die dorsale Lungenebene

Anhang 4

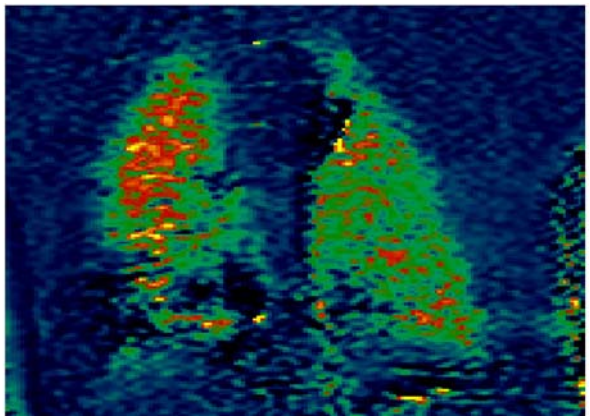


Abb.4: Farbkodierte Signaländerung

P 57 Kleintierbildgebung am 3T-Ganzkörper-MRT

M. Knörgen[1], Z. Svatko[1], J. Abbas[1], C. Behrmann[1], R. P. Spielmann[1]
[1]Universitätsklinikum, Diagn. Radiologie, Halle, Deutschland

Einleitung: Möglichkeiten und Grenzen der Kleintierbildgebung am 3T-MRT. Sequenzoptimierung mit der Zielstellung hoher Auflösung (<1mm), Kontrastmitteleinsatz [1] und Einsatz dynamischer Untersuchungsmethoden, speziell für die onkologische Bildgebung.
Motivation für tierexperimentelle Studien an klinischen Ganzkörper-Scannern [2]:

- Verfügbarkeit
- Feldstärke 3T von klinischer Relevanz
- Stabilität
- viel Platz für experimentellen Aufbau
- Multikanaloption
- komplettes Paket von Sequenzen und Auswertesoftware

aber:

- SNR durch Feldstärke limitiert
- Gradientenstärke limitiert (bestimmt die lokale Auflösung)
- HF-Sendespulen des Ganzkörper-Scanners nicht für kleines Volumen optimiert

Material und Methoden
Spule:
Mouse Body Coil für 3T Skyra MRI system (Fa. Stark Contrast) Abb.1

- quadrature volume coil, birdcage type

for high SNR and good homogeneity

- mounted on a cylinder tube

Spulenmaße:

- Innendurchmesser: ca. 3,5 cm
- Länge der Spulenelemente entsprechend FOV in z: ca. 6 cm (+/- 1cm)

MRT:

- MAGNETOM Skyra (Siemens)
- Supraleitender 3T-Ganzkörpermagnet; Gradient: 45 mT/m (200 T/m/s)
- offenes Design (173 cm Systemlänge mit 70 cm Tunnelöffnung)

Sequenzen:
Um die Möglichkeiten und Grenzen der Kleintierbildgebung am 3T-Ganzkörper-MRT zu zeigen, wurden vorhandene MRT-Standardsequenzen getestet und hinsichtlich Aufnahmezeit, Auflösungsvermögen, SNR, Kontrastvermögen und Kontrastmitteleinsatz optimiert.

Vergleichsgeräte:
Die erreichte Bildqualität wurde mit einer Tx/Rx-Extremitätenspule (Siemens) am gleichen Grundgerät sowie mit einem dezidierten Benchtop-Kleintier-MRT (Maran DRX2; Oxford Instruments) [1] verglichen.

Ergebnisse
In den Abb. 2 bis 4 sind erste Beispielaufnahmen (Maus; post mortem; Abb. 2: t1_vibe_cor; Abb. 3: t2_tse_cor; Abb. 4: t1_mprage_tra) dargestellt. Weitere in-vivo- und Kontrastmittelaufnahmen werden zur Tagung zeitaktuell vorgestellt

Literatur
[1] H Caysa, H Metz, K Mäder T Mueller et al. Application of Benchtop-magnetic resonance imaging in a nude mouse tumor model. Journal of Experimental & Clinical Cancer Research 2011, 30:69; http://www.jeccr.com/content/30/1/69
[2] K-H Herrmann, S Schmidt, A Kretz, R Haenold et al. Possibilities and limitations for high resolution small animal MRI on a clinical whole-body 3T scanner. Magn Reson Mater Phy DOI 10.1007/s10334-011-0284-5

Anhang 1

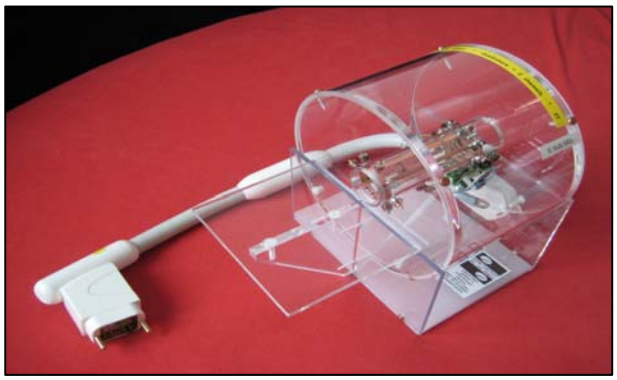


Abb.1: Mouse Body Coil für 3T Skyra MRT

Anhang 2

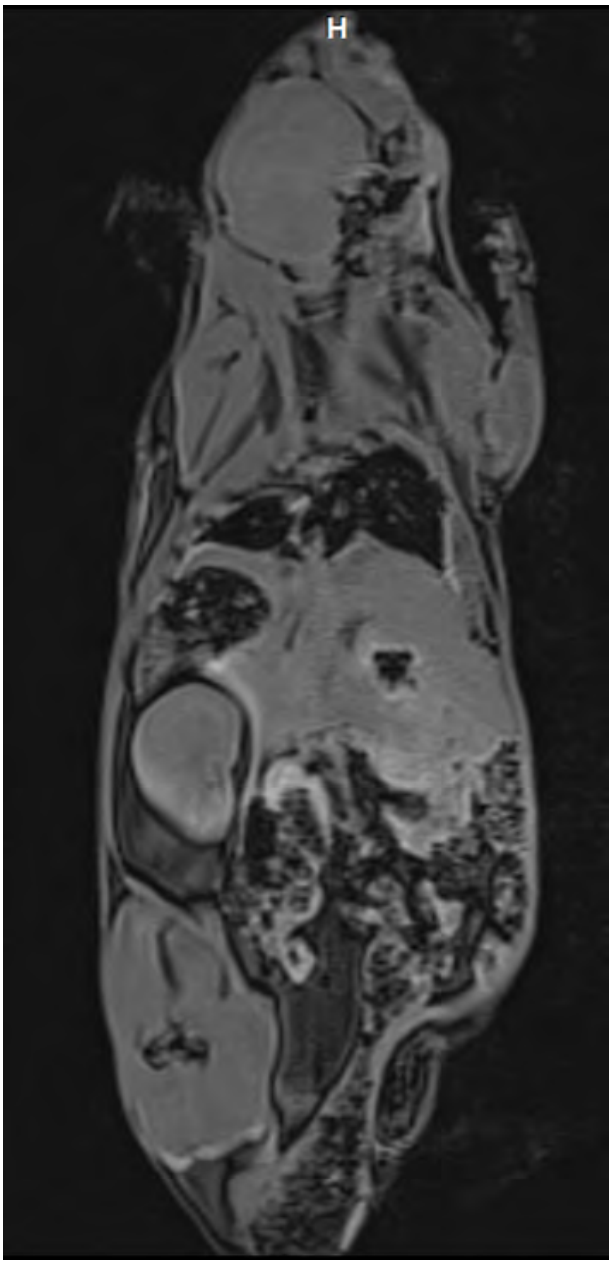


Abb.2: Maus: t1_vibe_fs_cor slice: 0,48mm (Fa. Stark Contrast)

Anhang 3



Abb.3: Maus: t2_tse_cor_512 slice: 0,8mm

Anhang 4

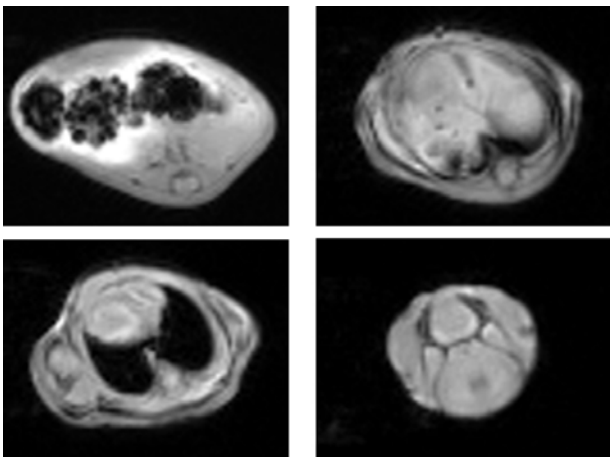


Abb.4: Maus: t1_mprage_tra slice: 1,0 mm

P 58 An MR-compatible ultrasound platform for therapy control and guidance

J. Jenne[1,2,3], S. Tretbar[4], H. Hewener[4], D. Speicher[4], J. Schwaab[1], C. Sarti[1], M. Günther[1,2]
[1]mediri GmbH, Heidelberg, Deutschland
[2]Fraunhofer MEVIS, Bremen, Deutschland
[3]DKFZ, Heidelberg, Deutschland
[4]Fraunhofer IBMT, St. Ingbert, Deutschland

Introduction: Magnetic Resonance (MR) and diagnostic Ultrasound (US) are complementary imaging modalities such that combining these two promises high benefit especially in abdominal imaging procedures. While US imaging has a high temporal resolution and acquires data in real-time, MRI provides excellent tissue contrast. Thus, the expected added value of combining these two modalities would consist of more diagnostic information of the investigated anatomy, more accurate targeting, efficient motion tracking and finally in enhanced therapeutic results [1]. Using US imaging for dynamic spatial organ localization, similar to MR navigator echoes, could improve the MR image quality. Furthermore, catheter tracking or tracking of local drug delivery of sono-sensitive particles could be simplified. Thus, the aim of this work was to build up an MR compatible tracking device using diagnostic US imaging.

Material und Methods: The hardware of the developed US-tracking system is based on a Digital Phased Array System (DiPhAS) manufactured by Fraunhofer IBMT, St. Ingbert (see Fig. 1). It consists of the ultrasound beam former and a screen that can be put directly in front of the MR magnet, as well as a common diagnostic ultrasound probe and a special tracking probe. The tracking probe comprises two 64-element phased arrays that are arranged perpendicular to each other such that two orthogonal image planes can be scanned simultaneously and thus, quasi 3D tracking is enabled. The tracking software Sonoplan II (mediri GmbH, Heidelberg) reads out TTL pulses generated by the MR scanner during image acquisition and correlates these sequence specific signals to the tracking data. The ultrasound image stream (3-4 ms/ slice) is analyzed and the position of predefined contours, i.e. structures as the diaphragm, organ borders, vessels or a tumor as such, is calculated. The acquired US-tracking data can be sent directly to the workstation in the control room of the MRI scanner where the whole tracking unit can be controlled by remote.
In order to make the ultrasound system MR-compatible, special modifications of the beam former electronics for use at 1.5 and 3 T magnets were needed. Additionally, the beam former was equipped with a special housing (copper/ aluminium) and a passive cooling concept. Besides a custom MR compatible display, the DiPhAS was provided an external power supply from the MRI control room. Similar to the beam former, the ultrasound transducer itself and the cable have to be shielded by several layers.
The MR-compatibility qualification measurements were performed with a three-bottle water phantom and a multi modality body phantom. For 1.5 T and 3T measurements, the Magnetom Symphony scanner and the Magnetom Skyra scanner were used, respectively. Several sequences, e.g. fast abdominal imaging with EPI or electro-magnetic noise measurement, were run.

Results: The MR-compatibility of the presented US-tracking system was tested in a 1.5 and a 3 T MR-system. At 1.5 T, the noise level of the MR images was slightly increased, while at 3 T, no artifacts were seen. The robustness of the tracking algorithm allowed tracking even in case of limited image quality such as poor contrast or high noise. The tracking frame rate was 25-40 Hz with a delay of about 70 ms.

Conclusion: The developed US-tracking device is MR-compatible, allows quasi real-time tracking of organ structures and thus can raise the quality of MR images in the abdominal region. In the near future, up to four ultrasound transducers may be used at the same such that the detected motion can be better specified. In order to enhance the mobility of the US system, the connection between US system and MR control room could be established via WiFi.

Acknowledgements:
This work was supported by the BMBF Bio-Disc Program FKZ 0315726A.

References

[1] Feinberg, G.A., Giese, D., Bongers, A., Ramanna, S., Zaitsev, M., Markl, M., and Günther, M.: Hybrid ultrasound-MRI for improved cardiac imaging and real-time respiration control, Magn. Reson. Med., 63 (2010) 2, S. 290-296.

Anhang 1



Abb. 1: The MR-compatible Digital Phased Array System (DiPhAS) in front of a Magnetom MR scanner

P 59 Improved DTI property maps by reducing the truncation artifact using k-space extrapolation

D. Güllmar[1], F. Schweser[1], J. R. Reichenbach[1]
[1]IDIR I / Jena University Hospital, Medical Physics Group, Jena, Deutschland

Introduction: Signal truncation at the border of k-space results in image artifacts, known as Gibbs ringing. Especially images with high contrast in combination with low spatial resolution are prone to this nuisance artifact. Besides ringing patterns on the images this artifact strongly influences quantitative imaging as in Diffusion Tensor acquisition. With DTI the signal of the un-weighted diffusion image(s) greatly influences the value of fractional anisotropy index calculated from the DTI data. Thus, an underestimated un-weighted signal (lower than real value) leads to an overestimated FA value and vice versa (cf. Fig. 1 marked spots). The artifact in the source images can be reduced using k-space filtering with elliptic, exponential or Gaussian shape in order to reduce high frequency values. This however reduces the spatial resolution. A more sophisticated approach is the extrapolation of the k-space values with a total variation (TV) constraint [1]. Thus, the aim of our research was to investigate the extent of artifact reduction in FA maps if k-space extrapolation is applied to DTI data.

Material and Methods: DTI data were acquired at a 3T MRI (Tim Trio, Siemens Medical, Erlangen Germany) using a matrix size of 96x96 and a field of view of 240 mm (2.5x2.5 mm in plane resolution), 25 slices (2.5 mm thickness), 5 un-weighted images and 30 diffusion weighted directions. K-space data were derived directly from the scanner platform and imported into Matlab (The Mathworks, Nattick, MA, USA). The k-space data were zero-padded to a 192x192 matrix slice by slice. A freely available software code for sparse data recovery was used [2] and adapted to fill the zero-padded zones in k-space. This was done for the un-weighted as well as the weighted images. From both data sets FA maps were derived and qualitatively and quantitatively compared.

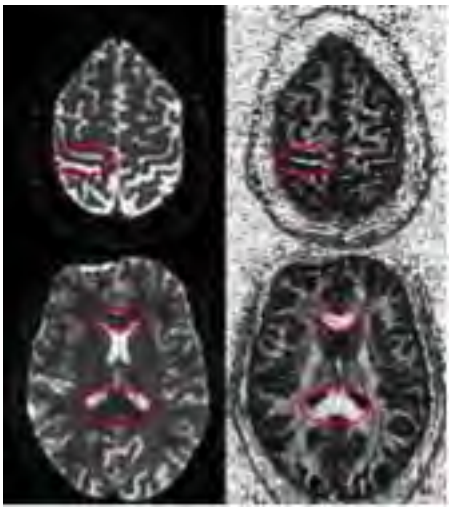
Results: As shown in Fig. 2, the modified data using extrapolated k-space data reduces the induced artifacts. The difference maps show that especially in superior slices almost all white matter areas are affected. The artifact is also clearly visible around the ventricles, cause by the high contrast between CSF and white matter in un-weighted images. Differences in FA map range typically around 0.1 for voxels that are affect by single sided Gibbs ringing as can be found around the ventricles. Much higher changes (0.3-0.7) can be found in superior slices due to interferences of the truncation artifact and disadvantageous combination of spatial resolution and anatomical conditions.

Discussion and Conclusion: k-space data extrapolation improves quantitative analysis of DTI data by reducing the effect of overestimated FA. Although the approach was applied to complex raw data, it might be, in case of DTI, possible to apply this to magnitude data without phase information. With additional regularization this approach can be enabled to reduce noise by. This is achieved by also changing the measured data. The omnipresent problem of Gibbs ringing in MRI should be handle in any quantitative DTI study. In contrast to k-space filtering it does not reduce spatial resolution.

References

[1] Block, K. T., Uecker, M., & Frahm, J. (2008). Suppression of MRI truncation artifacts using total variation constrained data extrapolation. Int J Biomed Imag, 2008
[2] Becker, S., Bobin, J., & Candès, E. J. (2011). NESTA: A Fast and Accurate First-Order Method for Sparse Recovery. SIAM Journal on Imaging Sciences, 4(1), 1–39.

Anhang 1



Anhang 2

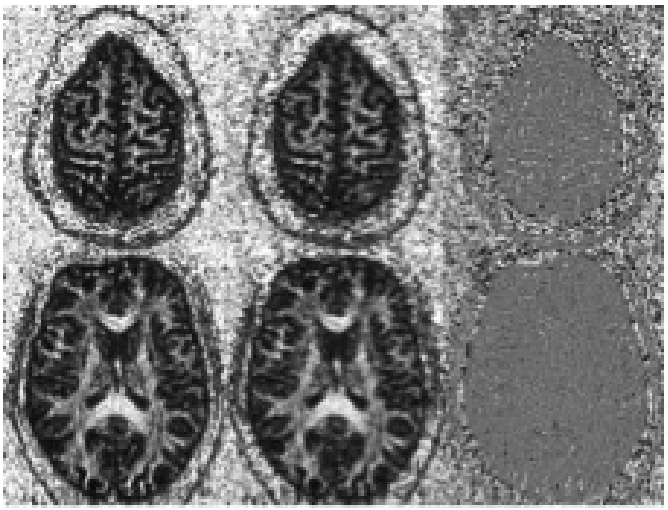


Fig.1: Demonstration of truncation artifacts in b0 images and its impact on FA maps (overestimation).
Fig.2: Two different slice positions of FA maps from zero-padded (left) and TVextrapolated (middle) data, as well as difference maps (right).

43. Teletherapie I

P 60 Optimierung und Konstanzprüfung von MLC-Parametern durch Dosis-Messungen mit einem EPID-System

K. Fach[1], P. -S. Lücking[1], A. Roth[1]
[1]HELIOS Klinikum, Krefeld, Deutschland

Fragestellungen: Hochpräzise VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) [1] - Bestrahlungsmethoden erfordern für das Bestrahlungsplanungssystem (BPS) eine genaue Kenntnis von Multi-Leaf-Collimator (MLC)-Parametern. Dabei nimmt bei der Kommissionierung der Transmissionsfaktor und das DLG bei VARIAN Systemen (BPS: Eclipse, Varian Medical Systems, Palo Alto, Kalifornien) eine besondere Stellung ein. Das DLG beschreibt die Transmission der Strahlung im Bereich der abgerundeten Vorderkanten des MLC, welche die Penumbra bei verschiedenen off-axis-Distanzen minimieren sollen.
Die Gamma-Analyse [2] von gemessenen Absolutdosis-Fluenzen ermöglicht hier eine Feinjustierung, die für die Optimierung der Bestrahlung notwendig ist. Gerade für die Verifikation von Bestrahlungsplänen gewinnt eine in der Routine schnell durchzuführende präzise Absolutdosimetrie mit dem EPID (Electronic Portal Imaging Device, hier aSi-1000) zunehmend an Bedeutung. Das EPID ermöglicht aufgrund seiner hohen räumlichen Auflösung eine Detektion der Transmissionsparameter. Damit ist bei entsprechender Kalibrierung eine maschinenbezogene Qualitätssicherung mit einer Absolutdosismessung gegeben. Die Firma VARIAN empfiehlt beispielsweise eine regelmäßige Messung des DLG als Teil der Qualitätssicherung, speziell nachdem eine Kalibrierung des MLC durchgeführt wurde [3]. Das EPID kann dabei als schnelles Messinstrument für eine Konstanzprüfung des DLG eingesetzt werden.

Material und Methoden: Die Verwendung von EPID-Systemen ist mit Problemen durch inhomogene Rückstreuung des Tragarms und Abweichungen am Feldrand (insbesondere bei großen Feldern) verbunden [4]. Die fehlerhafte Korrektur des Strahlprofils wurde von VARIAN mit einem neuen Algorithmus kompensiert [5]. Absolutdosismessungen von Fluenzen (Dynamic Chair Test, Flat Fluence, AIDA) [6, 7] mit dem PDIP (Portal Dosimetry Image Prediction) und der neuen Strahlprofil-Korrektur (PDPC), lassen einen Rückschluss auf die korrekten MLC-Parameter für das Bestrahlungsplanungssystem zu. Patientenbezogene [8] und maschinenbezogene Qualitätssicherungen wurden unter den vorgenannten Aspekten untersucht.

Ergebnisse: Durch die Verwendung des “Dynamic Chair Test” können die MLC-Transmission (Variation der Dosisrate) und das korrekte DLG in Kombination gemessen werden. Mit dem “Flat Fluence Test”, bei welchem die Profile durch beide Parameter stark beeinflusst werden, existiert eine zweite Möglichkeit der Bestimmung. Mit dem sogenannten AIDA-Fluenz-Test lässt sich die Implementierung des EPID-Kernels überprüfen. Es wurde von uns untersucht, ob auch die Verifikationen von individuellen Bestrahlungsplänen mit der neuen Korrektur ein besseres Ergebnis bezüglich des Gamma-Kriteriums (2%/2mm) zeigen. Speziell bei Messungen in Bereichen von hohen Dosisgradienten ist zu erwarten, dass sich eine bessere Übereinstimmung mit den berechneten Plänen zeigt. Die Langzeitstabilität der Kalibrierung des EPID-Systems ist dabei, mit mehreren Monaten bei einer Reproduzierungsgenauigkeit von kleiner 2%, zufriedenstellend.

Zusammenfassung: Durch EPID-Absolutdosismessungen von Kommissionierungs-Parametern des Bestrahlungsplanungssystems, unter Verwendung des neuen Portal-Dosimetry-Algorithmus der Fa. VARIAN, kann die Gesamtunsicherheit von dynamischen Bestrahlungen weiter verbessert werden.
Schnelle patienten- und maschinenbezogene Qualitätssicherungen sind im Rahmen von EPID-Absolutdosismessungen bei Auswertung über das Gamma-Kriterium möglich.

Literatur

[1] Ling, C. Clifton, et al.: „Commissioning and quality assurance of RapidArc radiotherapy delivery systems”, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 72 (2008), S. 575–581
[2] Depuydt, T., et al.: „A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation”, Radiotherapy and Oncology 62 (2002), S. 309–319
[3[Varian Medical Systems: „Eclipse Algorithms Reference Guide April 2010”
[4] Jo, L., Kim, J.V.: “Investigation of the optimal backscatter for an aSI electronic portal imaging device”, Physics in Medicine and Biology, Vol. 49, Institute of Physics Publishing
[5[Varian Medical Systems: „Installation and Verification of the Portal Dosimetry Pre-Configuration Package 1.0“

[6] van Esch, A., et al.: „Acceptance tests and quality control procedures for the clinical implementation of intensity modulated radiotherapy using inverse planning and the sliding window technique: experience from five radiotherapy departments", Radiother. and Oncol. 65 (2002), S. 53-70
[7] van Esch, A., et al.: „The use of an aSi-based EPID for routine absolute dosimetric pre-treatment verification of dynamic IMRT fields", Radiother. and Oncol. 71 (2004), S. 223-234
[8] Fach, K., et al.: „Evaluierung eines Portal-Dosimetrie-Systems zur Qualitätssicherung von VMAT-Bestrahlungen", DGMP-Jahrestagung 2012

Anhang 1

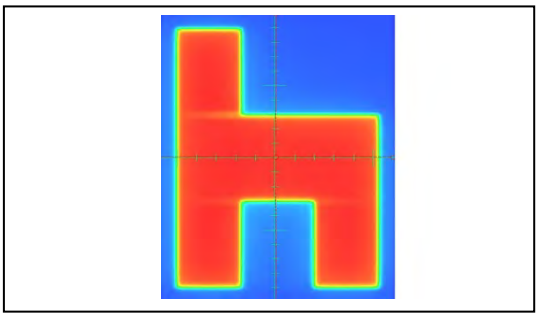


Abb.1: Dynamic Chair Test (DCT)

Anhang 2

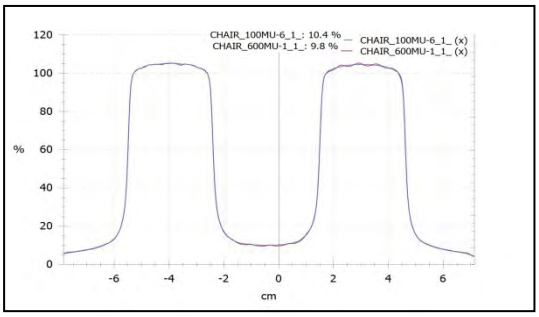


Abb.2: DCT bei versch. Dosisraten

P 61 FFF IMRT treatment

C. Lang[1], P. Häring[1], A. Schwahofer[1], E. Bär[1], G. Grossmann[1], C. Stahl-Arnsberger[1], M. Langhans[1]
[1]DKFZ, Med Phys in Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

Introduction: With modulated fields the FF can be omitted. Therewith not only one important beam disturbing factor disappears but also the dose rate increases. The increase in dose rate holds the potential of reducing the treatment delivery time; the reduced beam disturbance should increase dose calculation accuracy [1] [3]. In order to evaluate the outcome of IMRT with FFF beam it will be compared to the IMRT with conventional FF beam by a retrospective planning study. This comprises plan quality, number of MUs, treatment time and calculation accuracy (verification measurements).

Material and Methods: The treatment machine is a Siemens Artiste LINAC. For each patient case two plans are optimized, one with the conventional beam the other with the FFF beam. The RayStation 2.5 treatment planning system is used for optimization and calculation. For both beams the methods and algorithms used for optimization, calculation and sequencing (definition of the machine parameter for plan delivery) are the same. The number of beam directions and their orientation stay constant for each plan pair as well as their beam arrangement one after another in counter clockwise direction. The resulting plans are approved by a physician, to guarantee a comparable plan quality. Furthermore, the dose distributions of the plans are analyzed and compared using quality indices [2]. 10 different cases taken from the clinical patient data base are selected for comparison. These cases comprise tumors within the endometrium, within the cervix and within the anus, representing rather large target volumes as well as prostate and lung tumors, representing rather small target volumes. All generated plans use 7 to 9 beams (beam directions) and 50 to 100 segments (MLC adjustments) to deliver between 479 and 2328 MU per fraction.

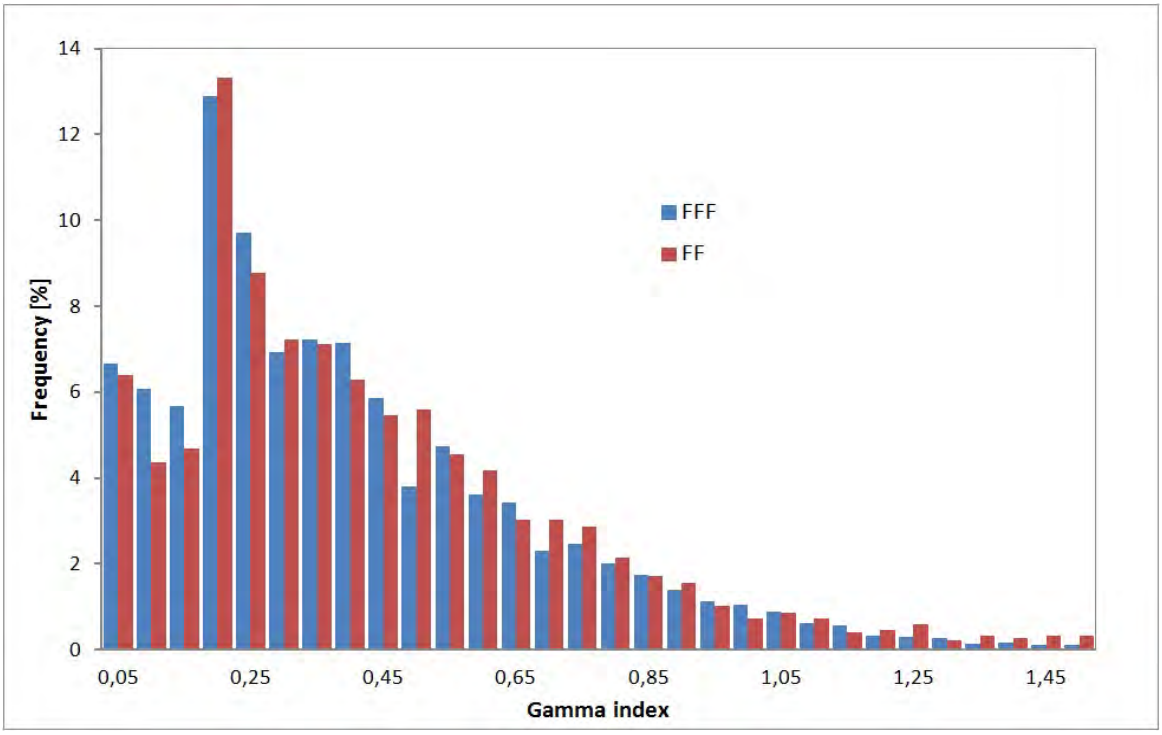
Results: With visual comparison of the dose distributions and DVHs, no difference was observed regarding surface dose and higher integral dose in healthy tissue, as it could be expected due to the softer energy spectrum of the FFF beam [1]. This holds also for the plan quality as a whole, since the observed quality indices are almost identical for each plan pair. The time benefit due to the high dose rate is step by step reduced: first by an increase in monitor units needed to guarantee comparable plan quality, and second by the intrinsic small fraction of beam-on time within the treatment time due to a high number of collimator settings and gantry positions. At the end only a small time benefit is conserved, nevertheless, this benefit in time holds for all FFF treatments within the study. Differences between measurement and calculation are at least as good as for the conventional beams. This assures accurate calculation of the dose distribution with the treatment planning system due to both an accurate commissioning and a precise dose calculation algorithm within the software.

Conclusion: Treatment plan quality is almost the same whether the flattening filter is in use or not. This comprises also the suspected increase in surface dose as well as the suspected increase in integral dose to healthy tissue, which are both not observed. The FFF beam needs more monitor units to cover the tumor volume with a homogeneous dose. This was already expected due to the peripheral dose fall off and was finally approved by all IMRT plans generated within this work. The increase in monitor units reduces the final benefit in treatment time to values below 20%, whereas the dose rate dependent beam-on time could be reduced by at least 50%. However, no IMRT treatment plan within this study has shown an increase in delivery time. The verification measurements show no significant gain in calculation accuracy, as it could be expected due to the “cleaner”, undisturbed quality of a FFF beam; only in three cases the verification measurements are showing significant improvements with the use of the FFF beam.

Literatur

[1] Dietmar Georg “Current status and future perspective of fff photon beams” Med Phys 38 2011
[2]T. Gevaert “Dosimetric comparison of different treatment modalities for stereotactic radiosurgery of arteriovenous malformations and acoustic neuromas” Radiother Oncol 2013, 106 (2): 192-7
[3] J. Cashmore “The characterization of unflatten photon beams from a 6MV accelerator” Phys. Med. Biol. 53 1933-1946 2008

Anhang 1



Anhang 2

		CI	HI	GI	DH
Anal1	FFF	0,55	1,35	5,44	0,38
	FF	0,54	1,35	5,69	0,38
Endometrium1	FFF	0,62	1,07	5,43	0,10
	FF	0,61	1,07	5,53	0,10
Cervix1	FFF	0,08	1,25	26,52	0,26
	FF	0,08	1,25	29,57	0,26
Cervix2	FFF	0,46	1,05	6,22	0,08
	FF	0,45	1,05	6,65	0,07
Prostate1	FFF	0,20	1,27	12,88	0,30
	FF	0,21	1,27	12,79	0,31
Prostate2	FFF	0,47	1,05	6,77	0,08
	FF	0,43	1,04	7,79	0,08
Prostate3	FFF	0,62	1,05	7,04	0,09
	FF	0,54	1,06	7,83	0,12
Lung1	FFF	0,29	1,18	8,75	0,21
	FF	0,31	1,19	8,39	0,21
Lung2	FFF	0,50	1,09	5,16	0,15
	FF	0,50	1,10	5,48	0,17
Lung3	FFF	0,50	1,06	8,31	0,10
	FF	0,50	1,07	8,21	0,12

P 62 Auswirkungen therapeutischer Bestrahlung auf mechanische Eigenschaften humaner Milchzähne

H. Ulrich[1], W. Fränzel[1], R. Gerlach[2]
[1]Universität Halle, Institut für Physik, Halle, Deutschland
[2]Universität Halle, Klinik für Strahlentherapie, Halle, Deutschland

Einleitung: Etwa jedes 500. Kind erkrankt innerhalb der ersten 15 Lebensjahre an einem Tumor. Die Bestrahlung stellt neben der chirurgischen Intervention und der Chemotherapie in vielen Fällen einen unverzichtbaren Teil des onkologischen Behandlungskonzepts von Tumoren im Kopf-Hals-Bereich dar. Bei der Bemessung der Gesamtdosis ist die Vorbelastung der Primärtherapie zu berücksichtigen. In Abhängigkeit von der Tumorart erfolgt bei Kindern die Bestrahlung mit Einzeldosen von 1,5 bis 2 Gy, wobei sich die Gesamtdosis nach der Größe des Primärtumors sowie dem Ansprechen auf die Chemotherapie richtet. Dosierungen über 40 Gy sind zu vermeiden. So wird beispielsweise bei prophylaktischer Ganzhirnradiation eine Gesamtdosis von 12 Gy (Einzeldosen 1,5 bis 1,7 Gy) appliziert, bei manifesten ZNS-Leukämien erfolgt eine Ganzhirnbestrahlung mit einer Gesamtdosis von 18 Gy [1, 5, 6].
Ziel der Studie war die Untersuchung der Einwirkung unterschiedlicher Bestrahlungsdosen auf das Härte- sowie Elastizitätsverhalten humaner Milchzähne. Bislang vorliegende Studien beziehen sich sämtlich auf retinierte Weisheitszähne.

Material und Methoden: Die Untersuchungen erstreckten sich auf insgesamt 38 Milchzähne (23 Eckzähne und 15 Molaren). Um eine möglichst realitätsnahe Situation zu simulieren, wurden ausschließlich normal eruptierte, kariesfreie und frisch extrahierte Zähne verwendet.
Die Zähne sind nach der Extraktion sofort in physiologischer Lösung (NaCl 0,9 %; pH-Wert 7,3) bei einer Temperatur von 6° C gelagert worden. Unmittelbar nach Extraktion wurde von den Zähnen von vestibulär nach palatinal bzw. lingual eine Lamelle abgetrennt. Die Oberseite wurde unter Kühlung geschliffen und im Schmelz als auch im Dentin ein 1 x 1 mm^2 Messfenster festgelegt, wobei dieses sich im Dentin im Bereich des Manteldentins befand. Bis zur Versuchsdurchführung, zwischen den Folgemessungen, vor und nach der Bestrahlung wurden die Proben im o.g. Medium bei 6°C im Kühlschrank gelagert.
Die Bestrahlung erfolgte mit einem Linearbeschleuniger (Mevatron-MD-2, Siemens, Beschleunigungsspannung 6 MV). Die mechanischen Parameter wurden mit einem NANOINDENTER II bestimmt.
Für die Studie wurden die Proben in Gruppen aufgeteilt. Um die Auswirkungen niedriger Dosen abschätzen zu können, wurden in der ersten Gruppe nach der Ausgangsmessung Messungen nach Dosen von 0,5; 1; 2; 4; 6; 10; 20 und 40 Gy vorgenommen. Entsprechend der klinischen Realität erfolgte dabei kein Austausch der Proben nach jeder Einzeldosis. Die Dosissteigerung erfolgte nach der ersten Dosis (0,5 Gy) sukzessive nochmals mit 0,5 Gy (= 1 Gy), 1 Gy (= 2 Gy), 2 Gy (= 4 Gy).
In der zweiten Gruppe wurden die Proben entsprechend der klinischen Situation fraktioniert mit einer Dosis von 2 Gy am Tag, 5 Tage in der Woche bestrahlt.
Die dritte Gruppe diente zur Überprüfung der in der ersten Gruppe vorgenommenen Dosissprünge von 10 Gy auf 20 Gy sowie 20 Gy auf 40 Gy. Proben dieser Gruppe wurden daher nach der Ausgangsmessung (0 Gy) sofort mit Einzeldosen von 10 Gy, 20 Gy oder 40 Gy bestrahlt.
Innerhalb der vierten Gruppe erfolgten die Messungen nach der Ausgangsmessung bei 10 Gy, 20 Gy; 30 Gy und 40 Gy, wobei alle Proben dieser Gruppe bis 10 Gy fraktioniert über 5 Tage mit jeweils 2 Gy bestrahlt wurden. Danach erfolgten zusätzliche Einzeldosen von 10 Gy (= 20 Gy), 20 Gy (= 30 Gy) bzw. 30 Gy (= 40 Gy). Hiermit wurden in der ersten Gruppe vollzogenen Stufensprünge von 10 Gy auf 20 Gy bzw. 20 Gy auf 40 Gy abgesichert.
Um einem etwaigen Einfluss des Lagermediums auf die Zahneigenschaften auszuschließen, wurde eine parallele fünfte Gruppe gebildet. Die Proben dieser Gruppe wurden nicht bestrahlt. Da sich der Untersuchungszeitraum in den vier anderen Gruppen auf maximal 6 Wochen erstreckte, fanden Messungen nach dem Ausgangszeitpunkt (0. Woche) in der Abfolge von 2, 3, 4, 5, 6 sowie 7 Wochen statt. Ebenso wie bei allen anderen Proben wurde auch innerhalb dieser Gruppe das Lagermedium permanent erneuert und stetig auf die Konstanz des pH-Werts von 7,3 überprüft.
Insgesamt stützen sich die Untersuchungen auf rund 3.500 Einzelmessungen.

Ergebnisse: Die Bestrahlung wirkt nachhaltig auf die Zahnhartsubstanzen ein. Schon nach einer Dosis von nur 0,5 Gy zeigen sich drastische Veränderungen der mechanischen Eigenschaften.
Die Elastizität des Schmelzes nimmt um 47 % ab, diejenige des Dentins um 57 %. Bei einer Dosis von 1 Gy sinkt die Elastizität im Schmelz um 67 % bzw. im Dentin um 77 %. Bereits bei einer in der Therapie üblicherweise eingesetzten Einzeldosis von 2 Gy hat der Schmelz 73 % und das Dentin 74 % seiner

Elastizität verloren. Weitere Dosiserhöhungen führen nur noch zu vergleichsweise geringen zusätzlichen Auswirkungen. Ab 4 Gy beträgt die Verringerung der Elastizität 80% vom Ausgangswert und ändert sich nur noch unwesentlich mit höheren Dosen.
Bei der Härte zeigt sich ein prinzipiell ähnlicher Verlauf. Nach einer Dosis von 0,5 Gy hat die Härte im Schmelz um 40 % und im Dentin um 60 % abgenommen. Bei 1 Gy betragen die Einbußen im Schmelz 60 % und im Dentin 75 %. Ab einer Dosis von 2 Gy zeigt sich ein nahezu paralleler Verlauf mit Härteverlusten im Schmelz und Dentin von jeweils 69 % bzw. 70 %. Bei einer Dosis von 4 Gy ist die Härte im Vergleich zum Ausgangsniveau um 73 % und im Dentin um 76 % herabgesunken. Bei 10 Gy liegen Schädigungen von jeweils 80 % vor. Weitere Dosiserhöhungen führen zu keiner weiteren signifikanten Verringerung der Werte.
Die erzielten Resultate werden durch zweite Gruppe bestätigt.
Die dritte Gruppe zeigt ein überraschend anderes Ergebnis. Nach einer Einzeldosis von 10 Gy entsteht im Schmelz „nur“ ein Elastizitätsverlust von 38 % und im Dentin von 43 %. Bei einer Einzeldosis von 20 Gy steigen die Elastizitätswerte sogar wieder auf jeweils 72 % des Ausgangsniveaus an, bei dem es im Dentin dann etwa auch nach einer Einzeldosis von 40 Gy verbleibt. Dagegen liegt der Elastizitätswert im Schmelz nach einer Einzeldosis von 40 Gy sogar 65 % über dem Ausgangswert. Vergleichbar stellt sich die Lage bei der Härte dar. Nach einer Einzeldosis von 10 Gy zeigt sich im Schmelz ein Härteeinbruch von 42 % und im Dentin von 46 %. Bei einer Einzeldosis von 20 Gy steigen die Härtewerte auf 73 % (Schmelz) bzw. 65 % des Ausgangsniveaus an. Im Dentin verbleibt es nach einer Einzeldosis von 40 Gy bei diesem Härtewert, wohingegen die Härte im Schmelz nach dieser Dosis 20 % über dem Ausgangswert ansteigt. Die Erklärung hierfür dürfte vor allem in einer Aufhärtung und Versprödung des Hydroxylapatits sowie hinsichtlich des Dentins auch im Kollabieren des Kollagens Typ I zu suchen sein.
Die Ergebnisse der vierten Gruppe bestätigen die Ergebnisse der ersten beiden Gruppen.
Ein Einfluss des Lagermediums auf die mechanischen Eigenschaften der Milchzähne konnte innerhalb des Untersuchungszeitraums von maximal 6 Wochen nicht festgestellt werden. Die Werte änderten sich über diesen Zeitraum nicht signifikant vom Ausgangswert. Die Richtigkeit der Nullhypothese wurde statistisch jeweils für die einzelnen Proben sowie auch innerhalb der Gesamtgruppe mittels t-Tests belegt. Dagegen waren nach der 7. Woche sowohl in der Elastizität als auch der Härte Einbrüche von über 40 % (Schmelz) bzw. über 70 % (Dentin) anzutreffen.

Zusammenfassung: Bei der strahlentherapeutischen Behandlung von Kindern mit Tumoren im Kopf-Hals-Bereich mit den üblichen Einzeldosen von 1,5 Gy sind bereits ca. 70 % der Zahnhartsubstanz schwer geschädigt. Diese Schädigung setzt schon bei wesentlich geringeren Dosen ein.
Für die Zahnerhaltung ist daher gerade vor und während der Strahlentherapie eine intensive Prävention von besonderer Bedeutung, zumal Auswirkungen auf bereits vorhandene und nachfolgende bleibende Zähne unvermeidbar sind. Neben einer gründlichen individuellen Zahnpflege sowie regelmäßiger Fluoridierung (z.B. Einsatz einer mit Fluoridgel beschichteten Bestrahlungsschiene) empfiehlt sich insbesondere eine intensitätsmodulierte Therapieform, bei neben den Speicheldrüsen Teile des Kieferknochens einschließlich der darin befindlichen Zahnhartsubstanzen möglichst gezielt aus dem Strahlenfeld ausgespart werden [2 - 4].

Literatur

[1] Bamberg, M., Molls, M., Sack, H.: Radioonkologie Band 2, München-Wien-New York, 2. Aufl. 2009, S. 992.
[2] Chambers, M. S. et al: Intensity-modulated radiotherapy: Is xerostomia stell prevalent? Current Oncology Reports 7 (2005), Nr. 2, 131-136.
[3] Fränzel, W. et al: Effect of tumor therapie irradiation on the mechanical properties of teeth tissue, Zeitschrift für Medizinische Physik 16 (2006), Nr. 2, 148-154.
[4] Schwenzer N., Ehrenfeld M.: Zahn-Mund-Kieferheilkunde, Band 1, Allgemeine Chirurgie, Stuttgart-New York, 3. Aufl. 2000, S. 211-213
[5] Vorwerk, H., Hess, C.-F.: Tabellenbuch der Radioonkologie, München, 2. Aufl. 2007, Kap. 30
[6] Wannenmacher, M., Debus, J., Wenz, F.: Strahlentherapie, Heidelberg, 2006, S. 755-769

P 63 Physikalische und dosimetrische Eigenschaften der Siemens kVision Bildgebung bei 70 und 121 kV

W. Otto[1], Y. Dzierma[1], F. Nüsken[1], N. Licht[1], C. Rübe[1]
[1]Universitätsklinikum des Saarlandes, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Homburg/Saar, Deutschland

Einleitung: Ein zentrales Element der perkutanen Strahlentherapie ist die Lagerungsverifikation des Patienten vor und während der Bestrahlung. Mit der Entwicklung besserer Bilddetektoren und computergestützter Beurteilung wurden die Bildgebungsverfahren zunehmend automatisiert und in den Linearbeschleuniger integriert, was die Basis für die moderne IGRT (image guided radiation therapy) bildet.
Eine der häufigsten Methoden der IGRT in der klinischen Anwendung ist die cone-beam computed tomography (CBCT), die es vor der Patientenbehandlung erlaubt, am Linearbeschleuniger einen mit dem Planungs-CT vergleichbaren dreidimensionalen Bilddatensatz zu erzeugen. Niederenergetische Röntgenstrahlung (kV-Bereich) ermöglicht hierbei einen optimalen Weichteilkontrast bei gleichzeitig minimaler zusätzlichen Strahlenexposition des Patienten.
Seit kurzem wird von Siemens für den Artiste-Linearbeschleuniger eine neue niedereenergetische Bildgebungsmodalität im Bereich zwischen 70 und 140 kV angeboten (kVision). Diese ist in die Gantry integriert und bietet dieselbe Geometrie wie der Behandlungsstrahl, wobei der Strahlverlauf sich umkehrt. Während bisherige Studien sich auf die Abbildungseigenschaften und Bildqualität dieser zusätzlichen Bildgebungsmodalität konzentriert haben, sind die Strahlenqualität wie Tiefendosiskurven und Querverteilungen der kVision im Detail noch nicht untersucht. Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Charakterisierung dieser Eigenschaften, auch mit dem Hintergrund, darauf basierend eine detaillierte Abschätzung der Bildgebungsdosis durchführend zu können.

Material/Methode: Wir präsentieren Messungen des Strahlenfeldes der beiden hauptsächlich in der klinischen Routine angewandten Strahlenergien 70 kV (Kopf/Hals) und 121 kV (Thorax und Becken). Üblicherweise werden die physikalischen und dosimetrischen Eigenschaften der am Beschleuniger zur Verfügung stehenden Strahlmodalitäten im Wasserphantom gemessen. Aufgrund der Geometrie, der automatischen Bildgebungsprotokolle und wegen der geringen Strahlenergie ist eine solche Messung nicht durchführbar.
Die Messungen werden daher wie folgt ausgeführt: Um im „freien Modus“ bestrahlen zu können, wird der Service-Patient verwendet, der es erlaubt, mit einer Feldgröße von 28x28 cm² Einzelbelichtungen mit wählbarer Strahlenergie aufzunehmen. Die Tiefendosiskurve wird mit einer Weichstrahlkammer (PTW 23342) im PMMA-Phantom vorgenommen. Für die Ausmessung der Feld-Profile werden Thermolumineszensdosimeter (Harshaw TLD) eingesetzt.
Die Messungen werden mehrfach durchgeführt, um die Strahlstabilität zu beurteilen. Für den Versuch einer Kommissionierung im Philips Pinnacle Planungssystem (V9.4) werden die aufgenommenen Messkurven interpoliert und symmetrisiert. Die Modellierung im Planungssystem geschieht wie für Behandlungsstrahlmodalitäten, wobei mehr manuelle Eingriffe nötig sind und lediglich die vorgegebene Feldgröße eingeschlossen werden kann. Ergebnisse der Modellierung werden mit einer Validierungsmessung im Alderson-Phantom verglichen, die gleichzeitig zur Abschätzung der Bildgebungsdosis dient.

Ergebnisse: Die Ausmessung der Strahleigenschaften mit TLDs und mit der Weichstrahlkammer gelingt gut und stabil. Abweichungen zweier TLD-Messungen im Abstand von wenigen Tagen liegen im Mittel unter 5 %.
Die Tiefendosiskurven zeigen einen geringen Aufbaueffekt. Die Symmetrie und Homogeneität der Profile liegt bei unter 25 %. Eine reproduzierbare Asymmetrie deutet auf eine Neigung der Anode oder der Röntgenröhre per se hin.
Die Modellierung der Strahlmodalitäten im Pinnacle Planungssystem ist schwierig, da für die niedrigen Energien nicht ausreichend Energy Deposition Kernels zur Verfügung stehen. Nur für 121 kV gelingt die Modellierung mit Schwierigkeiten und Einschränkungen. Obwohl die Messprofile innerhalb von weniger als 10 % Abweichung reproduziert werden können, weicht die Validierungsmessung um bis zu 50 % von den Berechnungen des Planungssystems ab.
Die Validierungsmessungen ergeben Bildgebungsdosen zwischen 1,5 und 4,2 cGy für 360° kVCBCT des Kopfes und des Beckens. Diese Werte sind vergleichbar mit denen, die für andere kVCBCT-Systeme (Elekta und Varian) abgeschätzt wurden.

Zusammenfassung
Wir präsentieren die ersten Messungen der physikalischen Feldeigenschaften der Siemens kVision Bildgebung mit 70 und 121 kV. Tiefendosiskurven und Strahlprofile konnten verlässlich und reproduzierbar gemessen werden, um Feldparameter wie Symmetrie und Homogeneität zu bestimmen. Die Abschätzung der zusätzlichen Strahlenexposition durch die Bildgebung ergibt Dosen zwischen 1,5 und 4,2 cGy für einn 360° kVCBCT des Kopfes und Beckens.

P 64 Untersuchungen zur quantitativen Abschätzung des strahleninduzierten Krebsrisikos und der Schädigungswahrscheinlichkeit für ausgewählte Risikoorgane nach Strahlenbehandlung des Mammakarzinoms

P. Hübsch[1], R. Gerlach[1], M. Janich[1], M. Schubert[1]
[1]Martin-Luther-Universität, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie, Strahlenphysik, Halle, Deutschland

Fragestellungen: Da sich die Überlebenschancen für an Brustkrebs erkrankter Frauen deutlich verbessert haben, ist es notwendig geworden, die Auswirkungen der während der Therapie applizierten Strahlung zu untersuchen und somit das strahleninduzierte Krebsrisiko für Risikoorgane, wie z. B. der contralateralen Mamma quantitativ abzuschätzen. Das Ziel der Strahlentherapie ist es, neben einer optimierten Dosisverteilung für das PTV auch dieses zusätzliche Risiko so gering wie möglich zu halten. Insbesondere bei Patientinnen mit einer trichterförmigen Brust oder bei sehr medialer Tumorlage ist die Möglichkeit in Betracht zu ziehen, dass durch die Anwendung intensitätsmodulierter Strahlentherapie (IMRT) im Vergleich zur klassischen dreidimensionalen Bestrahlungstechnik (3D-CRT) eine Verbesserung der Dosisverteilung für das PTV bewirkt werden kann (Abb.1). Mit der Anwendung der IMRT geht jedoch meistens eine Erhöhung der Dosis im gesamten bestrahlten Volumen einher, was gleichfalls mit einer Erhöhung der Bildung eines strahleninduzierten Karzimoms in der kontralateralen Mamma verbunden sein kann. Ein Ziel der vorliegenden Arbeit war es, durch Anwendung verschiedener Risikomodelle das strahleninduzierte Risiko für dieses Organ für drei verschiedene Bestrahlungstechniken (IMRT, 3D-CRT mit und ohne Keil) zu ermitteln. Des Weiteren ist die Kenntnis der Schädigungswahrscheinlichkeit (NTCP) für die Risikoorgane Herz und Lunge bei Anwendung unterschiedlicher Bestrahlungstechniken von Interesse, da zum Beispiel eine erhöhte kardiale Mortalität nach Strahlenbehandlung des Mammakarzinoms bereits in verschiedenen Studien beobachtet wurde. In diesem Zusammenhang versteht man als Schädigung die Art von Komplikation, die durch ionisierende Strahlung hervorgerufen wird, aber nicht als karzinogen eingestuft werden kann. Das sind beispielsweise entzündliche Veränderungen der betroffenen Organe (Perikarditis, Pneumonitis).

Material und Methoden: Die Berechnung des Risikos an einem strahleninduzierten Sekundärtumor in der contralateralen Mamma zu erkranken, erfolgte mit Hilfe verschiedener Risikomodelle. Verwendet wurde das Modell der äquivalenten Organdosis nach Schneider et al. (OED-Modell) [1], das Standardmodell nach einem Report des UNSCEAR (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation) [2] und das phänomenologische Modell nach Pfaffenberger et al. [3]. Entsprechend verschiedener Modellannahmen innerhalb der Grundmodelle resultieren verschiedene dosisabhängige Risikofunktionen (linear, nicht-linear, linear-exponentiell und Sättigung), welche zur Risikoberechnung benutzt wurden.
Mit Hilfe des „relative seriality“ - Modells nach Källman et al. [4] wurden zusätzlich die nichtkarzinogene Wirkung der ionisierenden Strahlung und die daraus resultierende Schädigungswahrscheinlichkeit (NTCP) für die Risikoorgane Herz und Lunge untersucht.
Für die quantitative Abschätzung des strahleninduzierten Krebsrisikos und der NTCP wurden zwölf Patientinnen ausgewählt, die in den Jahren 2011 und 2012 aufgrund eines Mammakarzinoms in der Universitätsklinik und Poliklinik für Strahlentherapie Halle therapiert wurden. Sieben der Frauen wurden rechtsseitig, die verbleibenden fünf Frauen linksseitig bestrahlt. Bei drei der zwölf Frauen ging der Bestrahlung die Ablation der Brust voraus, so dass in diesen Fällen die jeweilige Thoraxwand als Zielgebiet festgelegt wurde. Es wurden Patientinnen ausgewählt, bei denen aufgrund der medialen Lage des Tumors große Teile der ipsilateralen Lunge bzw. der contralateralen Mamma einer vergleichsweise hohen Streustrahlung ausgesetzt waren. Für alle Patientinnen wurden ein konventioneller 3D-Plan mit Aufsättigungsfeldern in Zangentechnik, ein 3D-Plan mit Keilfilter und ein IMRT-Plan erstellt. Bei den IMRT-Plänen wurden die Felder äquidistant über einen Halbraum aufgeteilt. Als Risikoorgane waren die contralaterale Mamma, die ipsilaterale und die contralaterale Lunge, das Herz sowie das Rückenmark eingezeichnet.

Ergebnisse und Diskussion: Strahleninduziertes Krebsrisiko der weiblichen Brust
Um eine bessere Vergleichbarkeit zwischen den einzelnen Risikomodellen zu ermöglichen, basierte die Berechnung des absoluten zusätzlichen Risikos auf der mittleren Organdosis. Die Risikomodelle lieferten insgesamt ein zusätzliches absolutes Risiko für die Entstehung eines strahleninduzierten Mammakarzinoms von 7 bis 103 $1/10^4$ Personen pro Jahr unter Verwendung der natürlichen Mammakarzinomrate von 17 $1/10^4$ Personen pro Jahr in Deutschland für das Jahr 2008 [5]. Ein Vergleich zwischen den drei angewendeten Bestrahlungstechniken hat gezeigt, dass die Anwendung der IMRT mit dem Auftreten eines erhöhten strahleninduzierten Karzinomrisikos für die weibliche Brust verbunden ist. Für den überwiegenden Teil der betrachteten Dosisverteilungen und der daraus resultierenden Risiken ist

das Risiko bei Anwendung der IMRT-Technik ca. 2 - 3 mal höher im Vergleich zu 3D-Bestrahlungstechniken. Ursache hierfür ist die erhöhte, mittlere Organdosis bei der IMRT- im Vergleich zur 3D-CRT-Bestrahlungstechnik.
Aus dem Vergleich der 3D-CRT- Bestrahlungstechniken kann gefolgert werden, dass durch den Einsatz von Keilfiltern trotz der damit verbundenen erhöhten Streustrahlung kaum ein Unterschied hinsichtlich des Risikos einer radiogenen Induktion eines Zweitumors zur standardmäßigen 3D-CRT ohne Keil auftritt.
Insgesamt kann festgestellt werden, dass das berechnete zusätzliche absolute Risiko sehr stark von den verwendeten Modellannahmen abhängt und zusätzlich von den innerhalb eines Modells betrachteten Risikofunktionen abhängt. Das niedrigste Risiko resultiert bei Annahme eines linear-exponentiellen, dosisabhängigen Risikoverlaufs für das Standard- und phänomenologische Modell [2 und 3].
Ein um den Faktor 2 bis 3 erhöhtes Risiko folgt bei Anwendung des OED [1] - und des phänomenologischen Modells unter der Annahme einer linear-exponentiellen bzw. durch eine Sättigungsfunktion beschreibbare, dosisabhängige Risikofunktion.

NTCP für die Organe Herz und Lunge: Die Schädigungswahrscheinlichkeit für das Herz kann durch Anwendung einer IMRT in 50 % der Fälle reduziert werden. Dies betrifft insbesondere Patientinnen, die linksseitig bestrahlt wurden. Hier kann eine Reduktion der Schädigungswahrscheinlichkeit bei Anwendung der IMRT bis um den Faktor 30 gegenüber einer 3D-CRT-Bestrahlung, bei der ein NTCP-Wert zwischen 1-10% bestimmt wurde, erreicht werden. Eine Schädigung des Herzens durch die ionisierende Strahlung ist bei rechtsseitiger Behandlung der Mamma entsprechend der ermittelten Schädigungswahrscheinlichkeiten nahezu ausgeschlossen. Eine Verminderung der Belastung der ipsilateralen Lunge durch eine IMRT ist nur für vier von zwölf Patientinnen zu erkennen. Für die übrigen Patientinnen ist die Schädigungswahrscheinlichkeit entweder gleich bleibend für die drei verwendeten Bestrahlungstechniken oder nimmt durch die IMRT deutlich zu. Für die contralaterale Lunge wird bei Anwendung einer IMRT generell eine höhere Schä-digungswahrscheinlichkeit gefunden. Diese ist aber im Vergleich zur Schädigungswahrscheinlichkeit für die ipsilaterale Lunge sehr gering.

Zusammenfassung: Die Ergebnisse zeigen, dass die IMRT – Bestrahlungstechnik mit einem erhöhten strahleninduzierten Krebsrisiko für die contralaterale Mamma im Vergleich zu etablierten 3D-Bestrahlungstechniken verbunden ist. Die Anwendung der IMRT-Bestrahlungstechnik kann allerdings in wenigen Einzelfällen sinnvoll sein.
Bezogen auf die Belastung des Herzens und der ipsilateralen Lunge sollte vor allem bei Patientinnen mit linksseitigem Tumorsitz, deren Herz oder Lunge vorgeschädigt ist, der mögliche Einsatz von IMRT geprüft werden, da hier eine deutliche Verringerung der Schädigungswahrscheinlichkeit gefunden werden konnte.
Die gemäß der angegebenen Modelle berechneten Risiken unterscheiden sich deutlich in ihren Absolutwerten und hängen erheblich von den gewählten Modellparametern ab. Dennoch sind die Ergebnisse zum überwiegenden Teil in sich konsistent und sind vergleichbar mit denen in der Literatur veröffentlichten [6].

Literatur

[1] Schneider, U.; Kaser-Hotz, B.: “A simple dose-response relationship for modelling secondary cancer incidence after radiotherapy”, Z. f. Medizinische Physik, 15 (2005) S.31-37
[2] UNSCEAR, Sources and Effects of Ionising Radiation 1993, Report to the General Assembly, with annexes, New York, United Nations 1993
[3] Pfaffenberger, A.; Scheider, U.; Poppe, B.; Oelfke, U.:” Phenomenological modelling of second cancer incidence for radiation treatment planning”, Z. f. Medizinische Physik, 19 (2009) S.236-250
[4] Källman, P.; Agren, A.; Brahme, A.: “Tumuor and normal tissue responses to fractional nonuniform dose delivery”, Int. J. of Radiation Biology, 62 (1992),2 S.249-262
[5] Robert-Koch-Institut (Hrsg.) und Gesellschaft der epidemiologischen Krebsregister in Deutschland e.V. (Hrsg.). Krebs in Deutschland 2007/2008. 8. Ausgabe. Berlin, 2012
[6] Schneider, U.; Sumila, M. and Robotka, J.:”Site.specific dose-response relationships for cancer induction from the combined Japanese A-bomb and Hodgkin cohorts for doses relevant to radiotherapy”, Theoretical Biology and Medical Modelling (2011),8:27

Anhang 1

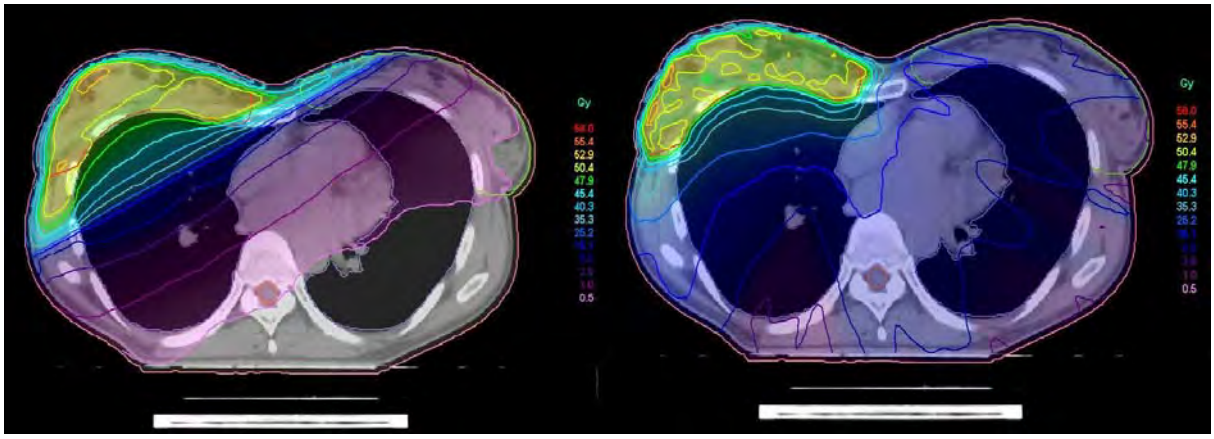


Abb.1: Vergleich der Dosisverteilungen einer 3D Planung (links) und einer IMRT Planung (rechts) und der damit verbundenen unterschiedlichen Strahlenbelastung der Risikoorgane wie Lunge, Herz und contralaterale Mamma

P 65 Radiotherapie großer Zielvolumina – Eine Option für RapidArc?

D. Strauß[1], K. Berger[1], A. Mücke[1], M. Schubert[1], H. Kriegelstein[1], W. Oehler[1]
[1]Südharz Klinikum Nordhausen gGmbH, Klinik für Radioonologie und Strahlentherapie, Nordhausen, Deutschland

Fragestellung: Die Radiotherapie großer Zielvolumina (>40 cm Länge z.B. Neuroachse) wird in vielen radioonkologischen Einrichtungen mit mehreren Isozentren und mit „schwimmenden“ Feldgrenzen realisiert. Durch die von einem zum anderen Behandlungstag variierenden Feldgrenzen werden durch die besonders an den Feldgrenzen großer Felder herrschenden physikalischen Gesetze der Strahlendivergenz eventuelle Dosisminima oder Dosismaxima reduziert. Bei solchen konventionellen Einstellungen handelt es sich um einen enormen Planungs- und Zeitaufwand für Physiker und MTRA, da 2-3 Bestrahlungspläne abwechselnd für jeden Behandlungstag bereitgestellt werden müssen.
In dieser Arbeit soll untersucht werden, ob mit einer RapidArc Bestrahlungstechnik für die Bestrahlung großer Zielvolumina mit mehren Isozentren eine bessere klinische Praktikabilität erzielt werden kann.

Material und Methoden: Als Untersuchungsbeispiel dient ein 57 – jähriger Patient mit dem seltenen Fall eines lokal ausgedehnten Hypopharynxkarzinoms cT3 cN2b M0 und gleichzeitigem Oesophagus-karzinom cTx cN0. Die Länge des Zielvolumens beträgt 46 cm. Die Bestrahlungsplanung erfolgte im Varian-Eclipse 10 und die Bestrahlung an einem Varian Clinac 2100 C/D mit OBI und RapidArc. Für die Bestrahlung des Hypopharynxkarzinoms wurde eine 2-Bogen und für das Oesophaguskarzinom eine 1-Bogen-RapidArc-Bestrahlungstechnik angewandt. Die Dosierung erfolgte mit 28x1,8 Gy auf das Zielvolumen und 5x1,8 Gy Boost bis zu einer Gesamtdosis von 59,4 Gy. Während der Bestrahlungsplanung wurden die Feldgrenzen in longitudinaler Richtung um 3 cm überlappt, damit während des Optimierungsprozesses die Feldgrenzenproblematik mit berücksichtigt werden kann. Durch tägliche CBCT beider Isozentren wurde die korrekte Lage des Patienten garantiert. Die patientenorientierte QM erfolgte mit dem PTW-Octavius 4D-Phantom.Isodosenverläufe, Dosisvolumenhistogramme und QM-Auswertungen sollen Aufschluss über eine gute klinische Praktikabilität geben.

Ergebnisse: Die Dosisverläufe zeigen eine sehr gute Anpassung der Isodosen an das PTV bei gleichzeitiger Schonung der umgebenden Risikoorgane. Diese guten Ergebnisse werden auch durch die Dosisvolumenhistogramme (Nieren:V15<6%; Lungen: V25<12%, Rückenmark Dmax=30 Gy) bestätigt. Die 3D-Planverifikation mit dem PTW-Octavius-4D zeigt bei den Ausschlusskriterien 3mm, 3% eine Übereinstimmung von 96 %.

Schlussfolgerungen: Die aufgeführten Ergebnisse und Behandlungszeiten < 7 Minuten bestätigen eine sehr gute klinische Praktikabilität der RapidArc Bestrahlungsmethode für große Zielvolumina.

P 66 Wasseräquivalente Materialien und ihre Eigenschaften im Bestrahlungsplanungssystem

W. W. Baus[1]
[1]Uniklinik Köln, Strahlentherapie, Köln, Deutschland

Fragestellung: Das grundlegende Phantommaterial für die Dosimetrie in der Strahlentherapie mit Linearbeschleunigern ist Wasser. Die gängigen Dosimetrieprotokolle (z.B. [1]) erlauben allerdings auch die Messung in einem Festkörperphantom. Für komplexere dosimetrische Aufgaben, wie beispielsweise die Planverifikation mit Hilfe einer Planvorlage ist es naheliegend, dass entsprechende Phantom im Computertomographen (CT) zu messen und den Datensatz ins Bestrahlungsplanungssystem zu laden. Voraussetzung dafür ist, dass die aus den CT-Daten bestimmten Dichtewerte den dosimetrischen Eigenschaften bei MV-Strahlung entsprechen. Aufgefallen war, das bei bestimmten Materialien die CT-Dichte (Hounsfield-Wert, HU) deutlich von der des Wassers abweicht. Untersuchungen zur Wasseräquivalenz in der Literatur beziehen sich meist auf die Eigenschaften bei MV-Strahlung. Deshalb wurde für eine Reihe von Materialien ein Vergleich der Eigenschaften im CT und am Linearbeschleuniger durchgeführt.

Material und Methoden: Für die Untersuchungen wurden die Materialien Wasser, plastic water™ (pw, CIRS, Norfolk, USA), solid water™ (sw, Gammex, Middleton, USA) , RW-3™ (Polystyrol (PS) mit 2 % Titandioxid, PTW, Freiburg) Polymethylenmethacrylat (PMMA) und unspezifiziertes weißes PS untersucht. Die Materialien wurden unter identischen Bedingungen in einem Aquilion LB CT (Toshiba Medical Systems) bei einer Röhrenspannung von 120 kV gemessen. Die HU bestimmten wir im TPS Eclipse (Vers. 10.0, Varian Medical Systems (VMS), Palo Alto, USA), in dem wir auch für jedes Material für ein Standardfeld (Quadratfeld der Kantenlänge 10 cm) die Dosis in der jeweils gleichen geometrischen Tiefe bestimmten. In der gleichen Anordnung mit einer 0.125 cm³ Ionisationskammer in der Messtiefe (Typ 31010, PTW) führten wir eine Bestrahlung an einem Truebeam-Linearbeschleuniger (VMS) durch und verglichen die gemessenen Dosiswerte mit den Werten aus dem TPS. Bei wiederholten Messungen wurden, sofern nicht der Bezug verloren ging, die Mittelwerte verwendet.

Resultate: Die Ergebnisse der Messungen und Berechnungen sind in Tabelle 1 dargestellt, jeweils relativ zu Wasser. Sowohl sw als auch RW-3™ verhalten sich im CT sehr gut wasseräquivalent, während PMMA und pw deutlich von Wasser abweichen (Spalte 2). Für 6 MV Photonenstrahlung des Linearbeschleunigers (Spalte 3) verhalten sich sowohl pw als auch RW-3 sehr gut wasseräquivalent, während PMMA deutlich abweicht. Handelsübliches unspezifiertes weißes PS, wie es von unserer Werkstatt für Dosimetriephantome verwendet wird, ist von RW-3 dosimetrisch nicht zu unterscheiden (nicht in der Tabelle enthalten). RW-3 besitzt im TPS praktisch die gleichen dosimetrischen Eigenschaften wie bei der Messung (Spalte 4 im Vergleich zu Spalte 3), wogegen pw und PMMA sich deutlich unterschiedlich bei Messung und Rechnung zeigen (1.4 bzw 2.7 % Abweichung).

Diskussion und Schlussfolgerungen: Während man die Unterschiede der Phantommaterialen zu Wasser bei senkrechten Strahleinfall durch Anschlussmessungen leicht korrigieren kann, ist das bei komplexen Geometrien schwierig. Deshalb scheint sich RW-3 besser für die Berechnung im TPS zu eignen als beispielsweise pw oder PMMA. Um die Untersuchungen zu vervollständigen, sollen weitere Strahlenqualitäten, unterschiedliche CT-Röhrenspannungen und Variationen des Messaufbaus mit einbezogen werden.

Literatur
[1] DIN 6809-6, Beuth Verlag 2004

Anhang 1

Medium	ΔHU	rel. D_w	rel. D_{TPS}
Wasser	0	1.000	1.000
solid water™	11	-	-
plastic water™	78	1.003	0.989
PMMA	120	0.962	0.989
RW-3™	-7	1.004	1.006

Tab. 1: Messergebnisse für verschiedene Materialien: Differenz der HU zu Wasser (Spalte 2), gemessene Dosis (6 MV Photonen) relativ zur Dosis im Wasserphantom (Spalte3) und Dosis im Bestrahlungsplannungssystem, ebenfalls relativ zu Wasser (Spalte 4).

P 67 Study of the geometric accuracy and image quality of an in-line kView Cone Beam CT of the Siemens Artiste linear accelerator

N. Dhaouadi[1,2], N. Milickovic[1], D. Baltas[1]
[1]Klinikum Offenbach, Medizinische Physik, Offenbach am Main, Deutschland
[2]THM Gießen-Friedberg, Medizintechnik, Gießen, Deutschland

Introduction: We use kView Cone Beam CT (CBCT) for precise patient positioning. The aim of this study was to prove the geometrical accuracy and image quality of CBCT images. We compared these results with our *Siemens Evolution CT* images. We additionally evaluated the characteristic *Hounsfiled Units (HU)-relative electron densities curve* for our CBCT.

Materials and Methods: For our study we used 4 different CBCT protocols: (1) Half-rotation, *Head and Neck* with 5 MU, (2) Full-rotation, *Pelvis* with 10 MU (scattering filter), (3) Full- rotation *Pelvis* with 15 MU (scattering and diffusion ring filter) and (4) Full- rotation, *Head and Neck* with 8 MU, 512x512 resolution (scattering filter). Protocols (1)-(3) are made with default resolution of 256x256 pixels.

Geometric Accuracy As the first step we investigated the geometric accuracy of the CBCT. For this purpose, we used the *Baltas Phantom*GfM Medizintechnik, Weiterstadt, Germany designed as a tool for the check of the accuracy of different reconstruction techniques and imaging modalities, Figure 1.
The phantom is a cube of known geometry with the side length of 12cm. 25 stainless steel markers are additionally inserted: 5 in each of 5 rows and one additional in the central slab for defining the horizontal axis of the phantom and of the marker matrix. After the CT and CBCT acquisition of the Baltas Phantom was done, we defined the central stainless steel marker of the phantom as an origin with coordinates (0,0,0) for both imaging modalities. After that we reconstructed manually the position of the rest 25 markers, and compared the reconstructed positions with reference values (well-known phantom geometry).

Image Quality As we use the CBCT for the high precise IGRT, we need to be sure that the quality of CBCT images is good enough to enable this. We used few different protocols for the CBCT acquisition to investigate how does the different number of Monitor Units (MU), image resolution (256 or 512) and Half/Full rotation acquisition influence the image quality. For this purpose, we had the *Image Quality Phantom "Emma"*Siemens, Erlangen, Germany (Emma).
Emma Phantom consists of different inserts that are placed within the phantom and enable us to evaluate quantitatively the different aspects of most important image quality parameters such as *homogeneity, contrast* and *resolution*.

Homogeneity: For the homogeneity analysis we used the middle slice of the *homogeneity section* of *Emma* image quality phantom, where we were investigating the noise and uniformity at five different regions, Figure 2.We evaluated the average signal value and its standard deviation for each of these 5 regions. After that we compared its values with the whole HU range ([-1024; 3071] in our case).

Contrast and noise: For the analysis of the CBCT contrast we used the *Low contrast* and *High contrast sections* of the Emma Phantom. Figure 3 shows the High contrast slice of the Emma phantom made using the protocols (1)-(4). The Low contrast slice has 4 more sets of materials. The inserts relative density range with respect to water is from -1% to 47%, plus air at 0.001%. The background material is the solid water. Each set consists of 5 holes of diameters: 2, 1, 0.7, 0.5 and 0.3 cm.
The *contrast-to-noise* (CNR) parameter was used as the measure of quality, along with the optical evaluation of described slices. We were looking for the size of the smallest visible circle of each of the 8 inserted materials of the low and high contrast inserts of the Emma Phantom.
The *contrast-to-noise* (CNR) ratio is defined as:

$$CNR_i = \frac{|S_i - S_{BG}|}{SD_{i,BG}},$$

where S_i is the average HU value of the region i (1-4), the S_{BG} the average value of the region 0, and the $SD_{i,BG}$ the average standard deviation of the values in the region i (1-4) and the region 0. We checked always the surrounding regions contrast compared to the central "*background*" region.

Resolution: For the analysis of the resolution, we used the *spatial resolution insert* of the Emma phantom, Figure 4. The spatial resolution insert of Emma Phantom has 11 groups of bars (5 bars of

different size, thickness and distance between bars). The number of line pairs per mm goes from 1 for the last group, to 0.067 for the first one. The smallest bars have the width of 0.5mm and are 4.5mm high, and the largest have dimensions of 7.5 x 12mm. the distance between each two bars is the same as their width. We are looking at the group where all of its bars were clearly visible.

***CBCT HU – electron density* characteristic curve**

We used the *Gammex 467 Tissue Characterization Phantom* (Gammex 467, Gammex, WI, USA) for the evaluation of the *HU-electron density characteristic curve*. For each material, we read out the HU values and establish the relation between the HU and electron densities of known Phantom materials. The Phantom is used not only for the evaluation of this relation, but also for the observation of its stability.

Results:

Geometric Accuracy We imported the image series of all acquisitions to planning system Oncentra MasterPlan$^{Nucletron/Elekta}$. All phantom points were independently reconstructed. The coordinates of the reconstructed points were compared with the reference ones. The results show insignificant deviations of up to 0.5mm for all image acquisitions.

In additions, the distances between the points were also calculated and verified against the known geometry of *Baltas phantom*. Differences of <1% are observed for all acquisitions. All this is an indication for the good geometric accuracy of the kView CBCT.

Image Quality

Homogeneity : For protocols (1)-(4) we evaluated the mean HU value and its standard deviation (SD) within the 5 regions shown at Figure 2. We also calculated the SD in % of the whole HU range [-1024,3071]. Results are given in Table 1.

The largest standard deviation is 0.6% of the whole region and the larger difference between central and peripheral regions is 0.8% for the Protocol 3. These numbers are within the acceptable values of 1 and 2% respectively.

Contrast: We present our results for all protocols in Table 2. The data are calculated for 6 of 8 materials that we were able to see on our CBCT slices.

We additionally prove how many holes of each inserted material were visible at the high and low contrast slices (**Tables 3** and **4**) for acquisitions with each of 4 protocols.

Resolution: While we can recognize separate bars of the 9th group on a CT image of the spatial resolution slice, CBCT does not give us so good resolution which was expected. The results for the four different protocols as follows: from the acquisition made by protocols 1, 2 and 3, we can see separate bars of 7 groups and for the acquisition with a 4th protocol, we see the 8 groups of separate bars.

The Protocol 4, with 512x512 pixels resolution gave the best result.

HU-relative electron densities characteristic curve

The phantom was scanned with two different arrangements of the rods, so that we check at the same time the HU dependence on the geometrical position of the material within the CT slice. We used once the standard, suggested arrangement of rods, and once the *"lung" set-up* where we put central the materials of lower density, and outer those with higher density, Figure 5. The corresponding HU values for each material were finally calculated as the average value from the acquisitions of two different arrangements.

We also investigated the positional dependence, by comparing the HU of the phantom materials when the phantom was placed under the central axis and moved away from it, Figure 6.

Our conclusion is that the CBCT has stable dependence of *HU-to-relative electron densities*, without extreme variations by different set-up or acquisition protocols.

Discussion: kView CBCT image quality satisfies all the conditions set to be used in our daily clinical routine. It highly improved and simplified our high precise patient positioning. It enabled us to apply the high precise irradiation techniques as the Stereotactic irradiation (both SRS and SBRT) and IMRT.

Literature

[1] Gayou O, Miften M, Commissioning and clinical implementation of a mega-voltage cone beam CT system for treatment localisation, Med. Phys. 34 (8), August 2007

[2] Breitbach EK, Maltz JS, Gangadharan B et al., Image quality improvement in megavoltage cone beam CT using an imaging beam line and a sintered pixelated array system, Med. Phys. 30 (11), November 2011

[3] Morin O, Aubry JF, Aubin M et al., Physical performance and image optimisation of megavoltage cone beam CT, Med. Phys. 36, 1421-1432, 2009

[4] Siemens internal Documents and User Manuels about "Emma" image quality phantom

Anhang 1

Protocol Nr.	1		2		3		4	
Position	HU±SD	SD in %*	HU±SD	SD in %*	HU±SD	SD in %*	HU±SD	SD in %*
central	0.7±22.8	0.6	-6.9±14.6	0.4	45.2±7.8	0.2	13.7±14.4	0.4
up	21.2±20.0	0.5	25.8±14.7	0.4	20.3±9.7	0.2	19.5±16.3	0.4
left	8.8±19.4	0.5	19.2±12.8	0.3	28.6±7.2	0.2	19.9±14.4	0.4
down	-22.3±18.0	0.4	12.6±15.8	0.4	16.7±9.2	0.2	12.4±17.5	0.4
right	17.8±19.5	0.5	25.4±15.6	0.4	26.3±8.0	0.2	23.4±15.4	0.4
*SD in % of the whole range								

Tab. 1 Average Hounsfield Units and standard deviations of the five regions.

Anhang 2

Protocol Nr.	1		2		3		4	
Rel. electron density of insert	Low Contrast Slice							
	HU±SD	CNR	HU±SD	CNR	HU±SD	CNR	HU±SD	CNR
1.000	38.7±19.0		36.8±15.6		93.9±6.0		59.4±18.9	
1.070	74.4±18.5	1.90	91.6±14.4	3.65	91.2±8.2	0.38	88.5±15.2	1.71
1.050	19.5±15.8	1.10	67.6±15.4	1.99	65.2±9.8	3.63	61.2±15.5	0.10
Rel. electron density of insert	High Contrast Slice							
1.000	-19.8±22.0		-18.4±14.6		34.1±5.3		-1.7±18.0	
1.090	51.6±22.2	3.23	64.3±14.5	5.68	58.1±8.4	3.50	62.1±16.6	3.69
1.170	61.9±22.2	3.70	81.9±17.5	6.25	85.0±8.4	7.43	84.9±20.2	4.53
1.480	231.8±24.1	10.92	264.9±19.4	16.66	254.1±12.9	24.18	261.5±25.3	12.16
0.001	-527.3±22.6	22.76	-506.5±19.4	28.71	-493.3±21.4	39.51	-502.5±25.4	23.08

Tab. 2: Average Hounsfield Units and CNR for 6 the visible inserts scanned using the protocols 1-4. CNR is always compared to the central-background region.

Anhang 3

Protocol Nr.	Relative Electron Density of inserted material	Size of hole [cm]
1	1.09 1.17	0.7 0.7
2	1.09 1.17	0.7 0.5
3	1.09 1.17	0.5 0.5
4	1.09	0.7

Tab. 3: High contrast slice analysis for different protocols (1-4). The not mentioned relative densities are those where we see all the holes.

Anhang 4

Protocol Nr.	Relative Electron Density of inserted material	Size of hole [cm]
1	1.07 1.05	2.0 2.0
2	1.07 1.05	0.5 2.0
3	1.07 1.05	0.5 2.0
4	1.07 1.05	1.0 2.0

Tab. 4 Low contrast slice analysis for different protocols (1-4). The not mentioned relative densities are those where we do not see any of holes.

Anhang 5



Abb. 1: Baltas phantom designed as a tool for the check of the accuracy of different reconstruction techniques and imaging modalities

Anhang 6

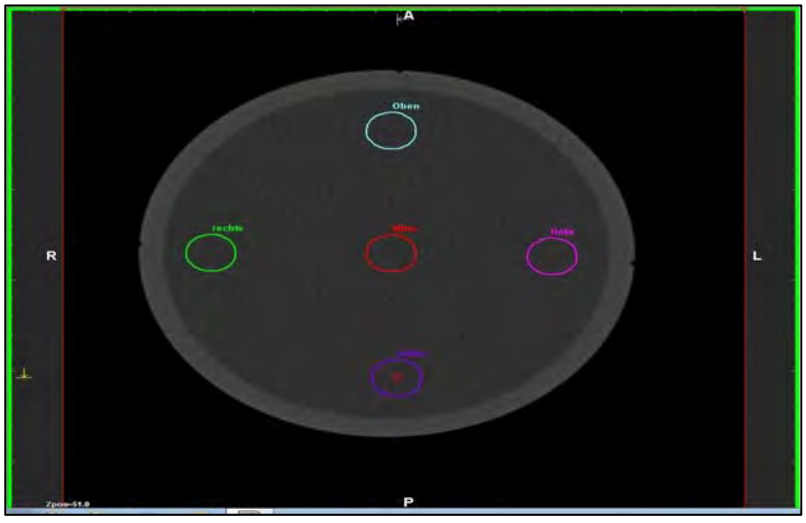


Abb. 2: Image of Homogeneity slice with defined regions 0-4

Anhang 7

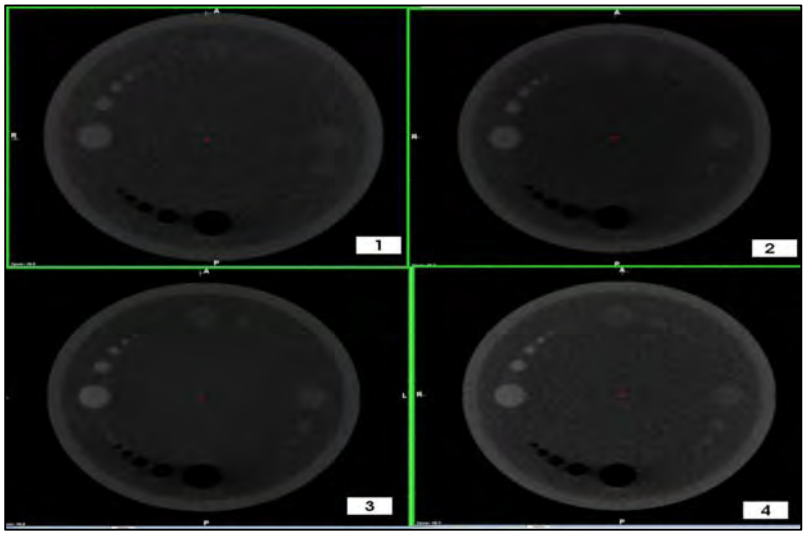


Abb. 3: Emma-Phantom, high contrast slice. Acquisition made with protocols (1) to (4) as previously described. Each set consists of 5 holes of diameters: 2, 1, 0.7, 0.5 and 0.3 cm.

Anhang 8

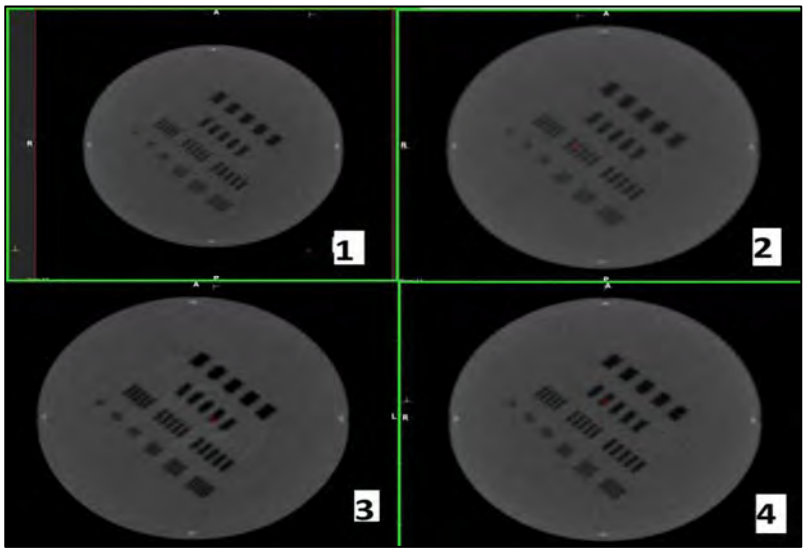


Abb.4: Emma-Phantom spatial resolution slice. Acquisition made with protocols (1) to (4) as previously described.

Anhang 9

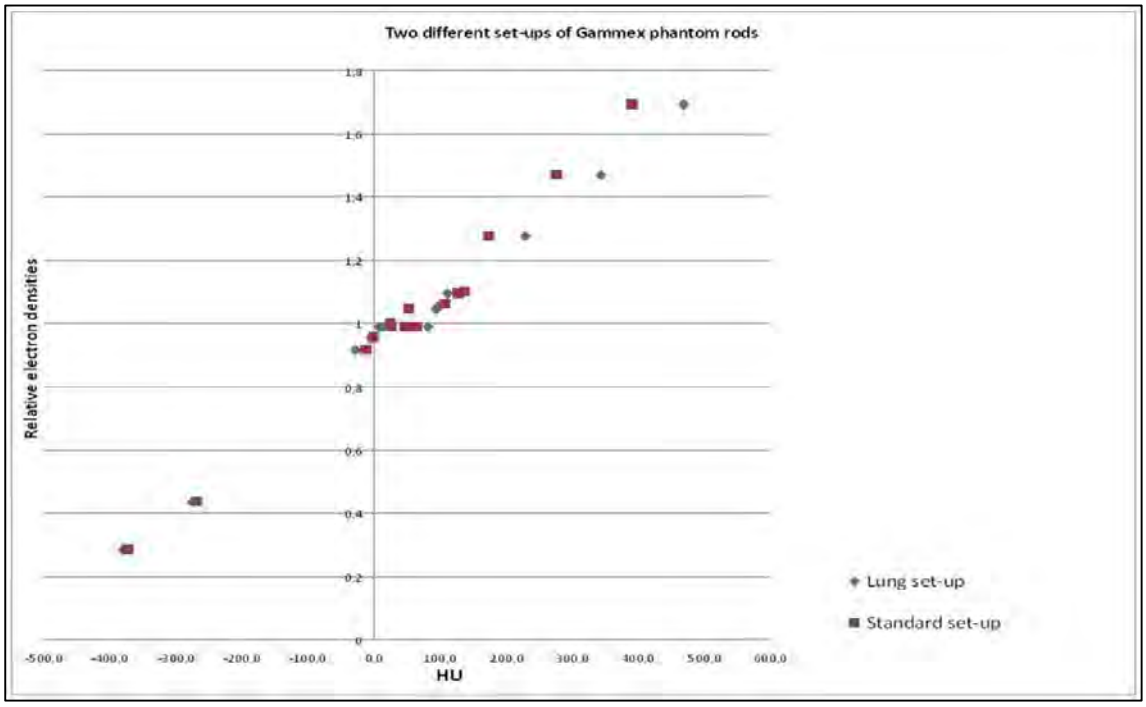


Abb. 5: Gammex Phantom: CBCT setup dependence

Anhang 10

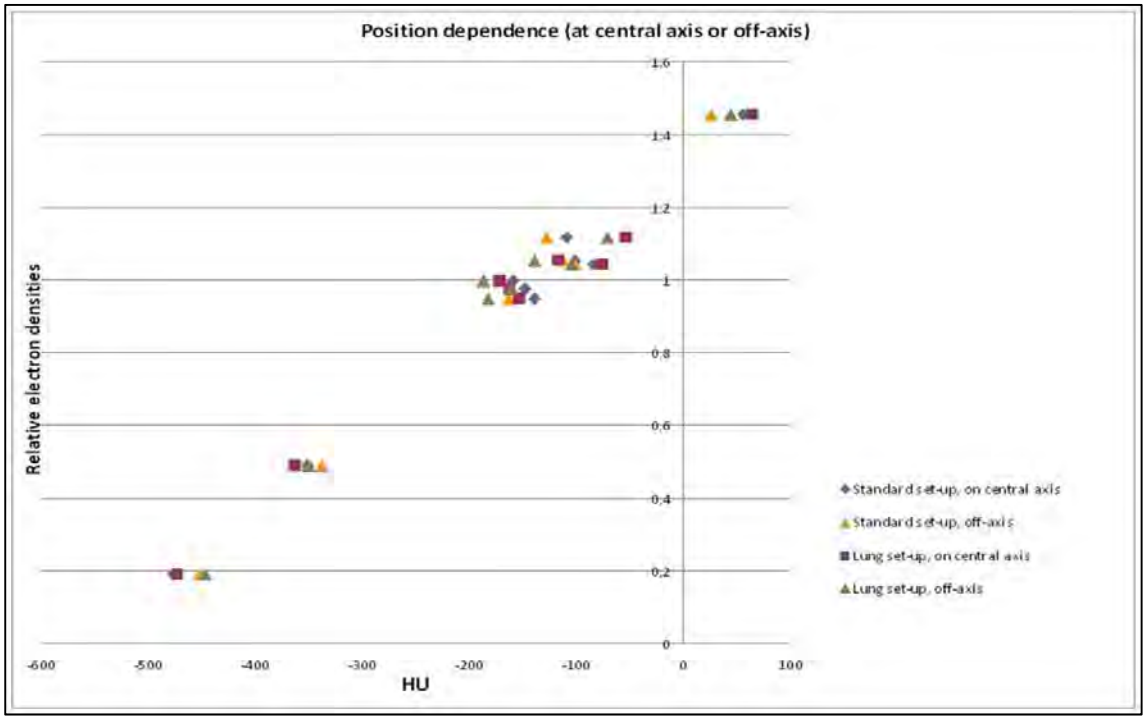


Abb. 6: CIRS Phantom: CBCT positional dependence

P 68 Planvergleich XVI cone beam CT versus konventionellem CT

H. Blank[1], M. Seifferth[2], A. Hennig[1], H. Alheit[1]
[1]Strahlentherapie Distler, Bautzen, Deutschland
[2]Beuth Hochschule für Technik, Physikalische Technik/Medizinphysik, Berlin, Deutschland

Einleitung: Bei Fremdmaterialien mit hohen Ordnungszahlen, die sich im Patienten befinden, ist die CT-Studie eines herkömmlichen CT meist sehr artefaktreich. Darüber hinaus versagen dann die Zuordnungstabellen zwischen Hounsfield-Einheiten und Elektronendichten. In einigen praktischen Fällen kann es daher sinnvoll sein die Bestrahlungsplanung auf einem Cone Beam CT durchzuführen.
Die Arbeit beinhaltet einen Planvergleich XVI cone beam CT versus konventionellem CT. Dazu werden bei Patienten die cone beam CT erhalten haben, Pläne vom konventionellen CT auf das Cone beam CT übertragen und die Ergebnisse miteinander verglichen. Als Tumorentitäten soll das Prostata-Ca und HNO-Tumoren untersucht werden. Darüber hinaus ist es erforderlich die CT-ED-Konversionstabellen in die Planungssysteme zu implementieren.
Im Ergebnis soll die Antwort auf die Frage gegeben werden: Kann mit cone beam CT im praktischen Fall geplant werden, ohne das dabei größere Fehler entstehen?

Methode: Die konventionell erstellten Aufnahmen wurden mit folgenden Parametern erstellt: Prostata-Karzinom-Patienten: Becken 3mm:120kV; 250mAs/Schicht Pitch: 0,813 Schichtdicke: 3mm HNO-Tumor-Patienten: HNO 3mm: 120kV; 300mAs/Schicht Pitch: 0,813 Schichtdicke: 3mm. Alle CT wurden auf 3mm Schichten rekonstruiert. Für die Aufnahmen, die am CBCT erstellt wurden, wurden die Protokolle Prostata-M15 mit 120kV; F1; 180°-180° und Kopf-HalsS20 mit 100kV; F0; 230°-70° genutzt. Es wurden für 4 Patienten mit Prostata-Karzinom und 4 Patienten mit HNO-Tumor Daten des konventionellen CT und des CBCT ausgewählt und an das Bestrahlungsplanungssystem Monaco3.00.01 übertragen.
Um eine Bestrahlungsplanung an Hand eines Cone-Beam-CT durchführen zu können, ist es notwendig den im Bild vorkommenden CT-Zahlen eine Elektronendichte zuzuordnen. Um dieses umzusetzen, wurde ein Electron Density Phantom Modell 465 der Firma RMI (Radiation Measurements, Inc.) genutzt. Dieses wurde mit unterschiedlich voreingestellten Protokollen am XVI cone beam CT der Firma Elekta gescannt (Abb.1).
Als zweite Möglichkeit um eine Konvertierungstabelle zu gewinnen wurde eine patientendatenbezogenes Vorgehen gewählt, ähnlich durch Richter et al beschrieben [1]. Es wurden in mehreren Patientendatensätzen in Strukturen mit bekannter Elektronendichte die CT-ZAHL bestimmt. Der Mittelwert wurde dann in die Konvertierungstabelle im MONACO übernommen.
Um die Bestrahlungspläne vergleichen zu können, wurden im ersten Schritt der Datensätze des konventionellen CT jedes einzelnen Patienten der Länge des CBCT durch Kürzen angepasst. Da der CT-Datensatz in allen weiteren Untersuchungen als Referenzdatensatz dient, wurden in ihm die Risikoorgane, sowie das Planungszielvolumen durch einen Arzt konturiert. Diese Konturen wurden dann auf den entsprechenden CBCT-Datensatz übertragen.
Im nächsten Schritt wurde für jeden Patienten ein Bestrahlungsplan auf Grundlage des CT erstellt und anschließend auf das CBCT des entsprechenden Patienten übertragen. Beide Bestrahlungspläne wurden an das Programm MapCheck 5.01.03 (Sun Nuclear corporation) übertragen. Um einen Vergleich der Pläne vorzunehmen, wurde vom CBCT-Plan der Referenzplan (CT) abgezogen und der γ-index, die Abweichung der Dosis, Distance to agreement und Dosisprofile untersucht.

Ergebnisse: Das Electron-Density Phantom wurde in zwei verschiedenen Aufbauten gescannt, jeweils für das Prostata und für das Kopf-Hals Protokoll. Dabei kam es zu Abweichungen von bis zu 60±3% für die Struktur „SB3 cortical Bone“. Ursache dafür scheinen die Abbildungseigenschaften des Flatpanel-Detektors zu sein (Abb.2). Aus diesem Grund wurde die Konversionstabelle entitäts- und patientenbezogen anhand ausgewählter Strukturen erstellt und in das Planungssystem übernommen. Tabelle 1 zeigt, dass hiermit eine akzeptable Übereinstimmung in der Rechengenauigkeit zwischen CT und CBCT erzielt werden konnte. Im Mittel über alle Planvergleiche sind bei 98,0±0,8% die Dosisabweichungen max. ±3% in einer Umgebung von 3mm in Bezug auf die Referenz. Abb.3 zeigt den γ-index für den Patienten 4, hier wird nur eine Übereinstimmung in der Größenordnung von 97% erzielt.

Schlussfolgerung: Mit einer entitäts- und patientenbezogenen CTED Konversionstabelle kann eine gute Übereinstimmung zur konventionellen CT-Planung erzielt werden. Der Einfluss der Abbildungseigenschaften des Flatpanel-Detektors wird gerade an unterschiedlichen Maschinen untersucht.

Literatur

[1] A. Richter, Q. Hu, D. Steglich, K. Baier, J. Wilbert, M. Guckenberger und M. Flentje, „Investigation of the usability of conebeam CT data sets for dose calibration," *Radiation Oncology,* Nr. 10.1186/1748-717X-3-42, 2008.

Anhang 1



Abb. 1: Messaufbau für die Erstellung der Konvertierungstabelle CT-ZAHL-Elektronendichte mit Hilfe des Electron density Phantom Modell 465

Anhang 2

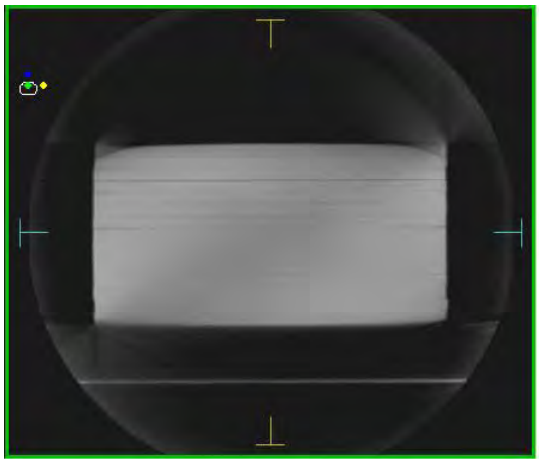


Abb. 2:Untersuchung der Abbildungseigenschaften des Flatpanel-Detektors mit Hilfe eines Plattenphantoms mit dem Scanprotokoll ProstataM15

Anhang 3

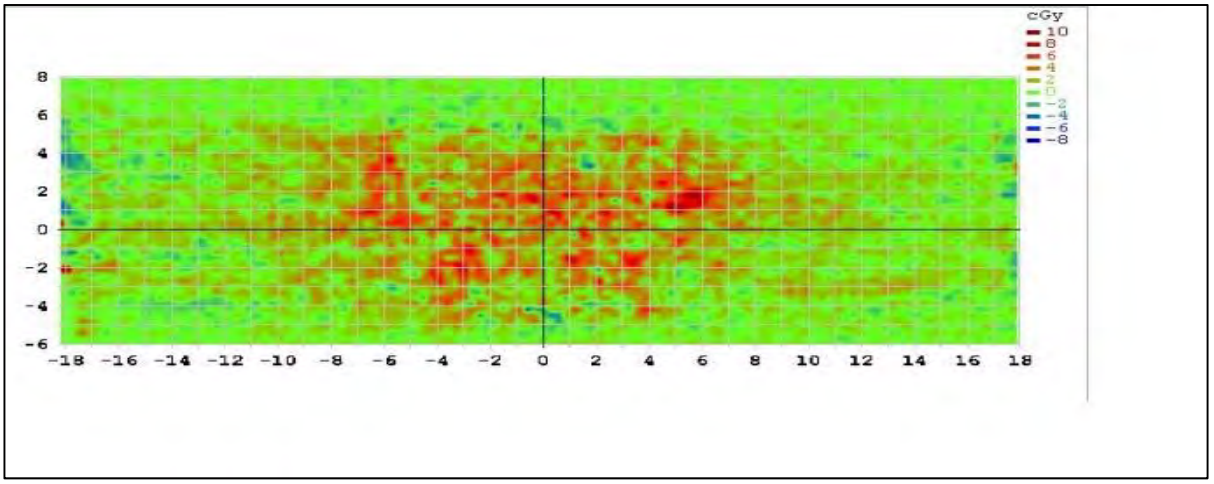


Abb. 3 Differenzmatrix Pat.4 (CBCT-CT) in Mapcheck

Anhang 4

Dosis-differenz[%]	Anzahl der enthaltenen Dosispunkte [%]	γ-index	Anzahl der enthaltenen Dosispunkte [%]	Distance to agreement [mm]	Anzahl der enthaltenen Dosispunkte [%]
±3	98,0±0,8	0-1	99%	0,125	97,3±1,0
> 3%	1,5±1,3	>1	0	>2	1,5±0,6
<-3%	0	"0,5-1"	8,5±3,7		
- 0,25 bis 0,25	37,5±12,5	"0-0.5"	90,5±3,7		
-1 bis 1	81,8±5,1				

Tab.1 Darstellung der Ergebnisse

P 69 Ein manueller Multileaf Kollimator zum Einsatz in der Kobalt-60 Therapie

G. Echner[1], A. Runz[1], M. Baumann[1], M. Langhans[1], R. Schwandtner[2], J. Kurzeja[2], I. A. Admietz[2], S. Ueltzhöffer[3], W. Schlegel[1]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum, E040, Heidelberg, Deutschland
[2]Klinik f. Strahlentherapie, Evang. Krankenhaus Witten, Witten, Deutschland
[3]Precisis AG, Heidelberg, Deutschland

Fragestellungen: Seit mehr als 20 Jahren sind Multileaf Kollimatoren (MLC) zur Anpassung von Bestrahlungsfeldern an Zielvolumina im Einsatz. Trotz der unbestrittenen Vorteile von Linearbeschleunigern sind weltweit noch immer mehr als 2300 Co-60 Maschinen im Einsatz. Der potentielle Einsatz modernster Technologie wie beispielsweise ein MLC in Co-60 Therapie, die in der Strahlentherapie mit Linearbeschleunigern Standard sind wurde schon häufig diskutiert. Im Folgenden soll ein neuer handbetriebener MLC für die Anpassung des Strahls einer Co-60 Gantry an irreguläre Bestrahlungsfelder vorgestellt werden.

Material und Methoden: Der hier vorgestellte MLC wurde speziell für den Einsatz in Co-60 Maschinen entwickelt. Als Hauptanforderungen wurden geringe Kosten, hohe Zuverlässigkeit, geringe Wartungsintensität, Unabhängigkeit von elektrischer Stromversorgung und vielseitige Verwendbarkeit definiert. Die maximale Feldgröße wurde auf 20x30cm² im Isozentrum festgelegt. Ein neuartiger Bewegungsmechanismus wurde in einem geschlossenen pneumatischen System ausgeführt. Zwei Querriegel, die mittels eines Gewindetriebes per Handrad verfahren werden können erlauben es, alle Lamellen des Kollimators gleichzeitig zu bewegen und in die maximale Öffnungsposition zu fahren. Der MLC hat 30 Lamellenpaare aus 98mm hohem Messing in konischer Form, sodass die Lamellenkanten auf das Zentrum der Co-60 Quelle fokussiert sind (einfache Fokussierung). Einige Lamellenvorderkanten wurden im unteren Bereich abgerundet um den Halbschatten zu minimieren. Die bei den Messungen eingesetzte Co-60 Quelle hat einen Durchmesser von 15mm und 80cm SAD mit einer Aktivität von 59,4TBq zum Zeitpunkt der Messungen. Es wurden Messungen mit einer Ionisationskammer sowie Filmmessungen durchgeführt um Rückschlüsse auf den Halbschatten des Kollimators bei unterschiedlich geformten Lamellenenden zu ziehen und die Leckstrahlung zwischen den Lamellen zu messen. Weitere Messungen wurden mit einem 2. Prototyp durchgeführt, in den einige Erkenntnisse aus den Messungen des ersten Prototyps eingearbeitet wurden.

Ergebnisse: Ein Vorversuch mit einem Funktionsmodell brachte erste Ergebnisse zu Funktionalität und dosimetrischen Eigenschaften. Eine Umfrage unter 16 Anwendern zeigte, dass mit einer Feldgröße von 20x30cm² etwa 80% bis 90% der Bestrahlungen an einer Co-60 Maschine abgedeckt werden können. Der Halbschatten in Bewegungsrichtung der Lamellen (definiert als 80% / 20% Bereich in 10cm Tiefe) für große Felder (20x12 cm²) betrug 8mm bei abgerundeten Vorderkanten und 12mm bei geraden Vorderkanten. Der transversale Halbschatten betrug 6mm für diese Feldgröße. Der erste Kollimator Prototyp war so ausgeführt, dass die Lamellen quer zur Verfahrrichtung geklemmt werden konnten, was dazu führte, dass keine erhöhte Leckstrahlung zwischen den einzelnen Lamellen festgestellt wurde. Die Messungen mit dem 2. Prototyp ohne aufwändige Klemmung führten zu erhöhter Leckstrahlung durch den Spalt von ca. 0,1mm zwischen den Lamellen.Die mittlere Leckstrahlung inklusive der anteiligen Zwischenlamellen-Leckstrahlung lag bei unter 3%.

Zusammenfassung: Der hier beschriebene MLC zeigt, dass die gestellten Anforderungen zur Anpassung irregulärer Felder bei Gantry- basierten Co-60 Teletherapiemaschinen erfüllt werden können. Das Fehlen von Overtravel und eine eingeschränkte Clearance können zu Einschränkungen in der Patientenbehandlung führen. Die innovative Ausführung erlaubt einen problemlosen Einsatz im klinischen Arbeitsablauf unabhängig von elektrischer Energie. Der Kollimator ist daher ideal geeignet für den Einsatz in „low and middle income countries“.

Anhang 1

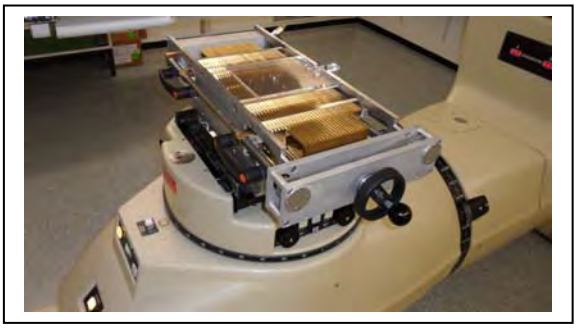


Abb.1: MLC an Kobalt-60 Maschine adaptiert

Anhang 2

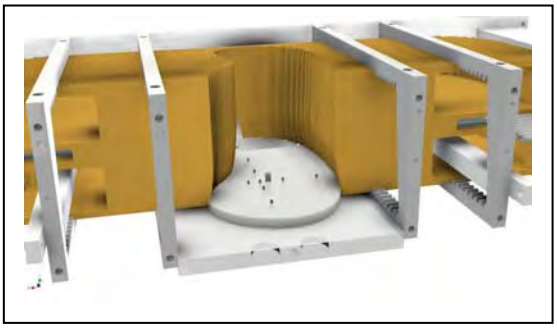


Abb.2: Prinzip der Feldformung für irreguläre Felder

P 70 Commissioning of beam modelling data for the COMPASS® 3D quality assurance system measured on a 6MV Elekta Synergy®

J. Thölking[1], Y. Sekar[1], R. Boggula[2], F. Wenz[1], F. Lohr[1], H. Wertz[1]
[1]Universitätsmedizin Mannheim, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Mannheim, Deutschland
[2]St George's Cancer Care Centre, Christchurch, Neuseeland

Purpose: This study investigates the validation of a pre-clinical version of COMPASS® for 6MV photons. The validation and evaluation of the COMPASS® system computed dose includes gamma index evaluations and dose profile comparisons.

Material and Methods: COMPASS® (pre-clinical v.3.0, IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany) is a quality assurance system which reconstructs the 3D dose distribution on a phantom or patient CT. The system consists of a beam model for the calculation of the fluence phase space and a collapsed cone dose engine for the estimation of dose deposition. The dose is calculated according to the RT plan and can be reconstructed based on 2D detector measurements (e.g. MatriXX Evolution ™, IBA Dosimetry). To commission the COMPASS® dose computation algorithm, a 6 MV photon beam model of an Elekta Synergy® (MLC-i2) linear accelerator was created. Initially, the COMPASS® beam modelling was performed using the linac head geometry specifications and measured beam data. Various parameters as energy spectrum of photon beams, calibration of collimators, output factor corrections and off axis corrections were adjusted with the automatic beam modelling option and a further manual fine-tuning was required to get an optimal model. To assess the beam model various open fields and complex irregular MLC test fields were created. Optimization was done based on comparison of COMPASS® computed as well as reconstructed (based on detector measurements) dose distributions and treatment planning system calculations in a water phantom (MONACO® v.3.2, Elekta, Stockholm, Sweden; using a fast Monte Carlo engine). To verify the computation and dose reconstruction in COMPASS®, dose profile analyses were performed using open fields on phantoms and gamma index evaluations for various test cases (14 fields) and clinical IMRT plans of different complexities (10 x head and neck, 10 x prostate and 10 x thorax). The dose profile analysis was performed comparing the dose computation in COMPASS®, MONACO® and Oncentra Masterplan® (v.4.1, Nucletron, Veenendaal, Netherlands; with a pencilbeam and collapsed cone engine) using a homogeneous and inhomogeneous thorax phantom (CIRS Inc., Norfolk, VA). For gamma index evaluations of the IMRT plans we used OmniPro I´mRT software (v.1.7, IBA Dosimetry) together with MatriXX Evolution™ detector (with 4.0 cm of water equivalent material as buildup) for recording the measured dose. The measured dose distributions were used as reference for gamma index evaluations and compared to the different modalities (OmniPro I´mRT/COMPASS® computed, COMPASS® reconstructed and MONACO®). The acceptance criteria for the gamma index were 3%/3mm.

Results: An initial beam model was performed by using the auto modelling option available in COMPASS®. The comparison of measured and COMPASS® computed beam parameters showed that manual adjustments were necessary. Based on the dose differences shown on a water phantom, various parameters were fine-tuned (e.g. calibration of leaves, transmission through individual leaves, etc). The final beam model lead to a very good agreement for most of the test and clinical IMRT cases. The gamma index evaluation of regular (square fields, rectangular fields, etc.) and complex test plans (e.g. plan that 63 small regular segments and 2 beams) have shown excellent results of about 98% passing pixels for COMPASS® dose computation as well as COMPASS® dose reconstruction. Less than satisfactory only occurred for very narrow and small fields at the field edges in some of the cases. That might be due to the calibration of leaf settings, the uncertainty of the measuring device or the limitation of the MatriXX Evolution™ resolution. For most of the clinical IMRT plans (89%), the percentage of passing pixels were >95% for COMPASS® dose computation and COMPASS® dose reconstruction. Furthermore the COMPASS® calculated dose profiles in homogeneous and inhomogeneous phantom were in agreement with MONACO®- as well as Oncentra Masterplan®-calculated dose profiles (dose differences within 5%).

Conclusion: The analysis of regular and complex fields after automatic beam modelling option showed that manual fine-adjustments are necessary to get an optimal model. With slight improvements in the beam model, the COMPASS® system was in good agreement with our treatment planning systems as well as with detector measurements (MatriXX Evolution ™, OmniPro I´mRT software). The complete evaluation showed that the results matched well with our treatment planning systems. Thus the new system could be considered as a suitable component on the way to full 3D patient dose delivery verification.

P 71 Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) – Planung beim Prostatakarzinom mit Daten eines Beschleunigers ohne Ausgleichskörper (FFF)

M. Treutwein[1], M. Hipp[1,2], O. Kölbl[1], B. Dobler[1]
[1]Universitätsklinikum Regensburg, Strahlentherapie, Regensburg, Deutschland
[2]MVZ Klinikum Straubing GmbH, Strahlentherapie, Straubing, Deutschland

Hintergrund: Seit kurzer Zeit sind die ersten Linearbeschleuniger im klinischen Einsatz, die durch das Weglassen des Ausgleichskörpers (Flatness Filter Free FFF) eine höhere Dosisleistung erlauben als konventionelle Geräte. Die dadurch bedingte ungleichmäßige Dosisverteilung innerhalb des Feldes kann durch fluenzmodulierende Verfahren wie Intensity modulated radiotherapy (IMRT) oder VMAT kompensiert werden. In dieser Planungsstudie sollen VMAT-Pläne für Patienten mit Prostatakarzinom verglichen werden, die einmal mit und einmal ohne Ausgleichskörper optimiert wurden. Ziel ist es festzustellen, ob die Planqualität erhalten bleibt und ob sich die Anzahl der Monitoreinheiten ändert.

Material und Methoden: Die Datensätze von 10 Patienten mit Prostatakarzinom und die Dosis-Volumen-Verschreibungen werden aus einer früheren Planungsstudie übernommen {Treutwein 2012 #2}. Dabei wurden die Pläne als simultan integrierter Boost konzipiert, mit 59,4Gy minimaler Dosis im Planungszielvolumen (PTV) und 71,0 Gy minimaler und 74,2 Gy maximaler Dosis im klinischen Zielvolumen (CTV) in 33 Fraktionen. Das Planungssystem Oncentra, V 4.3 und der Linearbeschleuniger Synergy mit Agility-Kopf sind beide von der Firma Elekta. Entsprechend der genannten Studie {Treutwein 2012 #2} werden die Optimierungsparameter wie folgt gewählt: Single Arc Rotation im Gegenuhrzeigersinn von 178°-182°, Kollimatorwinkel 45°, Maximum Delivery Time 110 s, Gantry Spacing 4°. Der Linearbeschleuniger erlaubt mit Ausgleichsfilter eine Dosisleistung von 550(?) MU/min, ohne 1700 (?)MU/min. Die Lamellen des Multi-Leaf-Kollimators haben in Projektion auf das Isozentrum eine Breite von 5mm.
Folgende Parameter werden ausgewertet: Die Homogenität der Dosis im CTV, die minimale Dosis im PTV, die maximale Dosis an der Rektumvorderwand, die mittlere Dosisim Rektum und in der Blase und die Anzahl der Monitoreinheiten.

Diskussion: Zum Zeitpunkt der Einreichung der Zusammenfassung liegen leider noch keine Daten vor. Der Linearbeschleuniger befindet sich noch in der Inbetriebnahmephase. Die Erhöhung der Dosisleistung zielt natürlich auf eine kürzere Bestrahlungszeit, durch die Fehler durch intrafraktionelle Organbewegung reduziert werden sollen. Auch eine gleiche Anzahl an Monitoreinheiten bedeutet nicht automatisch eine Verkürzung der Bestrahlungszeit: Die Dosisleistung, die von der Steuerungssoftware des Beschleunigers zwischen zwei Kontrollpunkten der Bewegungsbestrahlung gewählt wird, hängt von Randbedingungen wie Gantrygeschwindigkeit und Fahrgeschwindigkeit der Lamellen ab und kann möglicherweise nicht voll ausgenutzt werden. Deshalb sind in einer Fortführung dieser Arbeit auch dosimetrische Untersuchungen mit Zeitmessung geplant.

44. Teletherapie II

P 72 Strahlenbelastungsfreie Patientenpositionierung in der perkutanen Strahlentherapie: Oberflächenregistrierungssysteme kontra Marker

M. Wiencierz[1], K. Kruppa[1], L. Lüdemann[1]
[1]Universitätsklinikum Essen, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie, 45147, Deutschland

In der perkutanen Strahlentherapie ist die Positionierung der Patienten von großer Wichtigkeit. Der im geplanten Zielvolumen (PTV) enthaltene Sicherheitssaum soll geometrische Varianzen in der Strahlführung und vor allen Ungenauigkeiten in der Positionierung berücksichtigen. Dabei tragen sowohl interne Organbewegungen als auch Positionierungsfehler zu den Ungenauigkeiten bei. Vor allem bei den Präzisionstechniken IMRT, VMAT und Tomotherapy ist eine regelmäßige Reproduzierbarkeit der exakten Positionierung entscheidend. Gebräuchliche Systeme die die Tumorerkrankung exakt positionieren gehen zumeist mit einer zusätzlichen Strahlenexposition für den Patienten einher. Bei einer herkömmlich fraktionierten Strahlenbehandlung (zwischen 25 und 40 Fraktionen) ist die zusätzliche Strahlenbelastung für den Patienten daher nicht mehr vernachlässigbar.
Ein alternatives Konzept Patienten exakt zu positionieren, jedoch ohne ihnen einer zusätzlichen Strahlenexposition auszusetzen, bieten die Oberflächenregistrierungssysteme (ORS) AlignRT (VisionRT) und Catalyst (C-Rad). Beide erfassen die Oberfläche von Patienten dreidimensional und vergleichen diese mit einer Referenz in optimaler Position. Eine detaillierte Beschreibung beider Systeme ist bereits in dem Tagungsband des letzten Jahres (Nummer 161) von uns präsentiert worden. Im Vordergrund stand dabei die Validierung beider Systeme an der Tomotherapy. Grundlage für diese Validierung bildete bei jedem Patienten ein vor jeder Behandlung durchgeführtes MVCT zur Ermittlung der optimalen Behandlungsposition. Bei der Auswertung wurde besonders auf eine absolute Fehlpositionierung der Systeme und den direkten Vergleich Wert gelegt.
Im Vordergrund des aktuellen Beitrags steht nicht mehr die absolute Fehlpositionierung der Systeme, sondern eine mögliche Erhöhung der Genauigkeit bei der *nicht strahlenbelastende* Positionierung. Bei der konventionellen Positionierung werden Patienten anhand von Markern zur Bestrahlung ausgerichtet. Diese Marker werden entweder direkt auf die Haut aufgetragen oder befinden sich auf den entsprechenden Immobilisierungshilfen. Durch Verspannungen der Haut bei der Lagerung der Patienten, Änderung der Patientenkonstitution während der Therapie oder durch Abnutzung der Marker kann es ebenfalls zu Fehlpositionierungen kommen. Der Vergleich zwischen der konventionellen und der ORS Positionierung teilt wiederum Tumorerkrankungen in entsprechende Körperregionen ein. Dadurch betrachtet der Vergleich die Positionierungsgenauigkeit der Körperregionen *Kopf & Nacken*, *Brust* und *Becken*. In der Gesamtheit konnten wir leichte Verbesserungen durch die ORS bei frei liegenden Patienten feststellen, wohingegen bei immobilisierten Patienten die konventionelle Positionierung zum Teil genauer war.

P 73 Implementation of a homogeneous treatment couch model into the patient CT-data for accurate treatment planning of rotational irradiations

A. Muru[1], J.-N. Becker[1], N. Chofor[1], B. Poppe[1], H. K. Looe[1]
[1]Pius Hospital Oldenburg, Strahlentherapie, Oldenburg, Deutschland

Introduction: Treatment fields passing through the treatment couch are subjected to attenuation, which needs to be accounted for to avoid underdosage within the patient. For static irradiation techniques such as conventional 3D-conformal plans or step-and-shoot IMRT plans, the couch attenuation can be compensated by multiplying the monitor units (mu) by a correction factor after the treatment planning process. However, this method is not feasible for rotational irradiation technique. Therefore, to overcome the discrepancy of the missing couch information, a model of the treatment couch has to be implemented into the CT-data, so that the attenuation of the treatment couch can be accounted for during the treatment planning process.

Material and Methods: The attenuation of the treatment couch installed at an Elekta Synergy accelerator was measured for different angles using 6 and 15 MV photon energies. The measurements were performed with a PTW 2D-ARRAY (PTW-Freiburg) inserted into the Octavius 4D phantom (PTW-Freiburg) positioned isocentrically underneath the treatment couch. During the measurements, the front surface of the 2D-ARRAY was automatically aligned perpendicular to the beam central axis by rotation of the Octavius 4D phantom. Transmission factors were obtained for the gantry angles 0□, 10□, 20□, 30□ and 40□ (corresponding geometrically to gantry angles 180□, 170□ , 160□, 150□ and 140□) by taking the ratios of the measured value at the center chamber with and without the treatment couch.
To obtain the geometrical model of the treatment couch, a CT scan of the couch was acquired and further processed using MATLAB (v2010a, Mathworks). In the first step, the Hounsfield Unit (HU) of every pixel outside of the couch was set to 0 and all pixels within the couch were set to 1, making the couch homogenous in order to avoid difficulties in the dose calculation in high inhomogeneties. The couch model was then imported into the treatment planning system (TPS, Oncentra MasterPlan v4.1 sp2), where a phantom with density 1.0 (water) above the couch model was created to calculate the transmission factors at 5 cm depth and 180□ gantry angle. By systematically varying the HU of the couch to match the calculated and the measured transmission factors, the optimal HU was determined for the couch. The dose calculation was performed using collapse cone algorithm. A MATLAB program was written to implement the homogeneous couch model with the optimal HU into the patient CT data before it is imported into the TPS for treatment planning.

Results: The measured transmission factors range from 0.962 to 0.970 at 6MV and 0.972 to 0.979 at 15 MV for the irradiation angles investigated. A linear relationship between the calculated transmission factors and the HU of the couch was found as shown in Fig. 1. By using this relationship, the optimal HU resulting in the measured transmission for different energies was found to be 171. The dose calculation using the homogenous couch model with this HU yields a difference of 0.05% at 6 MV and 0.11% at 15MV when compared to the measured couch transmission at 180□. The comparisons of the results at other gantry angles (170□, 160□, 150□ and 140□) for both energies showed only a maximum deviation of 0.35% at 6MV and 0.32% at 15MV. (Fig. 1) Fig. 2 shows the in-house developed software to implement the couch model into the CT-data of the patient. The location of the couch can be adjusted using the graphical user interface. The new CT-data with the couch generated by the software can be further imported into the TPS. The consistency of the new CT-data was verified by comparing it to the original data, where no discrepancies have been found. (Fig. 2)

Conclusion: The results show good agreement between the direct measurements and the TPS calculations using the homogeneous couch model. By implementing the couch model into the patient CT data, its attenuation can be accurately accounted for during the treatment planning of rotational irradiation techniques. Further work is currently performed to investigate the impact of the couch attenuation on the quality of rotational treatment plans.

Anhang 1

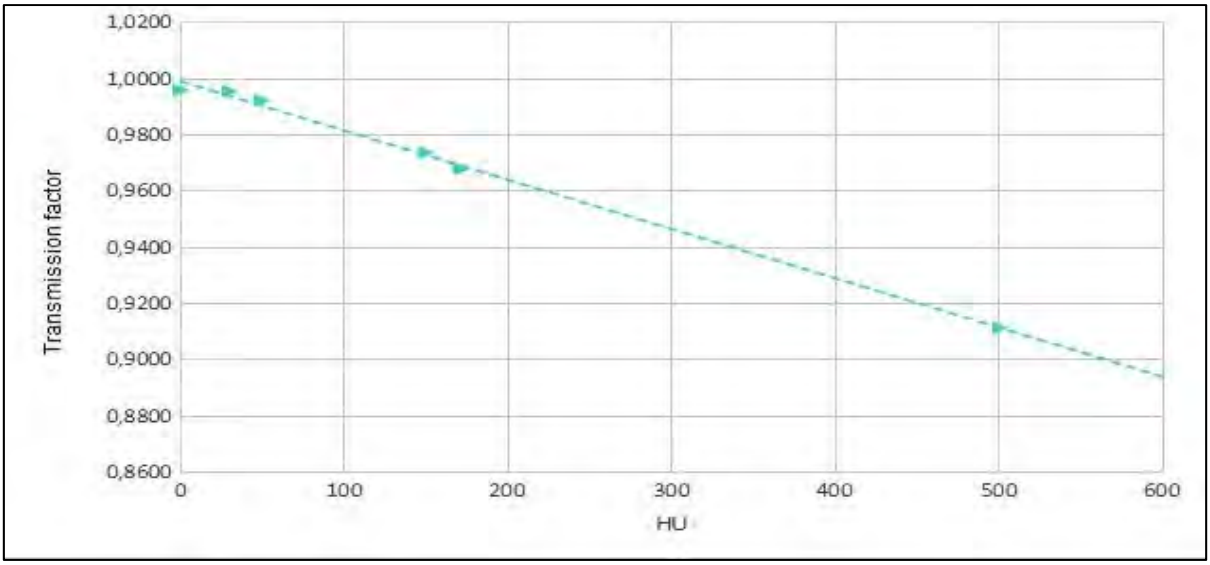


Abb 1: The relationship between HU-value of the homogenous couch (using 0, 30, 50, 150 and 500HU) and the corresponding calculated transmission factors calculated in a water phantom for 6MV.

Anhang 2



Abb..2: In-house developed software to implement the treatment couch into the CT-data of the patient to account for the attenuation of the couch during dose calculations

P 74 Monte-Carlo basierte Modellierung und Charakterisierung eines Linearbeschleunigers mit und ohne Ausgleichsfilter für die Anwendung fluenzmodulierter Bestrahlungstechniken

K. Kleinert[1], D. Czarnecki[1], K. Zink[1,2]
[1]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Gießen-Marburg, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

Einleitung: In der Strahlentherapie finden zunehmend Linearbeschleuniger ohne Ausgleichsfilter Verbreitung. Diese Linearbeschleunigertypen stellen eine Herausforderung an die Dosimetrie aufgrund der veränderten Eigenschaften des Strahlungsfeldes im Vergleich zu herkömmlichen Linearbeschleunigern dar. Gründe hierfür sind u.a. die fehlende Aufhärtung der Strahlung und das veränderte Dosis-Querprofil. Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Monte-Carlo basierte Modellierung eines Linearbeschleunigerkopfes mit einem Varian Millenium MLC sowohl mit als auch ohne Ausgleichsfilter zur detaillierten Untersuchung der Einflüsse des Filters auf das Strahlenfeld.

Material und Methoden: Das virtuelle Modell des Linearbeschleunigers (VARIAN Clinac) wurde mit Hilfe der Anwendung BEAMnrc [1] des Monte-Carlo Programmpakets EGSnrc [2] erstellt. Abbildung 1 zeigt die schematische Darstellung des modellierten Beschleunigerkopfs. Grundlage der Modellierung waren die Angaben der Firma VARIAN hinsichtlich Geometrie und Materialeigenschaften. Als primäre Strahlenquelle für alle Simulationen diente ein monoenergetischer Elektronenstrahl (6 MeV) mit radialer gaußförmiger Intensitätsverteilung. Mit dem Anwender-Code DOSXYZnrc [3] wurden aus Monte-Carlo-Simulationen Dosisverteilungen zur Charakterisierung des modellierten Beschleuniger-kopfes berechnet. Zur Evaluation des in BEAMnrc erstellten Beschleunigermodells wurden die folgenden Simulationen herangezogen: Tiefendosiskurven im voxelierten Wasserphantom, Output-Faktoren in 10 cm Wassertiefe und vergleichende Berechnungen der spektralen Energiefluenz des Beschleunigerkopfes mit und ohne Flattening-Filter. Zur Überprüfung des modellierten Millenium MLC's wurden Dosisquerprofile bzw. -verteilungen sowohl mit statischer Feldformung, als auch mit Hilfe der „Step-and-Shoot" Technik erstellt.

Ergebnisse: Abbildung 2 zeigt eine mittels Monte-Carlo-Simulation relative Tiefendosiskurve eines 10x10 cm² großen Bestrahlungsfeldes im Wasserphantom mit einem Abstand der Strahlenquelle zur Oberfläche von 90 cm. Die Dosis wurde in einem 1x1x1 mm³ Wasservoxel bestimmt. In Abbildung 3 sind die Output-Faktoren des Beschleunigerkopfes in 10 cm Wassertiefe wiedergegeben. Zur weiteren Charakterisierung des Strahlenfeldes wurden mittels Monte-Carlo-Simulation Phasenraum-Dateien erstellt, aus denen die spektralen Verteilungen der Fluenz berechnet wurden. Der Vergleich der Fluenz im Zentralstrahl eines 10x10 cm² Bestrahlungsfeldes des Beschleunigers mit und ohne Ausgleichsfilter ist in Abbildung 4 dargestellt. Der Vergleich der Fluenz zeigt die Aufhärtung des Spektrums bei Vorhandensein des Flattening-Filters. In Abbildung 5 ist ein relatives Dosisquerprofil in y-Richtung dargestellt. Hierbei wurde mit dem Step-and-Shoot Verfahren der Rand eines 8x8 cm² großen Feldes mit einem 1x1 cm² großen Feld überlagert. Die dreidimensionale Darstellung zweier in y-Richtung nebeneinander liegender rechteckiger Felder ist in Abbildung 6 verdeutlicht. Die deutlich sichtbare Dosiserhöhung an der gemeinsamen Feldgrenze der beiden Felder ist auf die gerundeten Lamellenenden des Millenium MLC zurückzuführen.

Zusammenfassung: Zur Beantwortung dosimetrischer Fragestellungen bei fluenzmodulierten Bestrahlungstechniken ist ein detailliertes Modell eines VARIAN Beschleunigers mit und ohne Ausgleichsfilter mit Hilfe des Monte-Carlo Codes EGSnrc erstellt worden. Die mit dem virtuellen Beschleuniger erzielten ersten Ergebnisse sind in guter Übereinstimmung mit den Daten von Heath et al [4]. Der nächste Schritt des vorliegenden Projekts ist die Kommissionierung des Modells anhand experimenteller Daten. Danach kann der virtuelle Beschleuniger für das eigentliche Projektziel, die dosimetrische Evaluation fluenzmodulierter Bestrahlungstechniken unter Berücksichtigung des Ansprechvermögens eingesetzter Detektoren eingesetzt werden.

Literatur
[1] Kawrakow et al.: The EGSnrc Code System: Monte-Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, Technical Report PIRS-701, Ottawa: National Research Council of Canada, 2003
[2] Rogers et al.: BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units, Med. Phys., 22:5, 1995
[3] Rogers, Walters, Kawrakow: DOSXYZnrc Users Manual, NRCC Report No. PIRS-0509, 2009 E. Heath & J. Seuntjens "Development and validation of a BEAMnrc component module for accurate
[4] Monte Carlo modeling of the Varian dynamic Millennium multileaf collimator," 48 (2003) Phys, Med, Biol., S. 4045-4063

Anhang 1

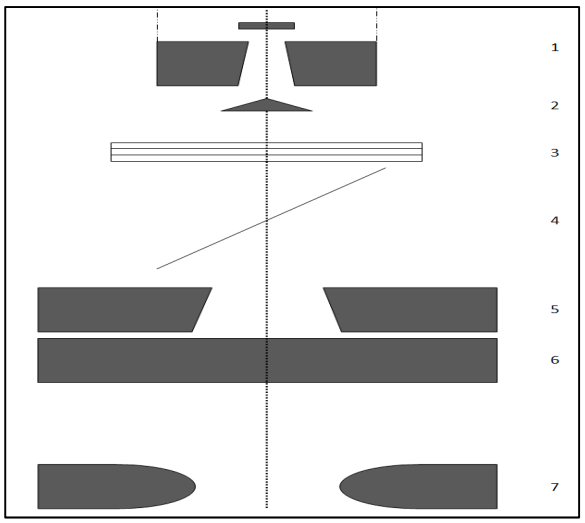


Abb. 6: Schematische Darstellung des modellierten Linearbeschleunigerkopfes: 1) Primärkollimator mit integriertem Target, 2) Ausgleichsfilter, 3) Monitorkammer, 4) Spiegel für Feldlicht, 5) Y-Blenden, 6) X-Blenden, 7) Millenium-MLC

Anhang 2

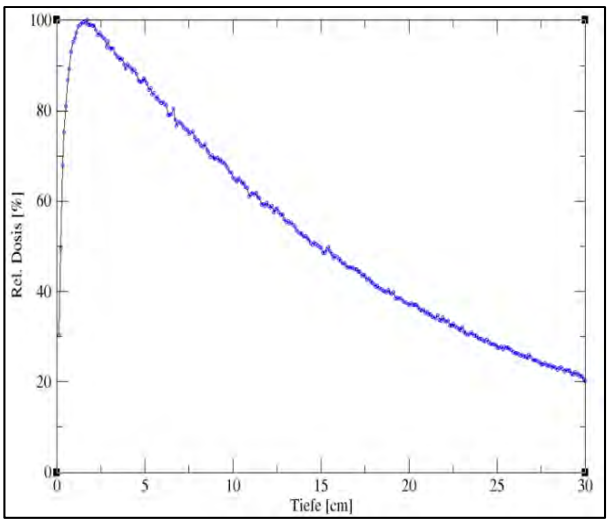


Abb. 7: Tiefendosisprofil eines 10x10 cm² Bestrahlungsfeldes in Wasser

Anhang 3

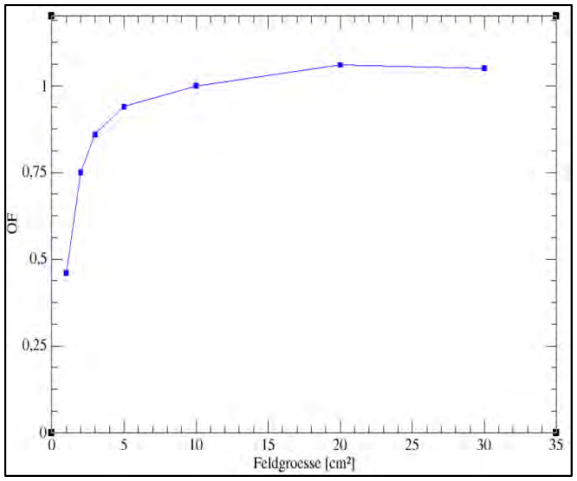


Abb. 8: In einem Wasservoxel der Größe 1x1x1 mm³ berechneter Output-Faktor des modellierten Linearbeschleunigerkopfes in 10 cm Wassertiefe

Anhang 4

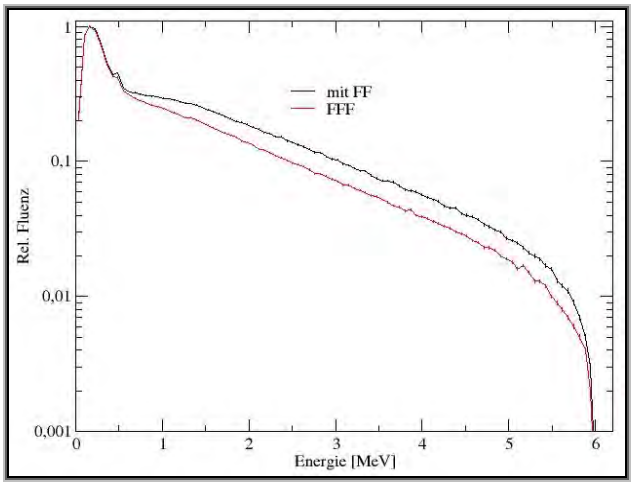


Abb. 9: Vergleich der Fluenz im Zentralstrahl des Linearbeschleunigers mit (FF) und ohne Ausgleichsfilter (FFF) bei einer Feldgröße von 20x20 cm²

Anhang 5

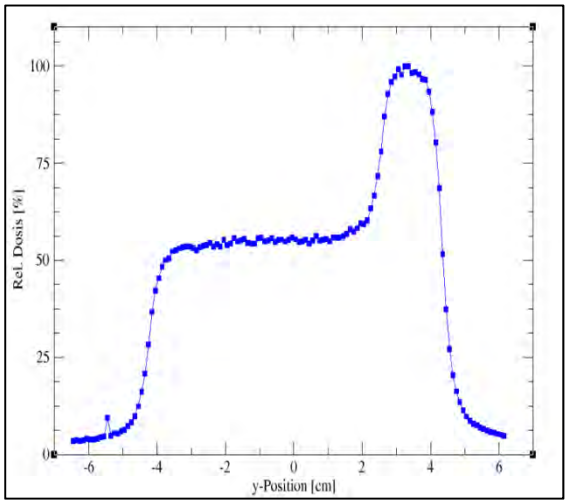


Abb. 10: Dosisquerprofil in y-Richtung zweier überlagerter Bestrahlungsfelder mittels des "Step-and-Shoot" Verfahrens

Anhang 6

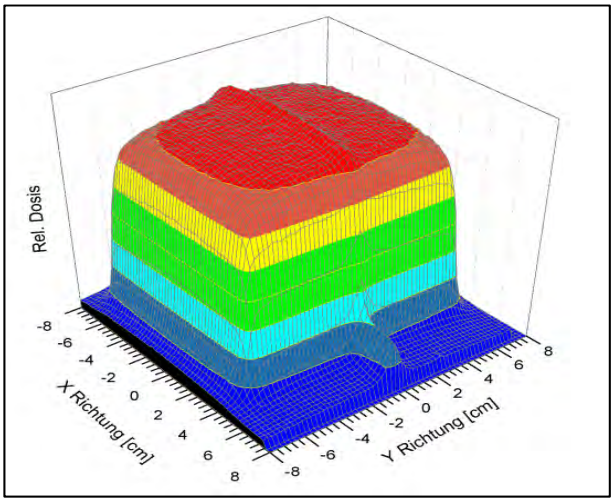


Abb. 11: 3D-Darstellung zweier aneinander angrenzender Strahlenfelder; die Dosiserhöhung im Bereich der Lamellenenden ist deutlich sichtbar.

P 75 Berechnung und Visualisierung der Dosisverteilung einer Röntgentherapieanlage mittels Monte-Carlo

P. Penchev[1], U. Mäder[1], A. Wolf[2], K. Zink[1]
[1]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland
[2]WOLF-Medizintechnik GmbH, St. Gangloff, Deutschland

Fragestellungen: In der Röntgentherapie werden entzündliche Prozesse, wie sie beispielsweise bei chronischen Gelenk- oder Weichteilerkrankungen auftreten, behandelt. Spezielle Röntgentherapiegeräte, bestehend aus Röntgenröhre, Applikatorkopf (mit Filtern und Messkammereinschüben) und dem Applikator selbst, werden mit Röhrenspannungen von bis zu 300 kV für die Behandlung eingesetzt.
Ziel dieser Arbeit ist es, ein Röntgentherapiegerät vollständig mittels Monte Carlo Verfahren zu simulieren und die Simulationsergebnisse in Validierungsstudien mit realen Messwerten zu vergleichen.

Material und Methoden: Der Aufbau des Röntgentherapiegerätes wurde mittels des Monte Carlo (MC) Frameworks EGSnrc simuliert [1,2]. Der Applikatorkopf wurde entsprechend den technischen Zeichnungen des Herstellers detailgetreu nachgebaut und beinhaltet die Halterung für den Filter und die Messkammer zur Messung des Dosisflächenprodukts. Es stehen vier Filtermaterialien mit jeweils vier unterschiedlichen Dicken zur Auswahl. Als mögliche Strahlenquellen wurden vorgefertigte Spektren im Energiebereich von 25 kV bis 400 kV direkt am Austrittsfenster der Röntgenröhre berechnet. Es kann aus zwei unterschiedlichen Applikatortypen (runder und rechteckiger Querschnitt) mit den Austrittsfenstergrößen von 2 cm² bis 225 cm² und 30 cm, 40 cm und 50 cm Applikatorlänge gewählt werden. Als Phantome wurden ein Wasserphantom (Voxelgröße: 2,5 mm³) und ein PMMA-Plattenphantom (Voxelgröße: 2,5 mm³) implementiert. Die simulierte Dosisgröße ist entsprechend die Wasser-Energiedosis D_w bzw. die Energiedosis in Plexiglas D_{PMMA}. Abbildung 1 zeigt das Modell mit eckigem Applikator und PMMA-Plattenphantom. Als Simulationsergebnis wurde die KERMA mit der „Track-Length-Estimator"-Methode bestimmt, welche eine sehr gute Näherung der absorbierten Energie darstellt [3]. Eine eigenständige Anwendung dient der Konfiguration der Simulationen und der Visualisierung der Ergebnisse. Zur Validierung des MC-Models wurden die bei verschiedenen Applikatoren, Energien und Filtern aus MC-Simulationen berechneten Tiefendosiskurven und Dosisquerverteilungen mit experimentell bestimmten Werten verglichen.

Ergebnisse: Es wurden insgesamt zehn unterschiedliche Applikatorgeometrien, zwei unterschiedliche Filterdicken, zwei Phantome und sieben Energien (200 kV, 150 kV, 120 kV, 100 kV, 75 kV, 50 kV, 30 kV) simuliert. Die Abbildungen 2 und 3 zeigen den Vergleich zwischen den Simulationsergebnissen und den Messungen für 200 kV, 1 mm Cu-Filter und dem 10x15/40-Applikator. Für den Vergleich wurden die MC- und die Messdaten im Zentralstrahl in 1 cm Tiefe normiert.
Bei einer Röhrenspannung von 200 kV liegen im Feld für alle Applikatoren bis zu einer Tiefe von 10 cm sehr gute Übereinstimmung von Messungen und Simulationen mit Abweichungen bis maximal 8% vor. Die Abweichungen steigen stetig mit kleiner werdenden Röhrenspannungen und größerer Tiefe an. Bei 120 kV und eine Tiefe von 3 cm liegen bis 7%, bei 10 cm Tiefe bis 20% Abweichung vor. Die Ergebnisse für die weiteren Energien und Filterkombinationen haben einen ähnlichen Verlauf. Sowohl die Dosisquerverteilungen als auch die Tiefendosiskurven zeigen insgesamt bei für die Röntgentherapie sinnvollen Tiefen sehr gute Übereinstimmungen im direkten Strahlenfeld.

Zusammenfassung: Die Simulationsergebnisse wurden zur Validierung mit realen Messdaten der Röntgentherapiegeräte verglichen. Hierbei konnte festgestellt werden, dass die Ergebnisse der simulierten Geräte sehr gute Übereinstimmungen zu den realen Messwerten aufweisen. Die auftretenden Abweichungen können durch Messunsicherheiten durch Positionierungsungenauigkeiten und der Tatsache, dass in den Simulationen keine Messkammern explizit mitsimuliert wurden, sondern direkt die Wasserenergiedosis in den Voxeln bestimmt wurde, erklärt werden. Die zugehörige Software liefert die Visualisierung der simulierten Dosisverteilungen in den Phantomen. In weiteren Arbeiten werden auf CT-Daten beruhende Humanphantome in die Software integriert, um so eine realistische Visualisierung der Dosis in der Röntgentherapie zu erhalten.

Literatur
[1] Kawrakow, I., E Mainegra-Hing, D. W. O. Rogers, F. Tessier, and B. R. B. Walters. The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. Technical Report PIRS–701, National Research Council of Canada, Ottawa, Canada, 2013
[2] I. Kawrakow, E. Mainegra-Hing, F. Tessier and B.R.B. Walters, The EGSnrc C++ class library, NRC Report PIRS-898 (rev A), Ottawa, Canada, 2009
[3] J. Wulff, R. Schmidt, M. Fiebich, K. Zink and J. Heverhagen, TU-E-304A-07: Fast Kerma-Based Patient Dose Calculations in Diagnostic Radiology Using EGSnrc, Medical Physics 36, no. 6 (2009): 2748

Anhang 1

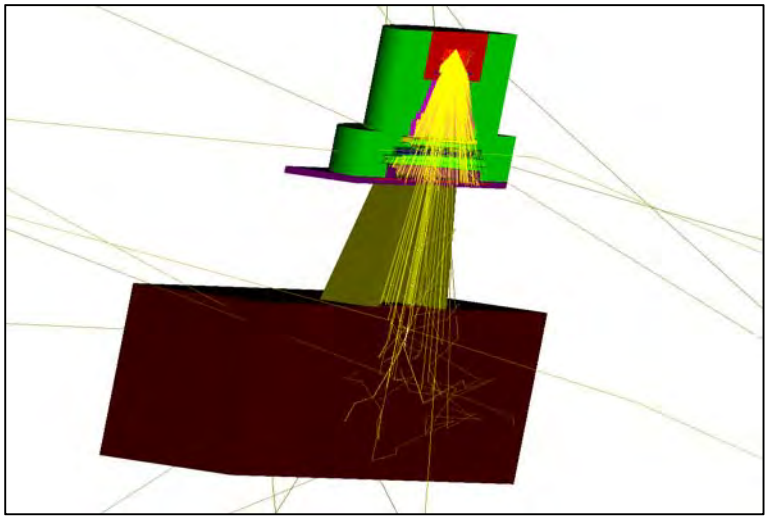


Abb.1: Simulationsmodell mit Applikatorkopf (grün), Applikator (dunkelgelb) und Phantom (dunkelrot). Die gelben Linien repräsentieren die simulierten Photonen.

Anhang 2

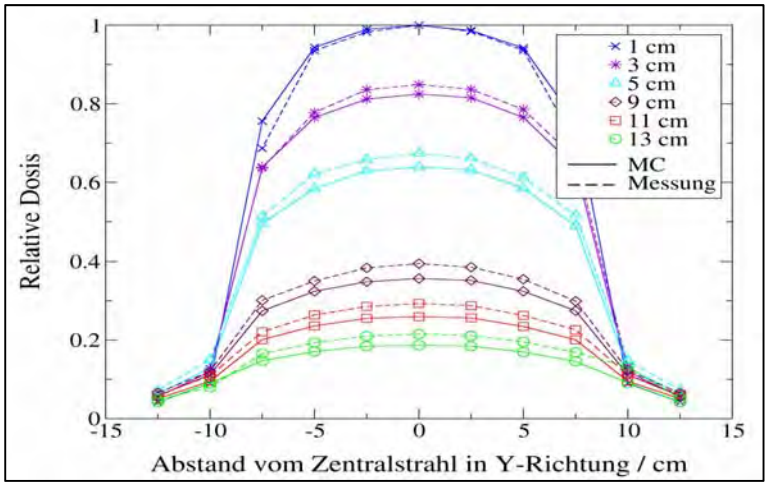


Abb.2: Vergleich zwischen Monte Carlo Ergebnissen (MC) Messungen im PMMA-Plattenphantom entlang der großen Tubusachse in unterschiedlichen Tiefen. Applikator: 10x15/40 mit 1mmCu-Filter bei 200 kV.

Anhang 3

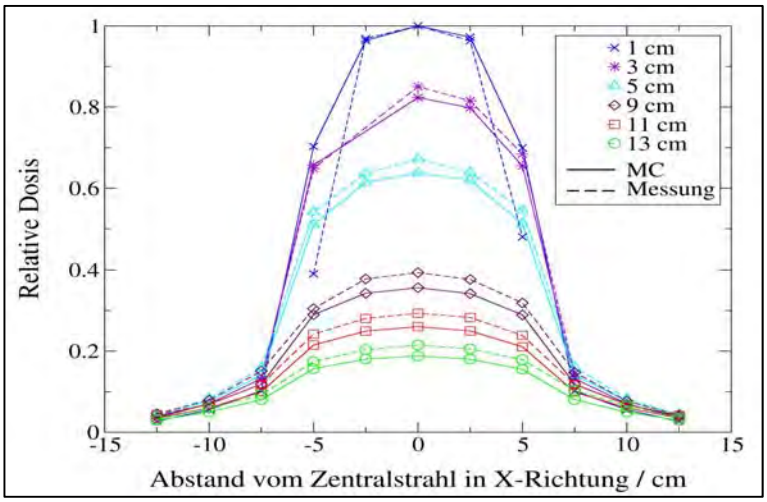


Abb.3: Vergleich zwischen Monte Carlo Ergebnissen (MC) und Messungen in PMMA-Plattenphantom entlang der kurzen Tubusachse in unterschiedlichen Tiefen. Applikator: 10x15/40 mit 1 mm Cu-Filter bei 200 kV.

P 76 Kleinfeld-Elektronentuben zur Oberflächenbestrahlung

A. Toussaint[1], K. Bratengeier[1], O. A. Sauer[1]
[1]Universität Würzburg, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie, Würzburg, Deutschland

Fragestellungen: Gesucht wurde ein Ersatzverfahren für ein seitens der Zuständigen Stelle nicht länger zu betreibenden RT50-Röntgentherapiegerät der Firma Philips. Ziel der Untersuchungen war es ein geeignetes Verfahren zu entwickeln, bei dem mittels unserer konventionellen Linearbeschleuniger oberflächliche Hautbestrahlungen in kleinen Runden Geometrien bis max. 5cm möglich werden.

Material und Methoden: Für einen Linearbeschleuniger Typ „Siemens Mevatron Primus M“ wurden die Herstellerseitig verfügbaren Kleinfeld-Elektronentuben mit zusätzlichen PMMA Passteilen versehen, so dass der Aufbaueffekt komplett im durchstrahlten PMMA auftritt und der Maximalwert der Tiefendosiskurve bei 5 MeV direkt an der Unterseite des modifizierten Applikators anliegt. Durch diese Verschiebung der Tiefendosiskurve stehen nun Kreisrunde Elektronenfelder mit Durchmessern von 2, 3, 4 und 5cm mit sehr stark abfallender Tiefendosis zur Direkteinstellung unter Sicht zur Verfügung.
Hierzu stehen 4 verschiedene Kleinfeld-Elektronentuben zur Auswahl. Allen gemein ist, dass sie mit einem 12mm dicken PMMA-Bolus versehen wurden um den Bereich des Aufbaueffekts in den Bolus zu verlegen und einen möglichst steile Tiefendosiskurve zu erhalten.

Ergebnisse: Der Dosisabfall in der Tiefe ist deutlich steiler als bisher beim RT50-Röntgentherapiegerät der Fall. Schon ab 7mm Tiefe ist die Dosis im Vergleich zu RT50 reduziert. (vgl. Tiefendosiskurven Abb. 1) Die Halbschattenbreite des Bestrahlungsfeldes direkt 1mm unter der Oberfläche ist größer als beim bisher verwendeten RT50-Röntgentherapiegerät, dies kann durch die Verwendung größerer Tuben und der Verwendung von Bleigummiblenden wieder ausgeglichen werden. (vgl. Abb. 3)
Die Bestrahlungszeiten für typische Dosen konnten durch anheben der maximalen Dosisleistung am Linearbeschleuniger auf 900MU/min für 5 MeV Elektronen in tolerablem Maß gehalten werden.
Nach anatomischer Möglichkeit sind die größeren Tuben mit Bleigummiblende zu bevorzugen, da sie eine größere Dosishomogenität (vgl. Abb. 3) und eine steilere Tiefendosiskurve (vgl. Abb. 1 und 2) aufweisen sowie kürzere Bestrahlungszeiten ermöglichen. (vgl. Abb. 2)

Zusammenfassung: Mit den modifizierten Kleinfeld-Elektronentuben besteht wieder die Möglichkeit, ohne Anschaffung, Betrieb und Wartung einer neuen Röntgentherapieeinrichtung, oberflächliche kleine Hautbefunde zu behandeln.

Anhang 1

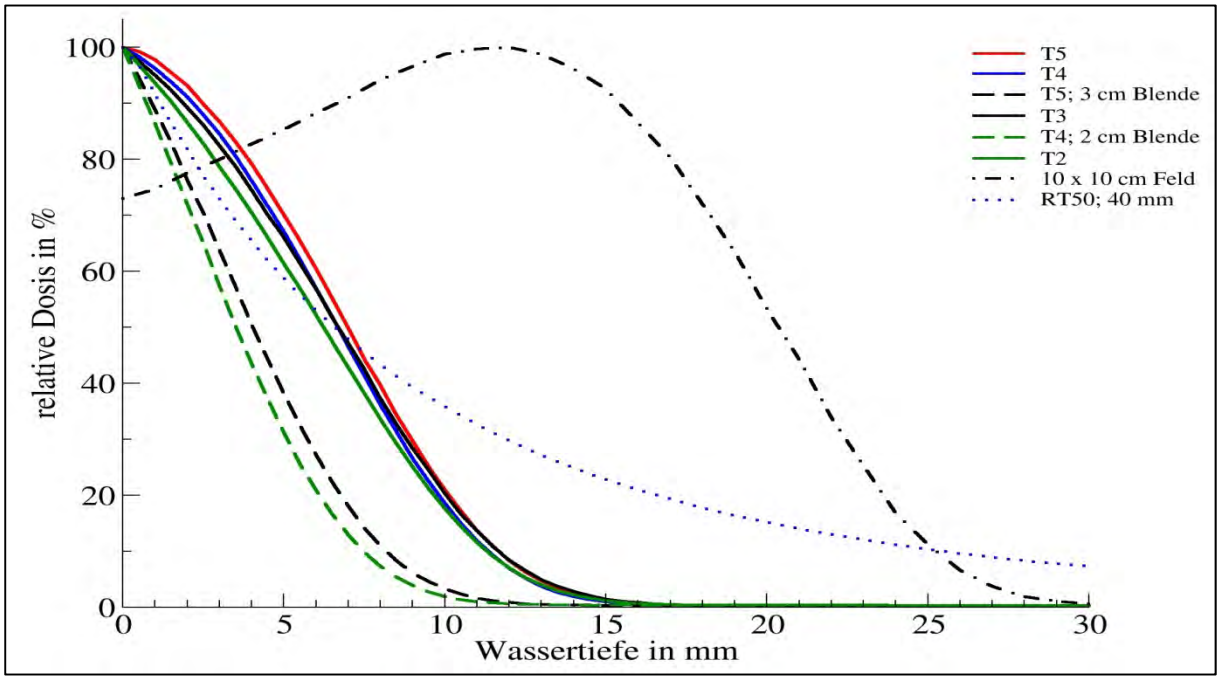


Abb.1: Normierte Wassertiefendosiskurven für Kleinfeld-Elektronentuben bei 5 MeV im Vergleich zu einem 10x10 cm Feld 5 MeV und typische RT50-Röntgenstrahlung mit 50 kV und 1 mm Aluminium Filter bei 40mm Trichterweite. Die Tiefendosiskurven für Kleinfeldtuben von 2 bis 5 cm sind mit durchgängigen Linien gekennzeichnet; Tubus-Bleiabschirmungs-Kombinationen sind gestrichelt dargestellt; die Strich-Punkt-Linie visualisiert den Tiefendosisverlauf für ein herkömmliches 10x10 cm 5 MeV Feld.

Anhang 2

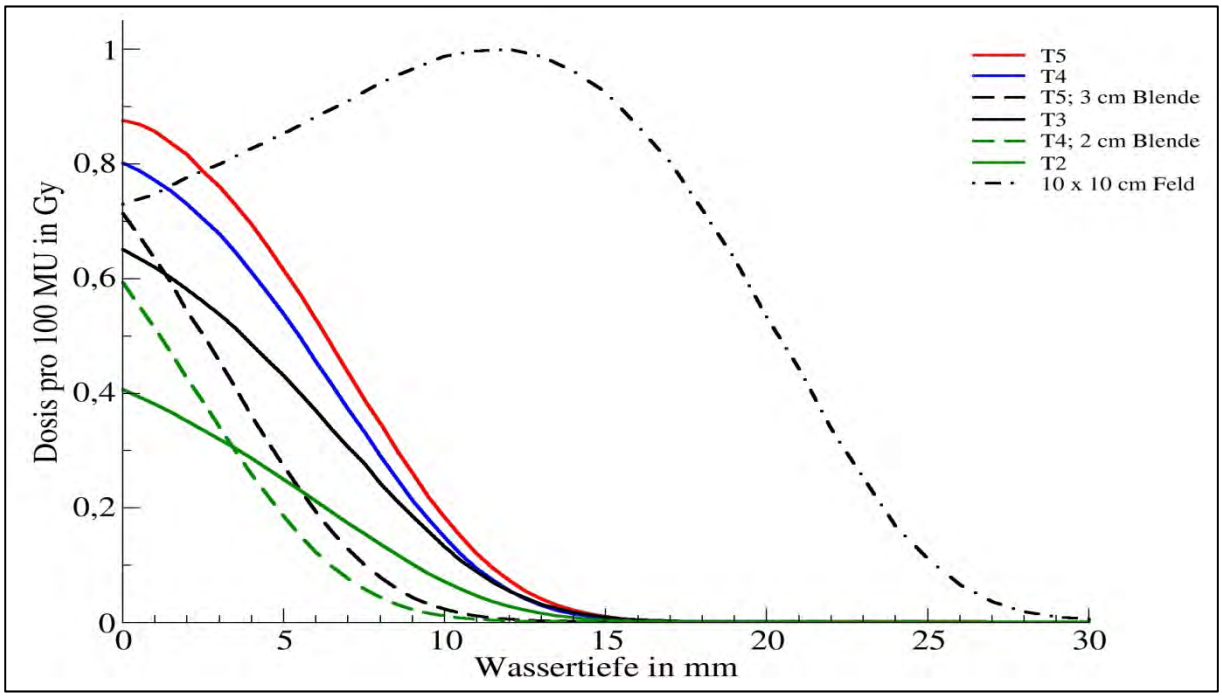


Abb.2: Skalierte Wassertiefendosiskurven für Kleinfeld-Elektronentuben bei 5 MeV im Vergleich zu einem 10x10 cm Feld 5 MeV und typische RT50-Röntgenstrahlung mit 50 kV und 1 mm Aluminium Filter. Die Tiefendosiskurven für Kleinfeldtuben von 2 bis 5 cm sind mit durchgängigen Linien gekennzeichnet; Tubus-Bleiabschirmungs-Kombinationen sind gestrichelt dargestellt; die Strich-Punkt-Linie visualisiert den Tiefendosisverlauf für ein herkömmliches 10x10 cm 5 MeV Feld und der Tiefendosisverlauf für Röntgentherapiestrahlung ist gepunktet dargestellt. Die Skalierung entspricht jeweils der Dosis bei 100 MU

Anhang 3

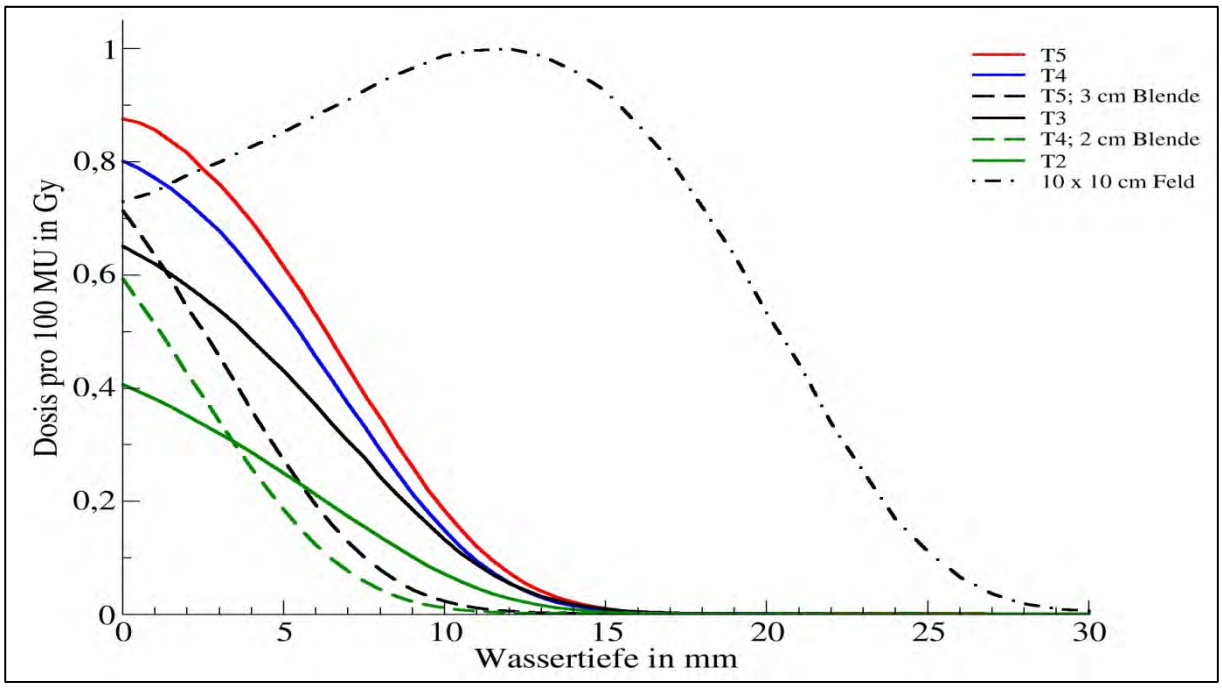


Abb.3: Normierte Dosisquerprofile 1 mm unter Applikatorende in Wasser; für Kleinfeldtuben von 2 bis 5 cm sind diese mit durchgängigen Linien gekennzeichnet; Tubus-Bleiabschirmungs-Kombinationen sind gestrichelt dargestellt; die Röntgentherapiestrahlung der jeweils angegebenen Trichterweite ist gepunktet dargestellt.

P 77 Anwendung der monoenergetischen Metallartefakt-Reduktion eines Zweispektren-Computertomographen (DECT) auf die Bestrahlungsplanung

E. Bär[1], A. Schwahofer[1], S. Kuchenbecker[2]
[1]DKFZ Heidelberg, Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland
[2]DKFZ Heidelberg, Heidelberg, Deutschland

Einleitung: In der bildgebenden Diagnostik werden seit einiger Zeit neuentwickelte Algorithmen zur Metallartefakt-Reduktion (MAR) in CT-Aufnahmen erprobt, welche die Darstellung und die Untersuchung von Patienten mit Metallimplantaten verbessern [1-4,6,8].
In der Strahlentherapie sind Metallartefakte ebenso ein Problem, denn sie erschweren zum einen die Abgrenzung des Zielvolumens und führen zum anderen zu Ungenauigkeiten in der Dosisberechnung. In dieser Arbeit soll ein alpha-Blending beruhend auf einem DECT hinsichtlich seiner konsistenten Wiedergabe der CT-Werte (HU) zu der Elektronendichte (ρ_e) Konversion und somit der Anwendbarkeit auf die Dosisberechnung in der Strahlentherapie untersucht werden.

Material und Methoden: Verwendet wurde ein Gammex Phantom RMI 467 (32 cm Durchmesser) mit gewebeäquivalenten Einsätzen und verschiedenen Metalleinsätzen (Aluminium, Titan, Stahl, Messing). CT-Daten wurden mit einem klinischen CT-Gerät vom Typ Somatom Definition Flash (Siemens Medical Solutions, Forchheim) aufgenommen. Das Gerät verfügt über zwei Röntgenröhren mit je einem Detektor. Für die Messungen wurde die Kombination der Röhrenspannung auf 100 kV_p und 140 kV_p Sn festgelegt. Dadurch ergibt sich ein Mischspektrum von ca. 120kV bei einer Gewichtung von 0,5 des alpha-Blendings. Aufgrund der baulichen Anordnung des Detektor-Systems des verwendeten CT-Geräts ist das Messfeld des zweiten Detektors auf 33 cm reduziert, wodurch die Erzeugung der Mischbilder und die Anwendung von Filtern auf dieses Sichtfeld (FOV) beschränkt sind. Der in der Siemens Syngo Software implementierte Algorithmus zur Erzeugung von monoenergetischen Bildern entspricht mathematisch einem alpha-Blending basierend auf den Aufnahmen mit den beiden zuvor genannten Röhrenspannungen (Energien).
Pro Metalleinsatz wurde a) ein Datensatz aufgenommen mit der Gewichtung 0,5 der beiden Energien und b) ein monoenergetischer Datensatz erstellt. Bei Letzterem wurde jeweils diejenige Energie gewählt, welche nach optischen Kriterien die beste Metallartefakt-Reduktion liefert. Als Referenz diente dabei der Datensatz einer DECT-Aufnahme des Phantoms mit einem Einsatz aus Festwasser anstelle des Metalleinsatzes (Abb. 1).
Zur Überprüfung einer konsistenten Darstellung wurden die HU der jeweiligen Einsätze gemessen und in einem Volumen über 11x11 Voxel und 10 Schichten gemittelt. Die Mittelwerte wurden in ρ_e konvertiert und die Toleranzgrenzen basierend auf 1% Fehler in der Dosisberechnung gewählt.
Ein IMRT-Plan wurde auf Basis der Referenz berechnet, anschließend auf die unkorrigierten und korrigierten CT-Bilder übertragen. Zur Auswertung wurden die Dosisverteilungen von korrigiertem, unkorrigiertem CT-Bild und Referenzbild miteinander verglichen und auf klinische Relevanz überprüft.

Ergebnisse: Die Ergebnisse der Überprüfung der HU zu ρ_e Konversion sind in Abb. 2 dargestellt. Es ist zu sehen, dass die CT-Werte des Referenzbildes ohne Metalleinsatz für alle gewebeäquivalenten Einsätze innerhalb der festgelegten Toleranzgrenzen für 1% Dosisfehler liegen (rote Linien). Mit Metalleinsatz konnte sowohl für die Mischbilder a) als auch für die Aufnahmen mit reduzierten Metallartefakten b) keine streng monoton ansteigende HU-Konversionskurve bestimmt werden. Somit lassen sich keine eindeutigen Elektronendichten zuordnen.
Bei den monoenergetischen Bildern konnten zwar die Abweichungen zur Referenz verringert werden, jedoch lagen nicht alle CT-Werte der gewebeäquivalenten Einsätze innerhalb der Toleranzgrenzen.
Vergleiche der Dosisverteilungen des IMRT-Plans zeigten folgende Ergebnisse: die Dosisverteilungen der Mischbilder und der monoenergetischen Bilder zeigten eine Abweichung von bis zu 5% im Bereich der Artefakte im Vergleich zu den Dosisverteilungen auf den Referenzaufnahmen (Abbildung 3).

Zusammenfassung: Generell lässt sich aus dem Verlauf der Konversion von HU zu ρ_e des Referenzbildes ohne Metalleinsatz schlussfolgern, dass DECT-Aufnahmen zur Planung für die Strahlentherapie theoretisch geeignet sind. Dies wird allerdings durch das verkleinerte FOV von 33 cm Durchmesser limitiert, da nur in diesem Bereich Daten von beiden Messfeldern rekonstruiert werden können. Die Metallartefakt-Reduktion lässt sich dementsprechend auch nur innerhalb des verkleinerten FOV anwenden.
Metallimplantate führen je nach Dichte zu Überlagerungs-, Streifen- und Auslöschungsartefakten der angrenzenden Weichteilgewebe im Patienten. Das Gammex-Phantom wurde mit verschiedenen Metalleinsätzen mit dem klinischen CT-Gerät mehrfach gemessen und die generierten

monoenergetischen Daten hinsichtlich der Reduktion der Metallartefakte getestet. Direkt angrenzend an den Metalleinsatz treten vorwiegend Auslöschungsartefakte auf, die durch erhöhte Absorption der Photonen im Metall selbst entstehen und dadurch ein verringertes Signal am Detektor verursachen. Diese können durch den Algorithmus nicht behoben werden [3]. Die Auswertung der HU zu ρ_e Konversion ergab für die Mischbild- und die Monoenergieaufnahmen zu hohe Schwankungen im Verlauf der Kurve bedingt durch oben aufgeführte Artefakte. Somit erfolgt kein streng monotoner Anstieg und eine eindeutige Zuordnung der CT-Werte zu ρ_e ist nicht möglich.
Bezogen auf die Phantomaufnahmen mit Metalleinsätzen stellt diese Variante der MAR für den Einsatz in der Strahlentherapie zur Verbesserung der Genauigkeit der Dosisberechnung keine Lösung dar. Das wird durch die Ergebnisse der berechneten Dosisverteilungen in dieser Arbeit bestätigt.
Für die Anwendbarkeit der Metallartefakt-Reduktion in der Strahlentherapie, sowohl für Photonen- als auch für Protonen- und Ionentherapie, sollten daher weitere Methoden, die auf die Rohdaten zurückgreifen, untersucht werden [1,2].

Literatur

[1] Lell M.M., Meyer E., Kachelrieß M., et al. *Normalized Metal Artifact Reduction in Head and Neck Computed Tomography.* Invest. Radiol. 2012, 47(7), 415 - 421
[2] Meyer E., Raupach R., Lell M., Kachelrieß M., et al. *Frequency Split Metal Artifact Reduction (FSMAR) in Computed Tomography*. Med. Phys. 2012, 39 (4), 1904 – 1916
[3] Bamberg F, Dierks A, Nikolaou K, et al. *Metal artifact reduction by dual energy computed tomography using monoenergetic extrapolation*. Eur Radiol. 2011; 21:1424 - 1429
[4] Zhou C, Zhao YE, Luo S, et al. *Monoenergetic imaging of dual-energy CT reduces artifacts from Implanted metal orthopedic devices in patients with fractures.* Acad Radiol. 2011; 18:1252 - 1257.
[5] Saito M., et al. *Potential of dual-energy subtraction for converting CT numbers to electron density based on a single linear relationship*. Med. Phys. 2012, 39 (4), 2021 – 2030
[6] Li H., Low D., Moore K., Klahr P., Michalski J., Gay H. A. ,Thorstad W., Mutic S., *Clinical evaluation of a commercial orthopedic metal artifact reduction tool for CT simulations in radiation therapy*. Med. Phys. 2012, 39 (12), 7507 – 7517
[7] Spadea M. F., Verburg J., Baroni G., Seco J., *Dosimetric assessment of a novel metal artifact reduction method in CT images*. J App Clin Med Phys 2013, Vol. 14 (1), 299 – 304
[8] Yazdia M., Gingras L., Beaulieu L., *An adaptive approach to metal artifact reduction in helical computed tomography for radiation therapy treatment planning: Experimental and clinical studies*. Int. J Rad. Oncol. Biol. Phys. 2005, Vol. 62 (4), 1224 – 1231
[9] Landry G., Reniers B., Granton P. V., van Rooijen B., Beaulieu L., Wildberger J. E., Verhaegen F., *Extracting atomic numbers and electron densities from a dual source dual energy CT scanner: Experiments and a simulation model*. Radioth. and Oncol. 2011, Vol. 100, 375 – 379
[10] Verburg J., Seco J., *CT metal artifact reduction method correcting for beam hardening in missing projections*. Phys. Med. Biol. 2012, Vol. 57, 2803 – 2818
[11] Thomas S. J. et al. *Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning*. The Brit. Jour. of Radiol. 1999, Vol. 72, 781 - 786

Anhang 1

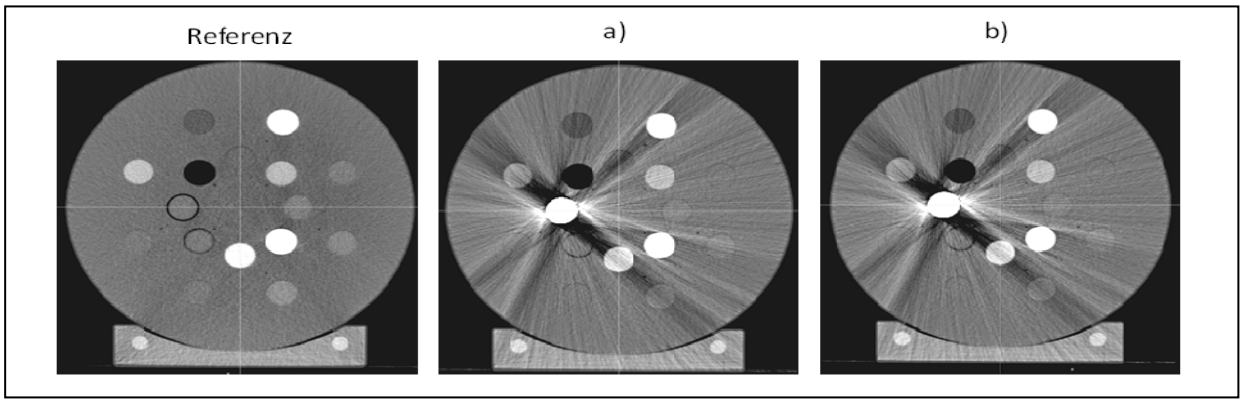


Abb.1: CT-Aufnahmen im DECT für Referenz, a) Mischbild und b) monoenergetisches Bild bei 85 keV am Beispiel von Stahl.

Anhang 2

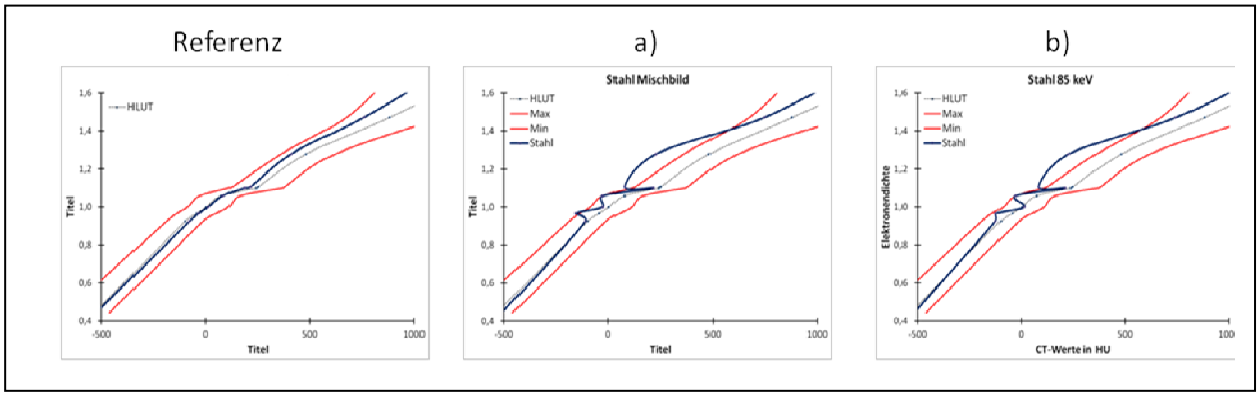


Abb.2: Konversionskurven für Referenz, a) Mischbild und b) monoenergetisches Bild am Beispiel von Stahl.

Anhang 3

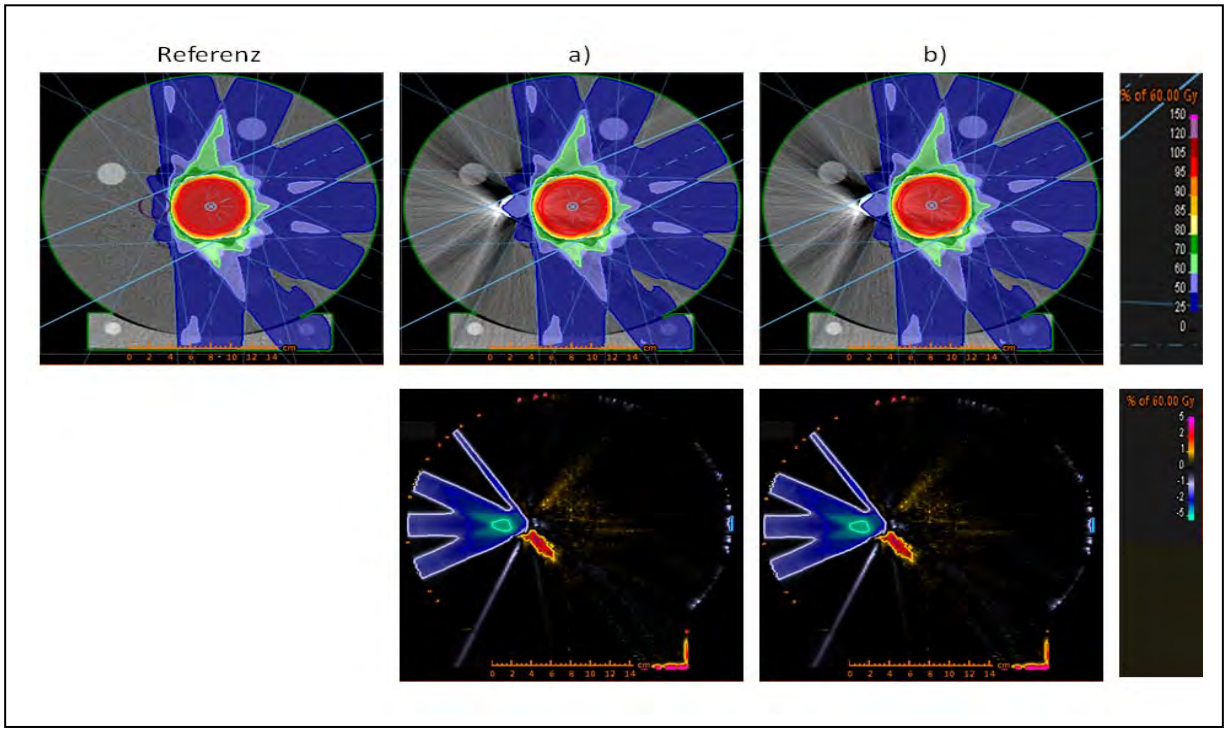


Abb. 3: Dosisverteilungen für Referenz, a) Mischbild und b) monoenergetisches Bild in Zeile 1. In Zeile 2 sind die Differenzbilder für die Dosisverteilungen bezogen auf das Referenzbild dargestellt.

P 78 Verification of a Monte-Carlo virtual source model for a set of treatment applicators

O. Nwankwo[1], S. Clausen[1], F. Schneider[1], F. Wenz[1]
[1]Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Mannheim, Deutschland

Introduction: A virtual source model (VSM) of the INTRABEAM® device (Carl Zeiss, Oberkochen, Germany) for Monte Carlo (MC) dose calculation was recently developed by our institution. The detailed procedure that was used to create the model is available in a recent publication[1]. The accuracy of the model was verified for the Gyn applicator (used for brachytherapy) and against a reference central axis depth dose curve that was made in a water tank. This work aims to verify the accuracy of the model for the more complex spherical applicator type, which are most commonly used for the intraoperative irradiation of the breast following tumor resection.

Method: The geometries of the applicators were modeled in Geant4. The VSM was used to generate primary photons that were tracked through the experimental geometries. The energy deposited outside the applicators during the simulation were scored in a voxelized 15 cm^3 volume filled with 2.7 x 10^7 voxels. The central axis plane of the applicators were extracted from the calculated 3D dose and compared to EBT2 film measurements using profile and gamma analysis (2% / 2 mm analysis criteria).

Results: Profile comparison show good agreement between the calculated and measured datasets. Gamma analysis also shows good agreement (> 95% pixel pass rate) between the compared datasets. **Conclusion:** The accuracy of VSM has been validated for the spherical applicators. The VSM can be used for the purpose of treatment planning to estimate patient dose.

References

[1] O. Nwankwo, S. Clausen, F. Schneider and F. Wenz, Physics in medicine and biology **58** (7), 2363 (2013).

P 79 Multiple-template approach to deal with overlapping effects in fluoroscopic tracking of lung tumors

H. Teske[1,2], M. Schwarz[2], F. Sterzing[3], R. Bendl[1,2]
[1]Hochschule Heilbronn, Medizinische Informatik, Heilbronn, Deutschland
[2]DKFZ Heidelberg, Abteilung für Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland
[3]Universitätsklinikum Heidelberg, Abteilung für Radioonkologie und Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

Introduction: Irradiation of lung tumors is a challenging task in radiotherapy since the breathing induced motion of the target volumes cannot be suppressed during the whole treatment session. So it is essential to locate the tumor position in real-time. Direct image-based tracking of tumors might fail if they will be overlapped by bony structures during patient's breathing. In this study, an approach is presented which can determine the position of a tumor accurately, even if it is overlapped by ribs.

Material und Methods: A sequence of 187 fluoroscopic images recorded during six breathing cycles was analyzed to determine the induced tumor motion. A team of four experts manually determined the position of the tumor in each fluoroscopic image. The contour of the tumor was gained from the projected GTV of the planning-CT. The mean positions for each image were used as ground-truth for the tumor's position. The averaged inter-observer standard deviation in x (left-right) adds up to 2.83 pixels (1.13 mm), in y dimension (cranio-caudal direction) up to 6.69 pixels (2.68 mm). The range of motion of the tumor reaches 15.9 pixels (6.36 mm) in left-right and 54.25 pixels (21.70 mm) in cranio-caudal direction. Within the exhale phase, the tumor volume was partially overlapped by a rib (Fig. 2). To demonstrate the behavior of a commonly used registration method, a block matching algorithm based on cross-correlation was used to calculate the motion vector relatively to a pre-selected reference image. As reference image, the image of the maximum inhale phase was selected, where the tumor was almost not overlapped by the rib.
Alternatively a multiple-template approach [1] was used and the results are compared to the results of the block matching algorithm (Fig. 1). In this approach, several reference images (templates) are defined prior to registration. The tumor positions are determined in each reference image. For tracking the similarity between the current image and each template, the correlation value was calculated. The template that yields the highest correlation value was used as a reference image for a subsequently performed block matching algorithm. In this dataset, four templates were selected from maximum exhale to maximum inhale to represent the tumor variability in this breathing phase.

Results: The block matching algorithm performs well in the inhale phase of the breathing cycle. But as soon as a rib overlaps the tumor in the exhale phase, the algorithm is not capable of determining the position of the tumor accurately. Compared to the ground-truth, the multi template approach is able to determine the tumor position with an error (mean ± SD) of 1.90 ± 1.40 pixels (0.76 ± 0.56 mm) in x dimension and 3.38 ± 2.60 pixels (1.35 ± 1.04 mm) in y dimension.

Conclusion: The performance of direct image-based tracking is greatly reduced when the tumor volume is overlapped by a bony structure. We have developed a registration technique based on a multi-template approach. It turns out to be an accurate method that can deal with those difficulties. Thus it can overcome the inaccuracies deriving from the overlapping effects in the exhale phase and the calculated positions fit quite well into the range determined manually by a group of four experts.

References

[1] Cui Y, Dy JG, Sharp GC, Alexander B and Jiang SB 2007 Multiple template-based fluoroscopic tracking of lung tumor mass without implanted fiducial markers *Phys. Med. Biol.* **52** 6229-6242

Anhang 1

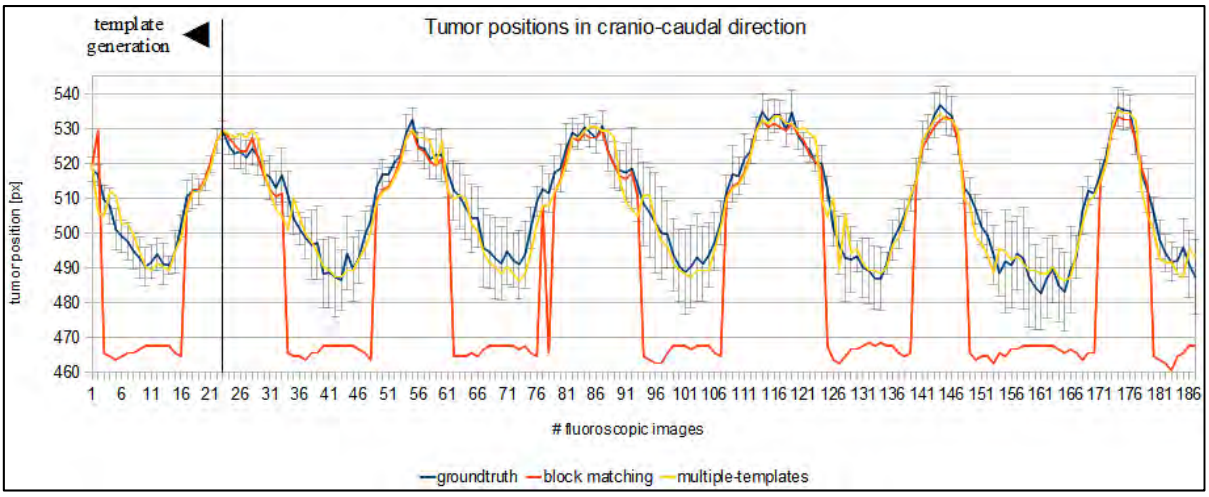


Abb.1: Comparison of averaged manually determined tumor positions (ground-truth, blue) to resulting positions of block matching (red) and multiple-template approach (yellow).

Anhang 2

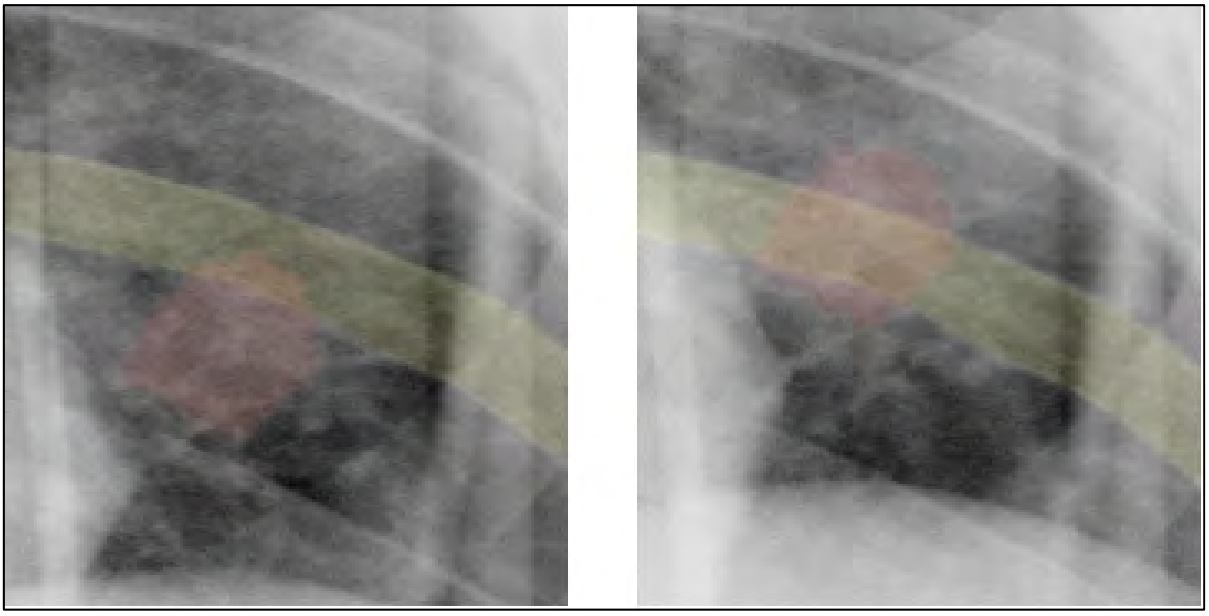


Fig.2: Schematic representation of an overlapping effect. Left: The tumor (red) is almost not overlapped by the rib (yellow) in the inhale phase. Right: The tumor is partially overlapped by the rib in the ex-hale phase.

P 80 Extrakranielle stereotaktische Radiotherapie (ESRT) im Bereich der Lunge ohne 4D-CT Bildgebung

U. Wolf[1], N. Murr[1], H. Weigelt[1]
[1]Universitätsklinikum Leipzig, Klinik für Strahlentherapie, Leipzig, Deutschland

Fragestellungen: Für eine Stereotaktische Lungenbestrahlung ist es erforderlich, die Tumorbewegung und somit die Ortsaufenthaltswahrscheinlichkeit des Tumors während der normalen Atmung des Patienten zu kennen. Aber welche Alternativen gibt es, wenn keine 4D-Computertomografie und damit keine zeitaufgelöste Bildgebung zur Verfügung steht?

Material und Methoden: Bei dem nachfolgend beschriebenen Verfahren ist der Patient mit Hilfe eines Doppelvakuumsystems (BodyFIX-System, Fa. Medical Intelligence) in Kombination mit einer hauseigenen Armhalterung fixiert (Abb.1). Im Anschluss an ein normales Planungs-CT (Somatom Emotion, Fa. Siemens) über den gesamten Lungenbereich werden bei unveränderter Patientenposition und immer gleichbleibender Tischposition 8-10 CT-Serien mit verringerter Dosis („Low Dose"-CTs) und stark auf den Tumor eingegrenzten Scanbereich gefahren. Aus allen „Low Dose"-CTs wird eine Durchschnittserie erzeugt, in welcher eine sogenannte Tumorwolke erkennbar wird, die die Aufenthaltswahrscheinlichkeit des Tumors bei normaler Atmung des Patienten widerspiegelt[1] (Abb.2). Ist die Bildgebung erfolgt, so zeichnet der Arzt in alle CT-Serien ein „Clinical Target Volume" (CTV = GTV + 2 mm Margin) ein und erzeugt durch das Summieren aller CTVs ein „Internal Target Volume" (ITV). ITV + 3 mm Margin ergeben dann das „Planning Target Volume" (PTV) (Konturierung: iPlan, Fa. BrainLAB). Der Bestrahlungsplan beinhaltet 7-9 Stehfelder mit einer Energie von 7 MV (ohne Ausgleichfilter, 2000 MU/min) geplant auf das normal gefahrene Planungs-CT. Die Dosierung beträgt 8 x 7,5 Gy bezogen auf die 80%-Isodose (Bestrahlungsplanung: Oncentra Masterplan, Fa. Elekta). Bei der Simulation (Simulix Evolution, Fa. Elekta) des Bestrahlungsplans wird unter Durchleuchtung geprüft, ob der Tumor sich innerhalb der Feldgrenzen bewegt. Des Weiteren wird vor jeder einzelnen Fraktion ein kV-Cone-Beam CT (kV-CBCT) direkt am Beschleuniger (Artiste, Fa. Siemens) durchgeführt und dieses mit dem Planungs-CT und dem dazugehörigen Strukturdatensatz registriert (Abb.3), um etwaige Lageabweichungen zu korrigieren.

Ergebnisse: Die beschriebene Methode der ESRT erweist sich als gute Alternative, wenn für die Bildgebung kein 4D-CT zur Verfügung steht. Die Dosisbelastung der „Low Dose"-CTs ist um den Faktor 6 kleiner als bei einem Standard-CT[1], so dass sich mit dem normalen Planungs-CT und den 8-10 „Low Dose"-CT-Serien eine ca. 2,7fache Dosisbelastung für den Patienten gegenüber einer Standardbestrahlung ergibt. Diese ist aber immer noch kleiner als die ca. 3,7 – 14fache [2] Dosisbelastung durch ein 4D-CT.
Die mittlere Tumorbewegung der bisher behandelten Patienten betrug nicht mehr als 5 mm in alle Richtungen und das größte behandelte Volumen lag bei ca. 59 cm³, so dass die Empfehlungen der Leitlinie der DEGRO zur ESRT hinsichtlich der Tumorbewegung (5 - 8mm) und des Volumens des PTVs (≤ 150 cm³) eingehalten wurden[3].
Aufgrund der hohen Dosisleistung von 20 Gy/min bei Energien ohne Ausgleichsfilter kommt es trotz hoher Einzeldosen und kV-CBCT zu keiner Verlängerung der Behandlungszeit, wie z.B. bei der ESRT mit Atem-Gating.

Zusammenfassung: Zusammenfassend kann gesagt werden, dass mit der hier vorgestellten Methode eine leitlinienkonforme Extrakranielle Stereotaktische Radiotherapie im Bereich der Lunge auch ohne 4D-CT Bildgebung erfolgen kann.

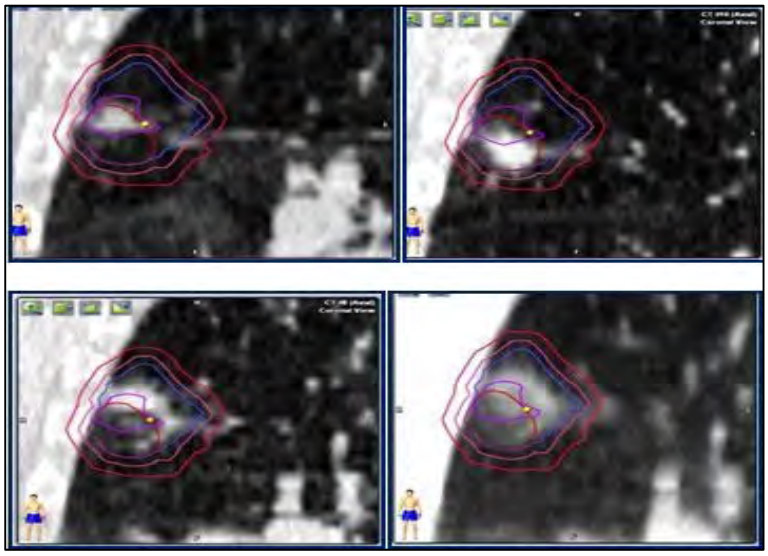
Literatur

[1] Koal, T.: „Modellierung intrafraktioneller Organbewegung und Vorstellung eines neuen Verfahrens zur Bestimmung der Aufenthaltswahrscheinlichkeit während der CT-Bildgebung, sowie Ableitung möglicher Konsequenzen für die Bestrahlungsplanung"; Diplomarbeit; Leipzig, Juli 2006 – März 2007
[2] Block, A.: „Dosis und Bildqualität eines retrospektiven 4D-CT: Eine dynamische Phantomstudie" Fortschr Röntgenstr 2008; 180-WI_PO_88 DOI: 10.1055/s-2008-1074013
[3] Leitlinie der DEGRO: „Extrakranielle Stereotaktische Radiotherapie (ESRT)"
[4] Opper, S.: „Implementierung und Evaluation einer 4D-CT gestützten Bestrahlungsplanung zur Radiochirurgie von Bronchialkarzinomen"; Diplomarbeit; Marburg, Oktober 2011
[5] Müller, T.: „Entwicklung von Verfahren zur Verbesserung der Genauigkeit bei der stereotaktischen Bestrahlung von bewegten Targets in der Lunge"; Diplomarbeit; Regensburg, 2006

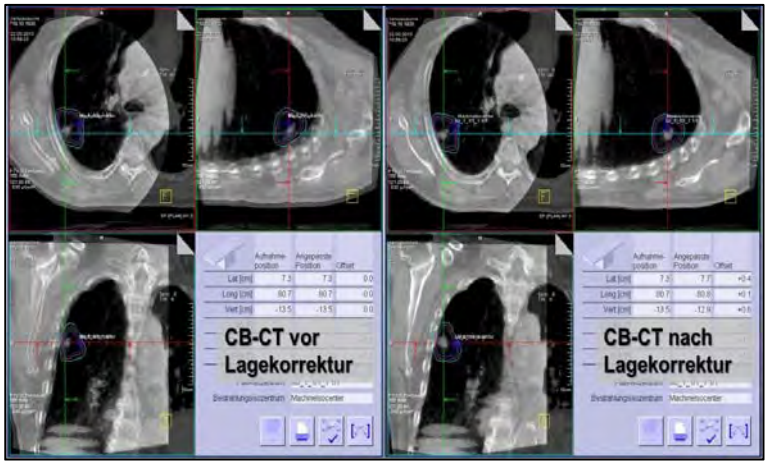
Anhang 1



Anhang 2



Anhang 3



P 81 Ist die planbezogene QA bei der IMRT immer notwendig?

A. Brendemühl[1], T. Hilger[1], W. Baus[1]
[1]Uniklinik, Strahlentherapie, Köln, Deutschland

Fragestellungen: In der DIN 6875-3 [1] wird für jeden IMRT-Plan als Qualitätssicherung (QS) entweder eine Nachrechnung mit einem anderen Planungssystem oder eine individuelle Messung gefordert. Mittlerweile handelt es sich bei der IMRT jedoch um ein etabliertes Verfahren, woraus die Frage resultiert, ob eine planbezogene Messung überhaupt noch notwendig ist.

Material und Methoden: Die 9-Felder IMRT wird an der Uniklinik Köln mit Eclipse 10.0. (Varian) geplant und am Truebeam STx (Varian) durchgeführt. In dem hier aufgeführten Fall wurde der Smart Leaf-Motion Calculator und die step-and-shoot Methode verwendet. Zur patientenbezogenen Plan-QS werden zwei QS-Pläne erstellt. Die Messung der Absolutdosis erfolgt in einem Zylinderphantom mit einer Semiflex Ionisationskammer (0.125 cm³, PTW). Zur Relativmessung wird der IMRT-Plan aus dem Gantrywinkel 0° auf ein Plattenphantom abgestrahlt, in dem sich in 10 cm Tiefe ein 2D-Array (PTW) befindet. Anschließend werden die Array-Messungen mit dem aus Eclipse exportierten rt-dose-object anhand des Gamma-Kriteriums bewertet (Verisoft 4.2, PTW). Die Parameter des Gamma-Kriteriums belaufen sich hierbei auf distance-to-agreement (DTA) 3.0 mm und dose-difference (ΔD) 3%.

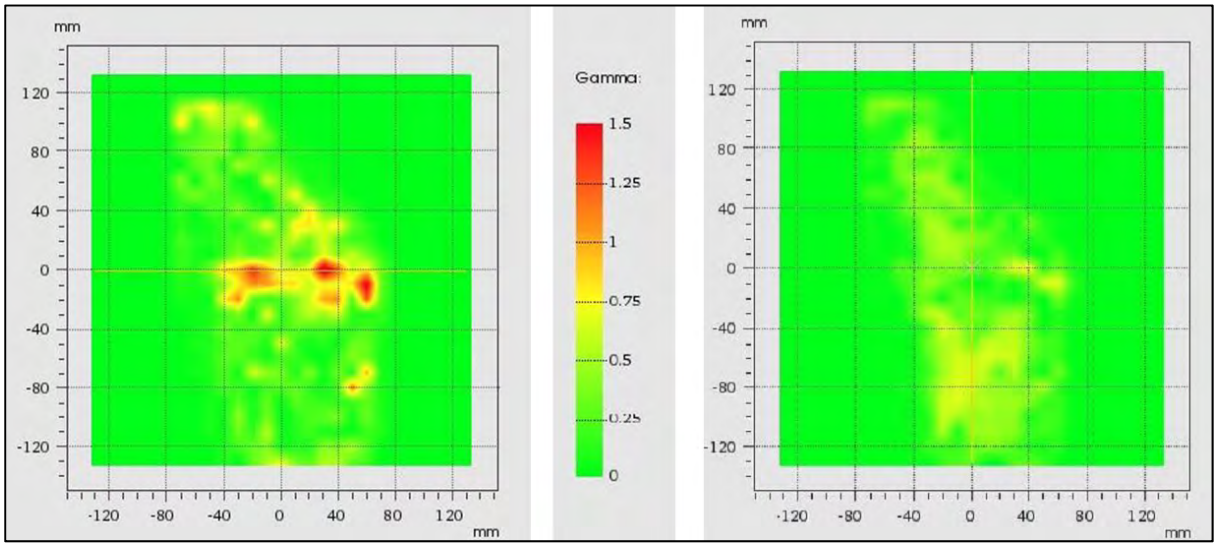
Ergebnisse: Nur in wenigen Fällen ergaben sich bei den Messungen größere Abweichungen. Auffällig war jedoch, dass insbesondere bei größeren Feldern, d.h. mit mehreren Schlittengruppen (carriages), der Gamma-Index größere Fehler anzeigte, wie beispielsweise in Abbildung 1 (links). Die roten Stellen der Matrix zeigen, wo das Gamma-Kriterium nicht erfüllt wird Gamma > 1. Nach mehreren Tests ergab sich, dass das dosimetric-Leaf-Gap im in Eclipse zu groß eingestellt war. Bei den Überprüfungen nach DIN 6847-5 fiel dies nicht auf, sondern ausschließlich bei der IMRT-Verfikation. Nach der Neueinstellung des dosimetric-Leaf-Gaps wurde der Plan (Abb. 1 links) erneut berechnet und gemessen. Wie man in Abbildung 1 rechts deutlich erkennen kann, zeigt die Verifikation eine wesentlich bessere Übereinstimmung zwischen dem gemessenen Feld und dem dazugehörigen geplanten Feld.

Zusammenfassung: Anhand der Ergebnisse und Erfahrungen kann die anfängliche Frage nicht konkret mit „Ja“ oder „Nein“ beantwortet werden. In dem hier dargestellten Fall zeigte die IMRT-QS eine Abweichung des Systems auf. Um den Arbeitsaufwand für die IMRT-QS eventuell geringer zu gestalten als bisher, könnte allerdings dazu übergegangen werden, nur noch einen gewissen Anteil der Pläne zu überprüfen beispielsweise einmal pro Woche oder bei kritischen bzw. besonderen Plänen z.B. bei hoher Vorbelastung des Patienten oder großen Feldern. Voraussetzung für eine Herabsetzung der IMRT-QS ist allerdings, dass die geforderte Maschinen-QS erfolgreich durchgeführt wird.

Literatur

[1] DIN 6875-3 (2008), Beuth Verlag GmbH

Anhang 1


mm
120
80
40
0
-40
-80
-120
-120 -80 -40 0 40 80 120
mm
Gamma:
1.5
1.25
1
0.75
0.5
0.25
0
mm
120
80
40
0
-40
-80
-120
-120 -80 -40 0 40 80 120
mm

P 82 Welchen Einfluss übt die Wahl der Gatingfensterposition und -ausdehnung auf die Dosisverteilungen bei atemgetriggerten Bestrahlungen aus?

A. Block[1], E. Becker[2], J. Lenz[3], O. Waletzko[4], U. Stöber[2], R. Rohn[4], B. Spaan[3]
[1]Klinikum Dortmund, Medizinische Strahlenphysik, Dortmund, Deutschland
[2]Fachhochschule Münster, Physikalische Technik, Münster, Deutschland
[3]TU Dortmund, Experimentelle Physik V, Dortmund, Deutschland
[4]Praxis für Strahlentherapie am Klinikum Dortmund, Dortmund, Deutschland

Hintergrund und Ziel: Das Ziel von atemgetriggerten Bestrahlungen ist das weitgehende "Einfrieren" der atmungs-induzierten Zielvolumenbewegungen. Dabei wird in der Regel die Wahl der Gatingfensterposition bei atemgetriggerten Bestrahlungen im Thoraxbereich von äußeren Parametern, wie der Reproduzierbarkeit der signalgebenden Atmungskurve (meistens ist dies die Exspirationsphase) und die Größe des Gatingfensters von der Länge der Behandlungszeit (d.h. die Gesamtzeit von "first beam on" bis "last beam out") abhängig gemacht. Die sonst in der Strahlentherapie so sorgfältig analysierte Dosisverteilung wird bei diesen Überlegungen etwas aus dem Auge verloren. Ziel dieser Studie ist es, experimentell den Einfluss der Gatingfensterpositionen und -größen auf die Dosisverteilungen bewegter Targets zu untersuchen.

Methodik: Diese Studie wurde am Clinac 2100C/D, der mit dem RPM-System (Fa. Varian) ausgerüstet ist, bei den Photonenenergien 15 MV durchgeführt. Die Dosisverteilung wurde mit dem 2D-Array MapCheck 2 (Fa. SunNuclear), das mit 1527 Halbleiterdetektoren (0,8 mm x 0,8 mm), bestückt ist, gemessen. Zur Simulation der Patientenbewegung wurde der Hochpräzisionsmesstisch MotionSim (Fa. Sun Nuclear) verwendet. Obwohl der Hochpräzisionsmesstisch auch das Abfahren von sowohl irregulären inneren (Zielvolumen), als auch äußeren (die durch den auf der Patientenbrust des Patienten platzierten Markerblock aufgenommene Signalgeberkurve) Bewegungsmustern erlaubt, wurden zwei repräsentative reale Patientenkurven (minimale und maximale Amplituden) in periodische Sinuskurven umgewandelt. Der Grund dafür war der Wunsch unterscheiden zu können, welche Effekte von den reinen Bewegungsparametern und welche von den unterschiedlichen Verweildauern auf der Bewegungsstrecke aufgrund unperiodischer Bewegungsmuster herrühren. Die erste umgewandelte periodische Patientenkurve wurde für die Signalgeberkurve mit

$$GS(x) = 0{,}2645 \cdot \sin\left(\frac{t \cdot 2\pi}{2{,}7964}\right)$$

eingegeben. Der Faktor 0,2645 cm entspricht der Amplitude der Markerblockbewegung und das Argument 2,7964 s im Nenner der Sinusfunktion der Periodendauer. Die Targetbewegung des Patienten 1 wurde umgerechnet in die periodische Funktion

$$y(x) = 0,\ 6036 \cdot \sin\left(\frac{t \cdot 2\pi}{2{,}7964}\right).$$

Der Patient 2 wurde mit folgenden Funktionen bewegt:

$$GS(x) = 0{,}8572 \cdot \sin\left(\frac{t \cdot 2\pi}{3{,}9688}\right)$$

$$y(x) = 0{,}3902 \cdot \sin\left(\frac{t \cdot 2\pi}{3{,}9688}\right).$$

Das Gatingfenster wurde in 1 mm Schritten an verschiedenen Positionen auf der Signalgeberkurve GS aufgefahren.

Ergebnis: Im bewegten Target ändert sich die Ausdehnung der 50%-Isodose (Feldgrenze nach ICRU 50) in Bewegungsrichtung nicht, alle Isodosenlinien darüber verschmälern sich, die darunter werden gestreckt. Eine mittlere Gatingfensterposition (d.h. an den Wendepunkten der Sinuskurve) überführt die Isodosenverteilungen annähernd in die des Ruhezustandes. Ein Gatingfenster in Exspirationsphase führt zu einer Asymmetrie der Dosisverteilung in caudaler Richtung. Es werden also zusätzliche Areale am caudalen Targetrand bestrahlt und Areale am cranialen Targetrand ausgespart. Die räumlich exakt gespiegelte Situation liefert ein Gatingfenster in Inspirationsphase. Die Ausprägung der Asymmetrie ist weitestgehend von der Amplitudengröße der Bewegung und nicht von der Geschwindigkeit abhängig. Die gegenüber Bewegung 1 weniger ausgeprägte Targetbewegung 2 induziert auch geringere Effekte. Eine Gatingfenstergröße von 1 mm nähert die Dosisverteilung am besten der Ruheverteilung an, allerdings weicht die Absolutdosis um fast 20% ab. Ab 2 mm Fenstergröße stimmt die Absolutdosis mit der im Ruhefall exakt überein. Wird das Fenster auf 20 % der Signalamplitude gesetzt (führt zu großer

Verlängerung der Behandlungszeit) beträgt die Verschmälerung der 90%-Isodosenlinie auch nur noch knapp 20%, wird hingegen das Fenster auf 75% vergrößert, wird die Verschmälerung der 90%-Isodosenlinie immer noch auf weniger als 50% reduziert.

Schlussfolgerung: Die Dosisverteilung des Targets ist stark abhängig von Position und Größe des Gatingfensters. Die ausgeprägte Asymmetrie in der Dosisverteilung bei atemgetriggerten Bestrahlungen kann zu dramatischen Unter- und Überdosierungen an den Feldrändern in Bewegungsrichtung führen, wenn sie nicht in der Planung berücksichtigt wird. Der geeignete Weg, wäre ein Planungs-CT, das in derselben Atmungsphase durchgeführt wird, d.h. entweder durch ein prospektives 4D CT in dieser Atmungsphase, oder die Auswahl der Schnittbilder dieser Atmungsphase aus einem retrospektiven 4D CT. Ungeachtet der räumlichen Dosisverteilung, darf ein Gatingfenster nicht kleiner als 2 mm gewählt werden, da bei noch kleineren Fenstergrößen der Dosisoutput sich um 20 % und mehr verändert. Schon eine geringe Einschränkung der Bewegung (großes Gatingfenster) von 25 % reduziert die Bewegungseffekte in der Dosisverteilung auf 50 %, ohne das die Behandlungszeit sich übermäßig verlängert.

P 83 Eine Phantomstudie zu Feldkontrollaufnahmen an einem Röntgentherapiegerät (20 kV bis 200 kV) mit Speicherfolien der diagnostischen Radiologie

A. Block[1], M. Löschcke[2], O. Waletzko[3], R. Rohn[3], O. Micke[4], H. M. Seegenschmiedt[4,5]
[1]Klinikum Dortmund, Medizinische Strahlenphysik, Dortmund, Deutschland
[2]Klinikum Dortmund, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Dortmund, Deutschland
[3]Praxis für Strahlentherapie am Klinikum Dortmund, Dortmund, Deutschland
[4]Franziskus Hospital, Klinik für Strahlentherapie und Onkologie, Bielefeld, Deutschland
[5]Strahlenzentrum Hamburg, Hamburg, Deutschland

Zielsetzung: Röntgentherapie-(RT)-Geräte werden seit Anfang des 20ten Jahrhunderts in der Strahlentherapie eingesetzt. Trotz der rasanten technischen und medizinischen Entwicklung im Bereich der perkutanen Hochvolttherapie mittels Linearbeschleuniger bietet die Röntgentherapie weiterhin Vorteile in der Bestrahlung oberflächlicher Prozesse, wie zum Beispiel Hauttumoren, oder in der Bestrahlung gutartiger Erkrankungen. Mögliche Indikationen bei gutartigen Erkrankungen wären zum Beispiel Morbus Dupuytren (Bindegewebswucherungen an der Handinnenfläche), Epicondylopathia humeri ("Tennis-Ellenbogen"), Fasciitis plantaris ("Fersensporn/Fersenschmerzen") und Periarthropathia humero-scapularis ("Schulterschmerzen"). Die tägliche Einstellung des Bestrahlungsfeldes erfolgt manuell unter Kenntnis des anatomischen und klinischen Zielgebietes. Da RT-Geräte keine einem Electronic Portal Imaging Device (EPID) vergleichbare Vorrichtung für Feldkontrollaufnahmen besitzen, soll in dieser Studie getestet werden, ob die Feldkontrolle mit Speicherfolien-(DLR)-Aufnahmen durchgeführt werden kann.

Methodik: Das RT-Gerät Gulmay D3-225 besitzt 7 Spannungsstufen von 20 bis 200 kV, die so kalibriert sind, dass 1 MU ca. 1 cGy an der Oberfläche ist. In der folgenden Tabelle sind die wichtigsten physikalischen Merkmale des Röntgentherapiegerätes Gulmay D3-225 zusammengefasst, die Abkürzung HVL (Half Value Layer) beschreibt die 1. Halbwertschichtdicke als Maß der Strahlenqualität bei Röntgentherapiegeräten.

Filter	kV	mA	Filterung mm	HVL mm Al	HVL mm Cu
1	20	20	0,14 Al	0,10	
2	30	20	0,29 Al	0,26	
3	40	20	0,56 Al	0,46	
4	50	20	1,00 Al	0,78	
5	75	20	2,37 Al	2,00	
6	100	20	5,60 Al		0,1
7	125	20	7,60 Al		0,2
8	150	20	0,65Cu		0,5
9	200	13	2,16Cu		2,08

Für die Verifikationsaufnahmen wurden die Speicherfolienkassetten Fujifilm IP Kassette Typ C mit dem Reader Fujifilm FCR XG-1 (beides Fa. Fujifilm) verwendet. Es wurden ein Hand-, Fuß-, Ellbogen- und Kniephantom so gelagert, wie es der klinischen Bestrahlungssituation entspricht.
Einstellungen für Strahlentherapie:
Hand: 75 kV, Rundtubus 6 cm; FHA: 25 cm
Ferse: 200 kV, Tubus: 8 cm x 10 cm, oder rund 10 cm; FHA: 40 cm
Ellbogen: 200 kV, Tubus 10 cm x 15 cm oder rund 10 cm; FHA: 40 cm
Knie: 200 kV, Tubus 15 cm x 15 cm oder rund 10 cm; FHA: 40 cm
Die Aufnahmen wurden mit unterschiedlichen Monitoreinheiten (MU) durchgeführt. Die DLR-Kassetten-Eintrittsdosis wurde mit den Messkammern PTW77334 und PTW7733 mit dem Dosimeter PTW Dali bestimmt und nach dem Kassettenauslesen der Dosisindikator (bei Fujifilm: S-Wert) ausgewertet. Die Bildqualität der Aufnahmen wurde von den Strahlentherapeuten hinsichtlich der Eignung als Feldkontrollaufnahme bewertet.

Ergebnis: Verifikationsaufnahmen bei den therapeutischen Spannungsstufen lieferten unbrauchbare schwarze Aufnahmen. Wurde die Spannung erniedrigt auf 20 kV bis 50 kV, waren bei allen Anwendungen die Erstellung aussagefähiger Aufnahmen mit Speicherfolien möglich.
Hand: Bei 20 kV, 1 MU (3,4 μGy, S=4921) bzw. 2 MU (6,6 μGy, S=3484) bis 20 MU (145 μGy, S=264) und auch 40 kV sind aussagekräftige Aufnahmen möglich, ab 75 kV (1 MU=2,7 μGy, S=6) nicht mehr. Ferse: Bei 50 kV,1 MU (360 μGy, S=18) bzw. 2 MU (440 μGy, S=25) sind ebenfalls Aufnahmen möglich, ab 75 kV aufwärts aufgrund der hohen Dosis nicht mehr. Ellbogen: Bei 50 kV, 1 MU (310 μGy, S=7) erhält man eine brauchbare Aufnahme, ab 75 kV nicht mehr. Knie: Bis 50 kV, 1 MU (38 μGy, S=65) sind Feldkontrollaufnahmen möglich, bei höheren Strahlenqualitäten wird die Dosis für diesen Zweck zu hoch.
Der Dosisindikator ist bei diesen DLR-System der S-Wert, der den Speed Classes (SC) der Film-Folien-Systeme nachempfunden ist. Beispiele: Thoraxaufnahme eines Erwachsenen: SC=400, Skelettaufnahme Hand: SC=200.

S-Wert	Dosisbedarf
25	40 µGy
100	10 µGy
200	5 µGy
400	2.5 µGy
800	1.25 µGy

Die folgende Tabelle zeigt die Phantomaustrittsdosis und den S-Wert bei Verifikationsaufnahmen der Hand (20kV):

MU	D [µGy]	S-Wert
1	3.4	4921
2	6.6	3484
3	11.0	1959
4	15.0	1208
5	19.0	1294
6	25	1325
12	70	592
14	90	348
15	100	373
16	110	365
17	123	290
18	130	270
20	145	264

Aufgrund der sehr verschiedenen Strahlungsspektren im Vergleich zur Röntgendiagnostik, ist der Dosisindikator nur von sehr eingeschränkter Aussagekraft. Ein S-Wert von fast 5000 würde in der Röntgendiagnostik einer Dosis von etwa 0,22 µGy entsprechen und keine Bildinformationen mehr liefern können (wegen des zu geringen Signal-Rausch-Verhältnisses).

Schlussfolgerung: Am RT-Gerät war für alle 4 humanoiden Extremitätenphantome bei niedrigen Spannungen mit 1 bis 2 MU Feldkontrollaufnahmen mit ausreichender Bildqualität möglich, allerdings nicht bei den therapeutisch eingesetzten Strahlenqualitäten, die durchweg höher sind. Der Dosisindikator, in diesem Fall der S-Wert, der der SpeedClass von Film-Folien-Systemen angeglichen ist, d.h. für Skelettaufnahmen zwischen 200 (Dosisbedarf: 5 μGy) und 400 (2,5 μGy) liegen sollte, ist für die Strahlenqualitäten eines RT-Gerätes aufgrund der andersartigen Zusammensetzung des Strahlenspektrums nicht aussagefähig. Ebensowenig kann eine Korrelation zwischen Dosis und Dosisindikator wie in der Röntgendiagnostik hergestellt werden. Die Eintrittsdosen für aussagekräftige Aufnahmen liegen zwischen ca. 1 μGy und 700 μGy, in der Röntgendiagnostik würde dies S-Werten von ca. S=1000 bis S=1,5 entsprechen. Andererseits erhält man am RT-Gerät noch bei einem S-Wert von fast 5000 (20 kV) ein brauchbares Bild, was für diagnostische Strahlenqualitäten unmöglich wäre.

45. Strahlenschutz

P 84 Kumulatives Strahlenrisiko von Patienten mit ischämischen Herzerkrankungen durch diagnostische und interventionelle Strahlenanwendungen

G. Brix[1], M. Berton[2], E. Nekolla[1], U. Lechel[1], A. Schegerer[1], T. Süselbeck [3], C. Fink[2]
[1]Bundesamt für Strahlenschutz, Medizinischer und beruflicher Strahlenschutz, Oberschleißheim, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Mannheim, Klinische Radiologie und Nuklearmedizin, Mannheim, Deutschland
[3]Universitätsklinikum Mannheim, Klinik für Kardiologie, Mannheim, Deutschland

Fragestellungen: Ziel unserer retrospektiven Studie war die geschlechts-, alters- und organ-spezifische Ermittlung und Bewertung der kumulativen Strahlenexposition sowie des daraus resultierenden Strahlenrisikos von Patienten mit ischämischen Herzerkrankungen (IHK, ICD10-Codes I20 – I25) durch diagnostische und interventionelle Strahlenanwendungen.

Material und Methoden: Für 1219 IHK-Patienten wurden sowohl personen- als auch untersuchungsbezogene Daten aus dem KIS/RIS eines großen Universitätsklinikums extrahiert. Für jeden Patienten wurden die kumulativen Organdosen sowie die korrespondierende effektive Dosis, E, für alle Bildgebungsprozeduren berechnet, die 3 Monate vor und 12 Monate nach Festlegung der Entlassungsdiagnose durchgeführt wurden. Basierend auf den ermittelten Organdosiswerten wurde schließlich unter Verwendung geschlechts-, alters- und organspezifischer Strahlenrisikomodelle (BEIR VII) das zusätzliche kumulative Lebenszeitrisiko, *LAR*, für jeden Patienten abgeschätzt, im weiteren Verlauf des Lebens an einem strahleninduzierten Tumor zu erkranken.
Ergebnisse: Die untersuchten männlichen Patienten waren signifikant jünger als die weiblichen (65,1 ± 11,5 bzw. 70,9 ± 12,0 Jahre). Im Mittel wurden in den 15 Monaten 3,2 Prozeduren pro Patient durchgeführt. Am häufigsten waren Röntgenaufnahmen (52,4 %) gefolgt von Herzkatheteruntersuchungen und Koronarinterventionen (41,3 %), CT-Scans (3,9 %) und Myokard-SPECT-Untersuchungen (2,3 %). 87 % der kumulativen effektiven Dosis resultierten aus den Herzkatheteruntersuchungen und Koronarinterventionen. Das Maximum lag bei 95 mSv, wobei die Dosis bei Männern im Vergleich zu Frauen signifikant höher war (im Mittel 13,3 vs. 10,3 mSv). Es zeigte sich keine Altersabhängigkeit (Abb. 1). Das maximale zusätzliche Lebenszeitrisiko betrug 0,9 %, wobei das Risiko bei Männern im Vergleich zu Frauen wiederum signifikant höher war (im Mittel 0,09 vs. 0,07 %). Im Gegensatz zur effektiven Dosis nahm das zusätzliche Krebsrisiko für beide Geschlechter signifikant mit zunehmendem Alter ab (Abb. 2). In Abb. 3 ist das kumulative zusätzliche Lebenszeitrisiko gegen die kumulative effektive Dosis aufgetragen. Obwohl beide Größen wie erwartet stark korrelieren, variiert das Risiko für vergleichbare Dosiswerte doch um bis zu einem Faktor 10. Die effektive Dosis ist daher keine geeignete Größe für die Risikobewertung, da sie im Gegensatz zu den LAR-Werten weder das Alter noch das Geschlecht der Patienten berücksichtigt.

Zusammenfassung: Obwohl die betrachteten IHK-Patienten zum Teil einer relativ hohen Strahlenexposition ausgesetzt waren, ist das resultierende strahleninduzierte Krebsrisiko aufgrund ihres höheren Alters sowohl im Vergleich zum Spontanrisiko an Krebs zu erkranken (es beträgt für einen Mann / eine Frau im Alter von 60 Jahren etwa 50 / 37 %) als auch zum Nutzen aus den durchgeführten diagnostischen und therapeutischen Maßnahmen als gering zu bewerten. Nichtsdestotrotz bedürfen kardiologische Strahlenanwendungen einer sorgfältigen rechtfertigenden Indikation und Optimierung.

Anhang 1

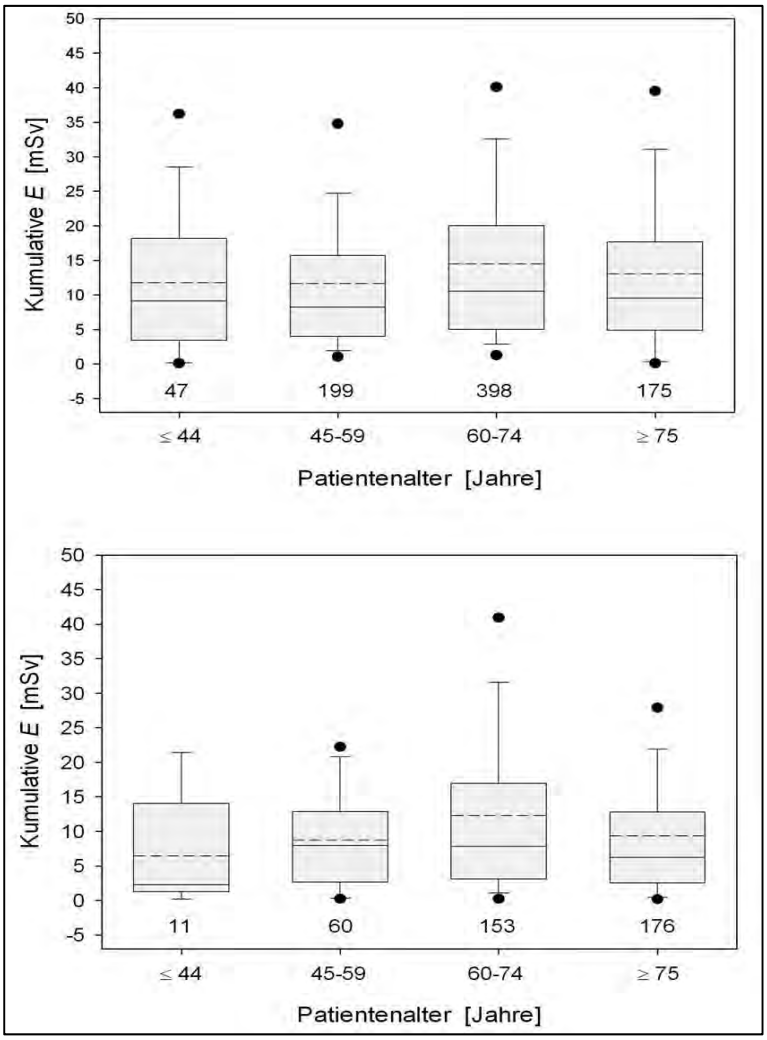


Abb.1: Altersspezifische kumulative effektive Dosis für 819 männliche (oben) und 400 weibliche IHK-Patienten (unten). Die Boxen markieren den Interquartilenbereich, die durchgezogenen und gestrichelten horizontalen Linien in den Boxen den Median- bzw. Mittelwert, die Whiskers die 10%- bzw. 90%-Perzentilen. Die Zahlen unter den Boxen geben die Anzahl der Patienten in der jeweiligen Altersgruppe an.

Anhang 2

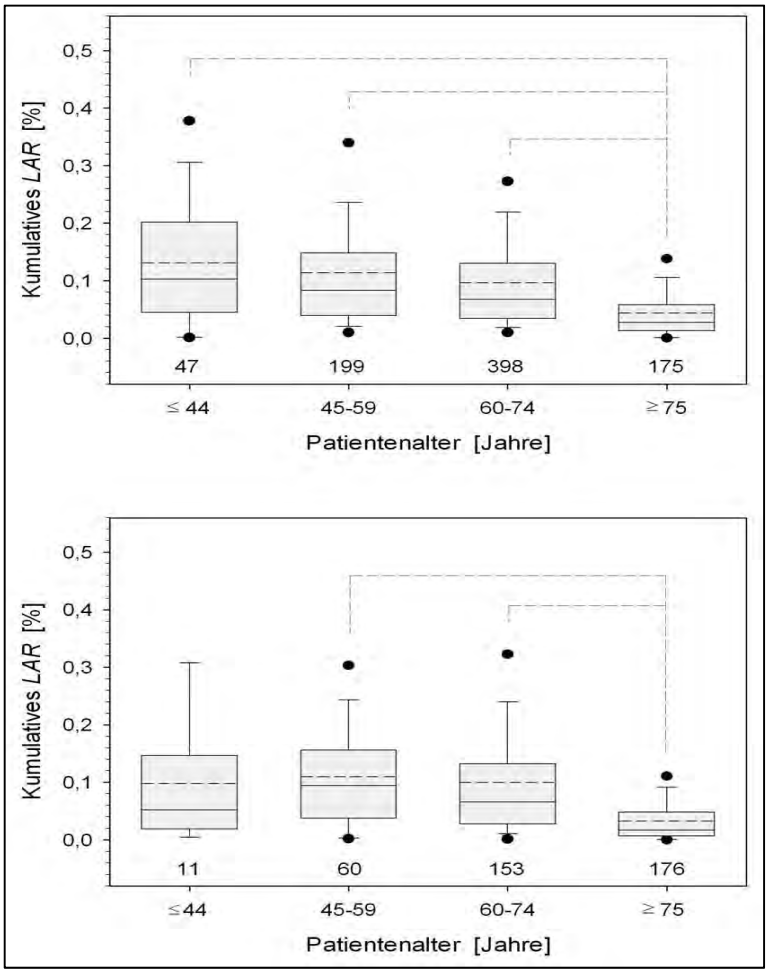


Abb.2: Altersspezifisches kumulatives Lebenszeitrisiko an einem strahleninduzierten Tumor zu erkranken für 819 männliche (oben) und 400 weibliche IHK-Patienten (unten). Die gestrichelten Linien über den Boxen markierten die Altersklassen, für die signifikante (p<0,05) Unterschiede im Risiko ermittelt wurden.

Anhang 3

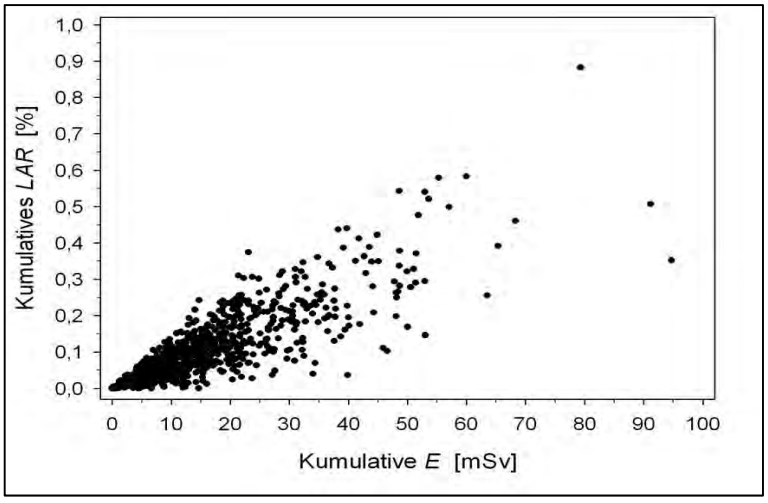


Abb.3: Korrelation zwischen kumulativer effektiver Dosis und kumulativem Lebenszeitrisiko im weiteren Verlauf des Lebens an einem strahleninduzierten Tumor zu erkranken. Die Daten beziehen sich auf die insgesamt 1219 IHK-Patienten unseres Studienkollektivs.

P 85 Schwangerschaft und Strahlentherapie – Ein Problem für beruflich strahlenexponierte Mitarbeiterinnen?

J. M. Jensen[1], C. Schroeder[1], F.-A. Siebert[2], D. Niven[1], I. Fife[1]
[1]CCMB, Med. Physics, Winnipeg, MB, Kanada
[2]UKSH , Klinik f. Strahlentherapie, Kiel, Deutschland

Wenn medizinische Linearbeschleuniger mit einer Bremsstrahlungsenergie oberhalb von 10 MeV-X betrieben werden, können die radioaktiven Substanzen, die durch photonukleare Effekte im Strahlenkopf des Linearbeschleunigers, in Wänden, Decken, Fußböden, der Luft, im Patienten und Messphantomen entstehen, zur internen und externen Strahlenbelastung des Personals beitragen.
Diese Untersuchung umfaßt Messungen an Beschleunigern eines Herstellers mit Bremsstrahlungsenergien von 4 MeV-X bis 18 MeV-X. Die radioaktiven Substanzen entstehen innerhalb des Strahlerkopfes des Linearbeschleunigers, im Bauwerk, in der Luft und in Meßphantomen. Aktivierungen im Patienten waren nicht Inhalt dieser Untersuchungen. Die aktuelle Ortsdosisleistung im Bestrahlungsraum wurde mit Hilfe kommerzieller kalibrierter Messinstrumente nach Abschalten des Therapiestrahles in einem an dem Routinebetrieb orientierten Ablauf gemessen.
Abhängig von der Bremsstrahlungsenergie und dem Ablauf der täglichen Routinebestrahlungen kann es zu jährlichen Strahlenbelastungenvon bis zu 3.5 mSv kommen. Besonders für schwangere und stillende Mitarbeiterinnen ist wichtig, die Inkorporation von radioaktiven Substanzen zu vermeiden und die externe Strahlenbelastung zu limitieren. Entsprechend müssen Arbeitsbedingungen und –abläufe organisiert werden, so daß die Vorgaben der Strahlenschutzverordnung hinsichtlich des Inkorporationverbotes (§ 43(2) StrlSchV) und der Dosislimitierung (§ 55(4) StrlSchV), besonders für das ungeborene Kind, eingehalten werden können.

Literatur

[1Strahlenschutzverordnung (2001)
[2ICRP Report 60, 107 (1991, 2007)
[3EURATOM Dir. 96/29 (1996)

P 86 Restaktivität in Verpackungsgebinden von I-131 Therapiekapseln – Ein reales Problem?

M. Borowski[1], M.-E. Souti[2], S. Wrede[1], H. Fischer[2]
[1]Klinikum Braunschweig, Institut für Röntgendiagnostik und Nuklearmedizin, Braunschweig, Deutschland
[2]Universität Bremen, Institut für Umweltphysik (IUP), Bremen, Deutschland

Fragestellungen: In Deutschland werden im Jahr etwa 65000 Radioiodtherapien durchgeführt. Für die Therapie bekommen die Patienten eine Gelantinekapsel verabreicht, welche I-131 mit einer Aktivität zwischen etwa 150 MBq und 3700 MBq enthält. Die I-131 Kapseln werden in verschlossenen Bleiabschirmungen transportiert, wobei die Bleiabschirmungen ihrerseits in Styroporverpackungen eingebettet und in Metalldosen eingeschlossen sind. Die Bleiabschirmungen werden nach dem Gebrauch an die Hersteller zurückgegeben, Styropor und Metalldosen werden als Müll entsorgt. In der Verpackungsbeilage wird auf keine zu erwartende Kontamination sowie sonstige Gefährdung durch das Styropor sowie die Metalldose hingewiesen. Voruntersuchungen zeigten in dem Styropor der Verpackungen gleichwohl einen Strahlungspegel, der teilweise oberhalb des hundertfachen der Untergrundstrahlung lag. Innerhalb dieser Studie wurden die in dem Styropor beinhalteten Nuklide bestimmt. Es wurde eine Abschätzung der mittleren Aktivität der Nuklide in dem Styropor sowie deren zeitliche Änderung untersucht. Unter Verwendung eines Kompartment-Modells wurde die Aktivität in der Raumluft sowie daraus eine Strahlenexposition des tätigen Personals abgeschätzt. Probleme im Hinblick auf die Freigabe der Verpackungen nach den Forderungen der Strahlenschutzverordnung (StrlSchV) [1] wurden beleuchtet.

Material und Methoden: Die Styroporverpackungen von 106 Gebinden mit I-131 Kapseln einer Gesamtaktivität zwischen 185 MBq und 3,7 GBq wurden auf ihre Aktivität hin untersucht. Die Messungen erfolgten unter standardisierten Bedingungen unter Verwendung eines LB122 Kontaminationsmonitors (Firma Berthold) erstmalig 5 min nach dem Öffnen der Metalldosen sowie danach wiederholt in einem Zeitraum bis zu maximal 400 min nach dem Öffnen der Verpackungsgebinde. Exemplarische Proben wurden direkt nach dem Öffnen der Metalldosen gasdicht verschweißt und anschließend spektroskopisch mit einem hochauflösenden Gammaspektrometer (Firma Canberra) mit Reinstgermaniumdetektor untersucht. Die relative Empfindlichkeit des Detektors bei Co-60 Strahlung beträgt 50%, die Linienbreite 2 keV. Die Änderung der Signale wurde über einen Zeitraum von 30 Tagen verfolgt. Aus der Lage der Gammalinien sowie deren Zeitverlauf wurden die in den Proben enthaltenen Radionuklidanteile bestimmt. Die Messwerte des Kontaminationsmonitors wurden durch eine Kreuz-Kalibrierung mit den Messungen des Gammaspektrometers quantifiziert. Für die Analyse der Strahlenexposition des Personals in der Nuklearmedizin wurde die Verteilung der Nuklide in der Luft durch ein 3-Kompartment-Modell angenährt. Unter Berücksichtigung zu erwartender Aufenthaltszeiten, Raumgrößen und Luftwechselraten wurde die jährliche Strahlenexposition des Personals abgeschätzt. Die benötigten Dosiskonversionskoeffizienten wurden der ICRP-Publikation 119 [2] entnommen. Die über das Jahr gemittelte Emission an Nukliden aus dem Styropor wurde unter der Annahme einer ganztätig und ganzjährlich durchgehenden Gebläsetätigkeit abgeschätzt, mit den Grenzwerten nach StrlSchV verglichen und auf mögliche Probleme hin bewertet.

Ergebnisse: Die spektroskopischen Untersuchungen ergeben, dass in dem Styropor, anders als zunächst zu erwarten, nur in Spuren I-131 enthalten ist. Das dominante Radionuklid in den Gebinden ist Xe-131m, welches durch einen Nebenzweig des Zerfalls des I-131 mit einer Wahrscheinlichkeit von 0,39% entsteht.Die Nuklidmenge in den Styroporverpackungen korreliert nur schwach mit der Aktivität der beinhalteten I-131 Kapseln. Bei I-131 Kapseln mit 3,7 GBq Nominalaktivität sind im Styropor dabei regelhaft mehr als 1 MBq Xe-131m enthalten.Der Übergang des Xe-131m aus dem Styropor in die Raumluft lässt sich gut als einfach exponentieller Prozess mit einer Halbwertzeit von etwa 110 min beschreiben. Unter der Annahme eines 6-fachen Luftwechsels sowie üblicher Raumgrößen und Kapselaktivitäten ergibt sich eine mittlere Aktivität von etwa 8,2 kBq Xe-131m in der Raumluft zur Aufenthaltszeit des Personals.Der Dosiskonversionsfaktor von Xe-131m gemäß ICRP ist mit $3{,}2*10^{-11}$ Sv/d je Bq/m^3 sehr klein. Dadurch ergibt sich trotz der zunächst einmal hohen Raumluftaktivität eine erwartete, mittlere Strahlenexposition des Personals von weniger als 5 µSv im Jahr. Die unter der Annahme typischer Rahmenbedingungen über das Jahr gemittelte Emission an Xe-131m beträgt etwa 150 Bq/m^3. Dieser Wert liegt sicher unterhalb des aktuellen Grenzwerts der StrlSchV. Damit sind keine weitergehenden Aufwendungen zum Rückhalt des Xe-131m in den nuklearmedizinischen Einrichtungen notwendig.

Zusammenfassung: Die Styroporverpackungen von I-131 Therapiekapseln sind deutlich messbar kontaminiert. Das Messsignal liegt teilweise oberhalb des 100 fachen Untergrunds. Im Zusammenspiel von quantitativen, spektroskopischen Untersuchungen und relativen Messungen mit Hilfe eines Kontaminationsmonitors konnte das in den Verpackungen beinhaltete Nuklid sowie dessen Menge ermittelt werden.In den Verpackungen befindet sich dominant Xe-131m, welches aus einem Nebenzweig des I-131 Zerfalls entsteht. Die Xe-131m Aktivität im Styropor kann bis zu einigen Megabequerel je Verpackung betragen. Unter der Annahme typischer Werte für Aufenthaltszeiten, umgegangener I-131 Aktivitäten, Raumgrößen und Luftwechselraten resultiert ein erwarteter Wert für die jährliche Strahlenexposition des Personals, der als unkritisch im Hinblick auf die Strahlenhygiene anzusehen ist. Die Emission des Xe-131m liegt in einem zwar messbaren aber im Hinblick auf die Forderungen der StrlSchV unkritisch niedrigen Bereich.

Literatur

[1] Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit, Verordnung über den Schutz von Schäden durch ionisierende Strahlen (Strahlenschutzverordnung – StrlSchV), BGBl. I S. 1714; 2002 I S. 1459 zuletzt geändert durch BGBl. I S. 212 am 24.2.2012

[2] ICRP, Compendium of Dose Coefficients based on ICRP Publication 60 - ICRP Publication 119, Annals of the ICRP, Vol. 41 Supp. 1 (2012)

P 87 Messung der Kontamination des Bestrahlungsraumes mit Neutronen

S. Clausen[1], M. Polednik[1], W. Beetz[2], M. Muhm[1], F. Wenz[1]
[1]Universitätsmedizin Mannheim, Mannheim, Deutschland
[2]TÜV Süd, Mannheim, Deutschland

Fragestellungen: Die Behandlung von malignen Tumoren wird mit hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung aus Linearbeschleunigern mit unterschiedlichen Strahlungsarten und -energien durchgeführt. Ab einer bestimmten Energie kommt es zur Kontamination des Bestrahlungsfeldes mit Photoneutronen. Längere Bestrahlungszeiten bedingen zusätzliche Neutronendosen mit möglichen Auswirkungen auf Defibrillatoren und Herzschrittmacher. Untersucht wurde die Kontamination des Bestrahlungsfeldes mit Neutronen in Abhängigkeit des Abstands zwischen der Gantry des Linearbeschleunigers und dem Neutronenmessgerät.

Material und Methoden: Am Linearbeschleuniger der Firma Elekta Synergy ® (Agility™) wurde die Neutronendosis mittels des Neutronenmessgeräts der Firma Berthold Technologies GmbH & Co ermittelt. Zuerst wurde die Photonenstrahlung einer Energie von 6, 10 und 18 MV mittels eines wasseräquivalenten Plattenphantoms mit einem Abstand von 19 cm gemessen. Anschließend erfolgten weitere Messungen ohne Plattenphantom mit 18 MV in 19 cm, 50 cm, 3 m und ohne Abstand zwischen Gantry und Dosismessgerät. Die letzte Messung für Photonenstrahlung erfolgte ohne direkte Sichtlinie des Dosismessgeräts zur Gantry. Die Messungen für Elektronenstrahlung wurden mit 10 MeV mit Bleiblöcken und 15 MeV mit und ohne Bleiblöcke im Strahlengang durchgeführt.

Ergebnisse: Bei Messungen mit Plattenphantom in einem Abstand von 19 cm betrug die Gesamtdosis für 6 MV 17,25 μSv, für 10 MV 140,5μSv und für 18MV 373,5μSv. Messungen ohne Plattenphantom für 18 MV ergaben in einem Abstand von 19 cm eine Gesamtdosis von 382,4 μSv, in einem Abstand von 50 cm betrug die Gesamtdosis 239 μSv und in 3 m Abstand 177 μSv. Ohne Abstand wurde mit 18 MV eine Dosisleistung von 42,2 mSv/h und ohne direkte Sichtlinie zur Gantry eine Dosisleistung von 4,3 mSv/h gemessen. Bei der Messung von Elektronen mit 15 MeV wurde eine Dosisleistung von 3,8 mSv/h ohne und 5,2mSv/h mit Blöcken ermittelt. Bei 10 MeV mit Blöcken betrug die Dosisleistung 1 mSv/h.

Zusammenfassung: Untersucht wurde die Kontamination des Bestrahlungsfeldes durch Photoneutronen bei hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung in Abhängigkeit des Abstands zwischen Gantry und Dosismessgerät. Die Ergebnisse zeigten wie erwartet eine deutliche Dosisabnahme mit steigender Entfernung. Es konnte gezeigt werden, dass die Hauptneutronenquelle der Beschleunigerkopf darstellt.

P 88 Über die Eignung elektronischer Dosimeter für Messungen in gepulsten Strahlenfeldern

W. W. Baus[1], S. Winkelhausen[2]
[1]Uniklinik Köln, Strahlentherapie, Köln, Deutschland
[2]Universität Düsseldorf, Physik, Düsseldorf, Deutschland

Fragestellung: In der Vergangenheit wurden als direkt anzeigende geeichte Personendosimeter (z.B. zur besonderen Dosisüberwachung schwangerer Mitarbeiterinnen entsprechend § 41(5) Strahlenschutzverordnung) gewöhnlich sog. Stabdosimeter verwendet. Mit der Einführung der Dosisgröße $H_p(10)$ für die Personendosis verloren diese Art Dosimeter allerdings nach einer Übergangsfrist ihre Eichfähigkeit. Als direkt ablesbare, eichfähige Personendosimeter gibt es derzeit nur elektronische Dosimeter (EPD). Diese Dosimeter sind allerdings für gepulste Strahlenfelder wie die eines medizinischen Elektronenlinearbeschleunigers mit einer sehr hohen instantanen Dosisleistung möglicherweise ungenau in der Anzeige. Die Herstellerangaben und Literaturdaten dazu sind eher spärlich, Festlegungen seitens der Behörden sind schwankend oder nicht vorhanden. Daraus ergab sich die Motivation für eigene Untersuchung. Da sich für Messungen hinter der Abschirmung ein CyberKnife-Linearbeschleuniger (Fa. Accurray, Sunnyvale, USA) als Strahlenquelle sehr geeignet erwies, wurde als zusätzlicher Aspekt die Abschirmwirkung von Normalbeton mit untersucht.

Material und Methoden: Für die Untersuchungen wurden unterschiedliche Dosismeter (EPD, Zählrohrdosimeter und Phosphatglasdosimeter) in unterschiedlichen Strahlenfeldern (CyberKnife- und Truebeam-Linearbeschleuniger, jeweils hinter Betonabschirmung) verwendet.Es wurden EPDs verschiedener Hersteller untersucht (vgl. Bild 1), von denen allerdings nur das MK 2 (Thermo Scientific, Erlangen) bereits eine Bauartzulassung hat und eichfähig ist. Um einen Bezugswert für die tatsächliche Dosis zu haben, wurden die Messungen mit den elektronischen Dosimetern mit den Messwerten von Phosphatglasdosimetern in der gleichen Versuchsanordnung verglichen.Für den Großteil der Messungen wurde ein CyberKnife als Strahlungsquelle benutzt. Das CyberKnife ist ein kompakt gebauter Elektronenlinearbeschleuniger, der an den Arm eines sechsachsigen Industrieroboters befestigt ist. Der Beschleuniger hat keinen Ausgleichsfilter, was eine vergleichsweise hohe Dosisleistung von 10 Gy/min (in 80 cm Abstand) ermöglicht. Die Strahlenqualität entspricht 6 MV. Die Feldgröße kann zwischen 0.5 und 6.0 cm variiert werden (12 feste Feldgrößen), wobei die Messungen mit dem 6.0 cm Kollimator durchgeführt wurden. Die Pulsdosisleistung des CyberKnife entspricht der von Linearbeschleunigern anderer Hersteller und beträgt etwa 167 Gy/s.Eine der Wände des CyberKnife-Bestrahlungsraums ist in Normalbeton (NB) ausgeführt, an die sich der Linac an seinem Roboterarm im Servicebetrieb nahe genug heranfahren lässt, um eine deutlich messbare Dosisleistung hinter der Abschirmung von 149 cm NB zu erreichen. Die Dosimeter wurden dort in einem Fokusabstand von 4.1 m im dosi- und geometrisch ermittelten Zentralstrahl angebracht.

Ergebnisse: Die Ergebnisse der Versuche sind in Abb. 1 dargestellt. Während die untersuchten Ortsdosimeter (LB 123 u. FH-40F2) lediglich ca. 15 % der mit den Glasdosimetern gemessenen Dosis anzeigten, betrug der entsprechende Messwert der EPDs ca. 70 bis 80 %. Die Zehntelwertdicke des NB auf der Basis der Glasdosimeter-Messwerte betrug 34.2 cm, das Produkt aus Dichte und Zehntelwertdicke 78.7 g/cm² (nach Korrektur mit Abstandsquadratgesetz).

Diskussion und Schlussfolgerungen: Die betrachteten EPDs sind im untersuchten Dosisleistungsbereich (d.h. hinter der Abschirmung) offensichtlich geeignet, auch im gepulsten Strahlungsfeld eines medizinischen Linearbeschleunigers die Personendosis annähernd korrekt anzuzeigen, ganz im Gegensatz zu den untersuchten Ortsdosimetern. Der gemessene Wert der Zehntelwertdicke entspricht ziemlich genau dem in Bild 1 von [1] angegebenen Wert, so dass die unter Fachleuten diskutierte Notwendigkeit eines Zuschlags möglicherweise nicht notwendig ist. Ziel weiterer Untersuchungen ist die Erweiterung des Dosisleistungsbereichs und die Durchführung von Messungen im Streustrahlenfeld. Die Transmission des NB soll auch in Abhängigkeit von der Feldgröße gemessen werden.

Literatur

[1] Norm DIN 6847-2:2008-09, Medizinische Elektronenbeschleuniger-Anlagen –Teil 2: Regeln für die Auslegung des baulichen Strahlenschutzes, Beuth-Verlag

Anhang 1

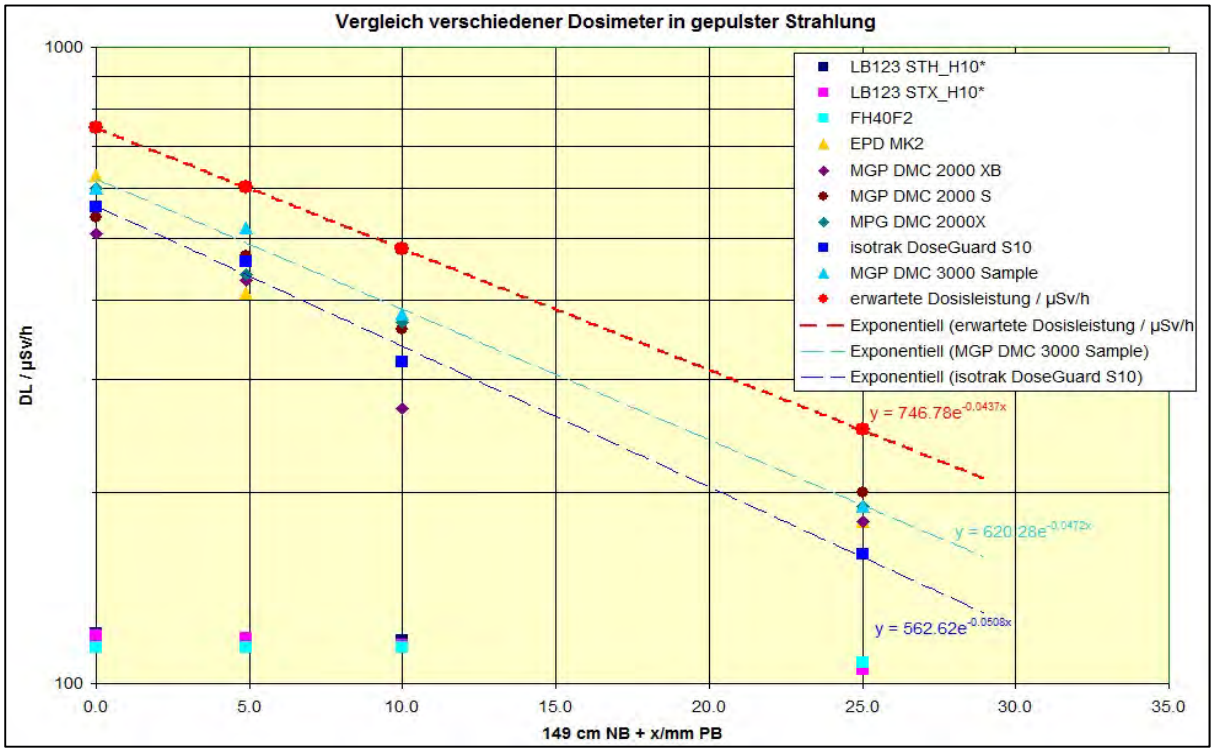


Abb. 1: Vergleich verschiedener Orts- und Personendosimeter im abgeschirmten Nutzstrahl. Zusätzlich zur Wand aus Normalbeton (NB) wurde der Nutzstrahl mit Blei (0 – 25 mm) abgeschwächt. Die rote Linie markiert die auf der Grundlage der Glasdosimetermessungen erwartete Dosisleistung.

P 89 Strahlenschutz im Herzkatheterlabor – Einfluss der Projektionsrichtung auf die Dosis des Untersuchers

N. Sangarapillai[1], T. Anna[2], H. von Boetticher[3]
[1]Carl von Ossietzky Universität, Bremen, Deutschland
[2]Jade Hochschule Wilhelmshaven, Wilhelmshaven, Deutschland
[3]Zentrum für Radiologie/Nuklearmedizin und Seminar für Strahlenschutz, Klinikum Links der Weser, Bremen, Deutschland

Fragestellungen: Einer der modernen und effektiven Methoden, um Herz-Kreislauf- und Gefäßerkrankungen in der medizinischen Röntgendiagnostik zu diagnostizieren, ist die Herzkatheter-Untersuchung im Herzkatheterlabor. Das Arbeiten in einem Herzkatheterlabor gehört bekanntermaßen zu den radiologischen Verfahren mit der höchsten Strahlenexposition für den Patienten und den Untersucher. Zur optimalen Darstellung der Gefäße wird der Patient dabei aus unterschiedlichen Richtungen durchleuchtet, wobei sowohl die Dosisexposition des Patienten als auch die Exposition des Personals durch Streustrahlung von der Projektionsrichtung abhängt [1].

Material und Methoden: Die Personaldosen wurden auf Basis von Messungen der Ortsdosisleistung ermittelt. Dabei wurden die Ortsdosisleistungswerte mit dem Dosis- und Dosisleistungsmessgerät TOL/F der Firma EG&G Berthold in zwei verschiedenen Herzkatheterarbeitsplätzen bei Durchleuchtungs- und Aufnahmebetrieb vor der Bleischürze bzw. Bleiglasbrille auf der Untersucherseite mit Dauerschutzeinrichtung bestimmt.
Arbeitsplatz 1: ”analoges” Bildempfängersystem; ohne Verwendung der Röntgenmatte [2]
Arbeitsplatz 2: ”digitales” Bildempfängersystem; mit Verwendung der Röntgenmatte [2]; bei verschiedenen Untersucher
Am Arbeitsplatz 1 wurden bei 11 Untersuchungen und am Arbeitsplatz 2 bei 10 Untersuchungen gemessen. Bei jeder Untersuchung wurden Messwerte in jeweils 6 verschiedenen Körperhöhen (Fuß-, Knie-, Gonaden-, Sternum-, Schilddrüsen- und Augenhöhe) aufgenommen.

Ergebnisse: Ausgehend von diesen Basisdaten wurden getrennt für beide Labore Mitterwerte bestimmt, wobei jeweils getrennte Mittelwerte für die beiden Einstrahlrichtungen RAO und LAO abgeleitet wurden, bei denen wiederrum “Durchleuchtung” und “Aufnahmebetrieb” unterschieden wurde. Der Vergleich der Einstrahlrichtungen RAO und LAO wurde getrennt für die beiden Herzkatheterlabore durchgeführt. Hierbei wurde der Quotient der Ortsdosisleistung bei den Einstrahlrichtungen RAO und LAO am Arbeitsplatz 1 (bzw. Arbeitsplatz 2) gebildet.

Zusammenfassung: Der Vergleich der Dosisleistung des Untersuchers bei verschiedenen Einstrahlrichtungen zeigen deutlich geringere Dosen bei der Einstrahlrichtung RAO gegenüber LAO: Für die Höhe des Sternums als typischer Ort des Personendosimetrs des Untersuchers ergibt sich am Arbeitsplatz 1 ein Quotinet RAO/LAO von 0,24 bzw. 0,22 (Durchleuchtung bzw. Aufnahmebetrieb), am Arbeitsplatz 2 0,33 bzw. 0,27. Die Abweichung von diesen Werten für jeweils andere Organhöhen sind am Arbeitsplatz 1 niedriger als am Arbeitsplatz 2. Dies beruht darauf, dass die Messwerte am Arbeitsplatz 2 bei unterschiedlichen, überwiegend jungen Kardiologen aufgenommen wurden, während am Arbeitsplatz 1 die Messungen bei nur einem, sehr erfahrenen Kardiologen durchgeführt wurden, der aufgrund seiner langen Berufserfahrung eine “effiziente” Arbeitstechnik entwickelt hat. Dadurch war die Art des Einsatzes des Dauerschutzeinrichtung und die räumliche Geometrie des Untersuchers zum Untersuchungstisch weitgehend konstant.
Für die Höhe des Sternums als typischer Ort des Personendosimeter des Untersuchers erhält man durchweg für die Einstrahlrichtung RAO um einen Faktor von 3,0-4,5 geringere Werte gegenüber LAO.

Literatur

[1] Sangarapillai N. Aktuelle Strahlenexposition des Personals in einem Herzkatheterlabor: Vergleich mit der Situation im Jahr 1999; Bachelor-Thesis, Jade Hochschule Wilhelmshaven (2013)
[2] Lange HW, von Boetticher H. Reduction of operator radiation dose by a pelvic lead shield during cardiac catheterization by radial access, comparison with femoral access; J. Am. Coll. Cardiol. Intv. 5 (2012) 445-449

Anhang 1



Abb.1: Herzkatheterlabor während der Untersuchung

Anhang 2

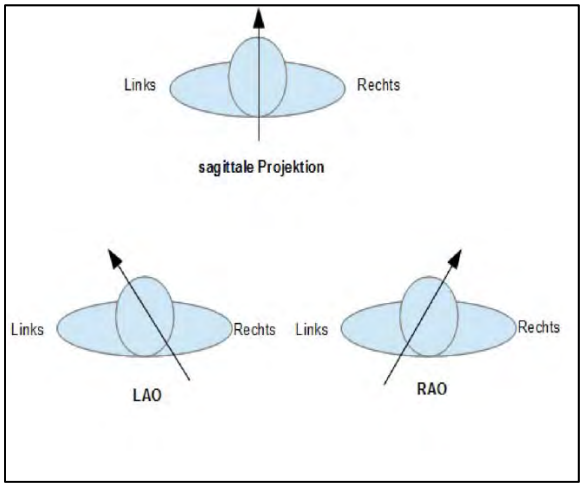


Abb.2: Sagittale und Schrägprojektion (LAO und RAO); der Patient liegt immer auf dem Rücken

Anhang 3

(Höhe in m) Organ	Arbeitsplatz 1		Arbeitsplatz 2	
	DL	AB	DL	AB
(1,70 m) Augenlinse	0,35	0,19	0,40	0,25
(1,50 m) SD	0,23	0,23	0,20	0,20
(1,30 m) Sternum	0,24	0,22	0,33	0,27
(1,00 m) Gonaden	0,33	0,26	0,23	0,27
(0,45 m) Knie	0,23	0,20	0,30	0,53
(0,05 m) Füße	/	0,22	0,25	0,48

Tab. 1: Quotient der Ortsdosisleistung bei Einstrahlrichtung RAO und der Ortsdosisleistung bei Einstrahlrichtung LAO; DL: Durchleuchtung; AB: Aufnahmebetrieb

46. Qualitätssicherung

P 90 Effekt von Lufteinschlüssen zwischen Bolus und Phantomoberfläche auf die Genauigkeit der Bestrahlungsplanberechnung mittels Acuros

D. Wagner[1], S. Häsler[1], A. Kirsch[1], H. A. Wolff[1], M. Bouabdallaoui[1], C. Santinha[1]
[1]UMG Göttingen, Strahlentherapie, Göttingen, Deutschland

Einleitung: Um Zielvolumen, die vor dem Dosisaufbau bei einer Strahlenqualität von $6MV_{Photonen}$ lokalisiert sind, mit ausreichend Dosis zu belasten ohne das Dosismaximum im Patienten extrem zu erhöhen, wird ein Bolus von typischerweise 1cm Dicke verwendet. Es ist klinisch häufig nicht möglich, den Bolus ohne Lufteinschluss an die Patientengeometrie anzupassen. Um die Genauigkeit des Bestrahlungsplanungsalgorithmus in entsprechender Geometire zu überprüfen, wurde eine Phantomstudie durchgeführt.

Methode: Dazu wurden am Linearbeschleuniger mit einer Strahlenqualität von $6MV_{Photonen}$ bei einer Feldgröße von 10cm x 10cm für drei Messtiefen von 2cm, 5cm und 10cm Messungen für zwei Boli im 25cm x 30cm x 30cm PMMA-Phantom durchgeführt. Als Bolus wurden zwei PMMA-Platten von 0,5cm und 1cm Stärke verwendet. Mittels Abstandshalter von 1mm, 2mm, 5mm und 10mm wurde der Lufteinschluss zwischen Phantom und Bolus simuliert. Als Referenz galt jeweils die Messung mit 0,5cm und 1cm Bolus ohne Lufteinschluss. Es wurde die Abweichung über $Abw.[\%] = \frac{(Dosis\ mit\ n\ mm\ Lufteinschluss - Dosis\ ohne\ Lufteinschluss)}{Dosis\ ohne\ Lufteinschluss} \cdot 100\%$ berechnet. Das Phantom wurde auf einen Fokus-Oberflächen-Abstand von 100cm ohne Bolus eingestellt. Die Messungen wurden mit einer Ionisationskammer mit einem Messvolumen von 0,3cc (M31013, PTW) durchgeführt. Es wurden 100MU bei einer Dosisleistung von 300MU/min eingestrahlt.
Die Phantomgeometrie mit den Lufteinschlüssen von 0mm, 1mm, 2mm, 5mm und 10mm wurde im Bestrahlungsplanungssystem Eclipse Version 10.0 nachgestellt, wozu entsprechende Phantome generiert worden sind. Als Material wurde “PMMA“ für das Phantom und die beiden Boli bzw. “Air“ für die Lufteinschlüsse zu gewiesen. Die Dosisverteilung wurde mittels Acuros Version 10.0.28 berechnet und auf 100MU normalisiert.

Ergebnisse: Die Abweichungen zwischen den Messwerten bei unterschiedlichen Lufteinschlüssen von 0mm, 1mm, 2mm, 5mm und 10mm und den beiden Boli lagen unterhalb 1% (s. Tab. 1). Der Vergleich der berechneten Werte bei unterschiedlichen Lufteinschlüssen von 0mm bis 10mm und den beiden Boli ergaben ebenfalls Abweichungen unterhalb 1% (s. Tab. 2). Zwischen Messung und Berechnung lag die Abweichung unterhalb von 1% für die verschiedenen Lusteinschlüsse und Bolusstärken (s. Tab. 3). Der Vergleich der berechneten und gemessenen Werte ohne Bolus zeigte für drei Messtiefen von 2cm, 5cm und 10cm eine Übereinstimmung innerhalb von 1% (s. Tab. 4).

Schlussfolgerung: Innerhalb einer Messgenauigkeit von 2% mittels Ionisationskammerdosimetrie konnte keine Abweichung zwischen den Lufteinschlüssen zwischen Phantom und Bolus von 0mm, 1mm, 2mm, 5mm und 10mm gemessen werden. Ebenso wurde keine Abweichung bei der Berechnung der Dosisverteilung zwischen den Lufteinschlüssen von 0mm bis 10mm gefunden. Zusätzlich konnte keine Abweichung zwischen Messung und Berechnung innerhalb der Messgenauigkeit festgestellt werden. Grundsätzlich ist klinisch darauf zu achten, dass der Bolus möglichst ohne Lufteinschlüsse angepasst wird, um keine unnötigen Inhomogenitäten zu erzeugen. Ist dies z. B. aufgrund von anatomischen Gegebenheiten nicht möglich, muss nicht von einer erhöhten Unsicherheit der Bestrahlungsplanung unter Verwendung des Photonenalgorithmus Acuros auf Grund von zusätzlichen Inhomogenitäten durch Lufteinschlüsse ausgegangen werden.

Anhang 1

Messtiefe [cm]	Lufteinschluss [mm]	Abw. Bolus 0,5cm	Abw. Bolus 1,0cm
2	0	0,0%	0,0%
	1	-0,3%	-0,1%
	2	-0,2%	-0,4%
	5	-0,3%	-0,3%
	10	-0,6%	0,4%
5	0	0,0%	0,0%
	1	-0,1%	0,0%
	2	0,0%	-0,1%
	5	-0,2%	-0,1%
	10	-0,2%	-0,3%
10	0	0,0%	0,0%
	1	0,0%	-0,1%
	2	0,0%	-0,1%
	5	0,0%	-0,1%
	10	-0,1%	-0,2%

Tab. 1: Vergleich der gemessenen Werte bei unterschiedlichen Lufteinschlüssen von 0mm bis 10mm und beiden Boli. Als Referenz galt die Messung bei 0mm Bolus.

Anhang 2

Messtiefe [cm]	Lufteinschluss [mm]	Abw. Bolus 0,5cm	Abw. Bolus 1,0cm
2	0	0,0%	0,0%
	1	-0,4%	0,1%
	2	-0,2%	-0,4%
	5	-0,3%	-0,5%
	10	-0,7%	0,3%
5	0	0,0%	0,0%
	1	-0,3%	-0,1%
	2	-0,2%	-0,2%
	5	-0,2%	-0,2%
	10	-0,6%	-0,3%
10	0	0,0%	0,0%
	1	-0,3%	-0,5%
	2	-0,3%	-0,5%
	5	-0,1%	-0,5%
	10	-0,6%	-0,4%

Tab. 2:Vergleich der berechneten Werte bei unterschiedlichen Lufteinschlüssen von 0mm bis 10mm und beiden Boli. Als Referenz galt die Berechnung mit 0mm Bolus.

Anhang 3

Messtiefe	Lufteinschluss	Abw. Bolus	
[cm]	[mm]	0,5cm	1,0cm
2	0	0,5%	0,2%
	1	0,4%	0,4%
	2	0,5%	0,2%
	5	0,5%	0,0%
	10	0,4%	0,9%
5	0	0,3%	0,7%
	1	0,0%	0,7%
	2	0,2%	0,6%
	5	0,2%	0,7%
	10	-0,1%	0,6%
10	0	0,5%	0,0%
	1	0,2%	-0,5%
	2	0,2%	-0,5%
	5	0,4%	-0,4%
	10	0,0%	-0,3%

Tab. 3: Vergleich der berechneten und gemessenen Werte bei unterschiedlichen Lufteinschlüssen von 0mm bis 10mm und beiden Boli. Als Referenz galt die Berechnung mittel Acuros.

Anhang 4

Messtiefe	Abw.
[cm]	
2	0,2%
5	-0,2%
10	0,5%

Tab. 4: Vergleich der berechneten und gemessenen Werte ohne Bolus. Als Referenz galt die Berechnung mittel Acuros.

P 91 Filmbasierte und filmlose automatische Qualitätssicherung (AQA) für die robotergestützte Radiochirurgie

O. Blanck[1,2], M.-C. Damme[2,3], S. Seifert[2], H. de las Heras Gala[4], F. Schöfer[4], G. Hildebrandt[5]
[1]Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Klinik für Strahlentherapie, Lübeck, Deutschland
[2]CyberKnife Zentrum Norddeutschland, Güstrow, Deutschland
[3]Technische Universität Ilmenau, Ilmenau, Deutschland
[4]QUART GmbH, Zorneding, Deutschland
[5]Universitätsklinikum Rostock, Klinik für Strahlentherapie, Rostock, Deutschland

Fragestellungen: Ein wichtiger Bestandteil der grundlegenden Qualitätssicherung [1] für das robotergestützte CyberKnife ist der Automatische Qualitätssicherung (AQA) Test, mit dem täglich anhand eines speziellen Phantoms und gafchromatischem Film (Ashland Inc, USA) die Genauigkeit der Roboter- und Strahlausrichtung gemessen wird. Der AQA Test bringt einen gewissen Anspruch an Reproduzierbarkeit mit sich, sonst ist eine Aussage über die angepriesene Sub-Millimeter-Genauigkeit des CyberKnife und ein frühzeitiges Erkennen potentieller Fehlausrichtungen und Roboterdrifts nicht möglich. Wir untersuchten daher die etablierte AQA Testvariante mit EBT 2 Film und verglichen diese mit dem neuen EBT 3 Film. Zusätzlich untersuchten wir in Testmessungen die Spezifität und Sensitivität einer neu entwickelten filmlosen Methode mit dem Dioden-Array basierten Nonius (QUART GmbH, Deutschland).

Material und Methoden: Das AQA Phantom besteht aus zwei Filmen fixiert auf einer L-förmigen Plattform, welche mit einem Würfel verschlossen wird (Abb. 1). Der Würfel beinhaltet vier Gold Marker (Fiducial) zur 6-dimensionalen Zielführung mit dem CyberKnife und eine zentrale Wolfram-Kugel mit 1.5cm Durchmesser. Für den AQA Test wird jeweils ein 35mm rund-kollimierter Strahl mit 4Gy von Anterior und Links der Patientencouch auf die beiden Filme appliziert, so dass im Idealfall der Strahl zentral auf die Wolfram-Kugel trifft und eine ringartige Dosisverteilung auf dem Film hinterlässt (Abb. 2). Gemessen wird die Zentrizität des inneren und äußeren Rings zu einander, womit durch die beiden Filme eine 3-dimensionale Systemgenauigkeit des CyberKnife berechnet werden kann. Wir führten den etablierten AQA Test mit EBT 2 im ersten Jahr 243-mal durch und wechselten dann auf EBT 3, mit welchem wir den AQA Test bislang 131-mal durchführten. Zum Test der filmlosen AQA Methode fixierten wir die Wolfram-Kugel zentral auf dem Nonius und bewegten den einen 35mm Strahl mit je 0.2Gy in 0.1mm Schritten über die Kugel. Über die Array-Messungen des Nonius berechneten wir die jeweiligen Kanten und den Tiefpunkt der Dosisverteilung, um die Zentrizität des Strahls auf der Kugel zu bestimmen.

Ergebnisse: Der AQA Test mit EBT 2 zeigte eine durchschnittliche Abweichung zum Kalibierwert von 0.02mm (Max 0.51mm; Std.Abw. 0.17mm; 95% CI). Ein minimaler Roboterdrift von 0.05mm konnte im Laufe des Jahres erkannt werden. Die Fehlerintervalle der einzelnen Richtungen auf den beiden Filmen (I-S, L-R; I-S, A-P) lagen zwischen 1.23mm und 1.32mm und die daraus resultierende richtungskorrigierte Abweichung, bezogen auf den Mittelwert lag bei durchschnittlich 0.38mm (Min 0.05mm; Max 0.81mm; Std.Abw. 0.15mm; 95% CI). Diese Abweichung wird nicht im Standardprogramm des CyberKnife Systems berechnet und approximiert die Genauigkeit der AQA Methode selbst. Die AQA Tests mit EBT 3 zeigten eine durchschnittliche Abweichung zum Kalibierwert von 0.1mm (Max 0.62mm; Std.Abw. 0.2mm; 95% CI). Hier wurde im Verlauf ein Roboterdrift 0.2mm erkannt, so dass eine Korrektur am Roboter vorgenommen wurde. Die Fehlerintervalle der einzelnen Richtungen lagen zwischen 1.07mm und 1.44mm. Die richtungskorrigierte Abweichung lag bei durchschnittlich 0.39mm (Min 0.07mm; Max 0.91mm; Std.Abw. 0.15mm; 95% CI). Seit Umstellung wieder auf EBT 2 Film liegt die richtungskorrigierte Abweichung nun nach 50 AQA Tests bei durchschnittlich 0.29mm (Min 0.05mm; Max 0.54mm; Std.Abw. 0.12mm; 95% CI). Für die filmlose Methode mit dem Nonius konnte eine Widerholbarkeit der Tiefpunktberechnung ohne Strahlbewegung von < 0.1mm erreicht werden. Während der Verschiebung des Strahls um 0.1mm Schritte konnte ein lineares Verhalten der Tiefpunktbestimmung etabliert werden, was die Sensitivität der Methode demonstriert. Der Absolutwert der berechneten Schwerpunkte stimmte nach Transformation mit der erarbeiteten Korrekturformel mit < 0.1mm mit der tatsächlichen Stahlposition überein. Ein Phantom ist derzeit in der Entwicklung und soll präsentiert werden

Zusammenfassung: Mit dem AQA Test kann, wenn reproduzierbar durchgeführt, sehr spezifisch erkannt werden, wie der Roboter über die Zeit driftet und damit frühzeitig Gegenmaßnahmen einleiten. Hauptfehlerquellen für die filmbasierte Methode waren vor allem Filmzuschnitt und Durchführung der Filmscans unter anderem durch wechselnde Anwender. Der EBT 2 Film zeigte sich gegenüber dem EBT 3 Film für den AQA Test geringfügig robuster. Vor allem ist bei beim Scannen auf die Polarisierung der

Filme und bei der Auswertung zusätzlich auf Richtungsabhängigkeiten der radialen Fehler zu achten. Verbesserungen in der Anwendung dieser Methode sind durch intensives Training, aber auch durch Tripple-Channel-Film-Dosimetrie zur Minimierung der Scan-Varianzen und wie gezeigt durch filmlose Technologie wie dem Nonius potentiell möglich. Eine Qualitätssicherung der Methode selbst wird derzeit erarbeitet.

Die Autoren bedanken sich bei Xiang Yu von Ashland und Johann Kindlein von Medinex für den Support hinsichtlich der EBT Filme.

Literatur

[1] Dieterich S et al.: Report of AAPM TG 135: quality assurance for robotic radiosurgery. Med Phys. 2011 Jun;38(6):2914-36.

Anhang 1

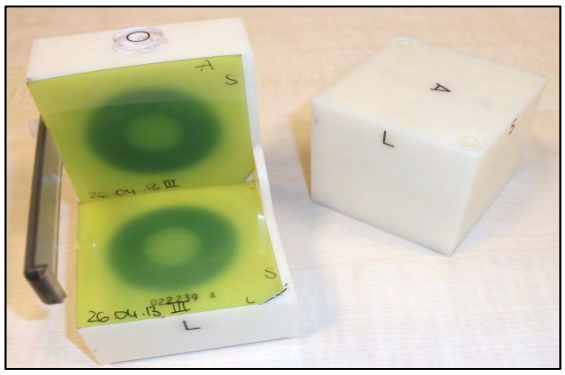


Abb.1: CyberKnife AQA Phantom

Anhang 2

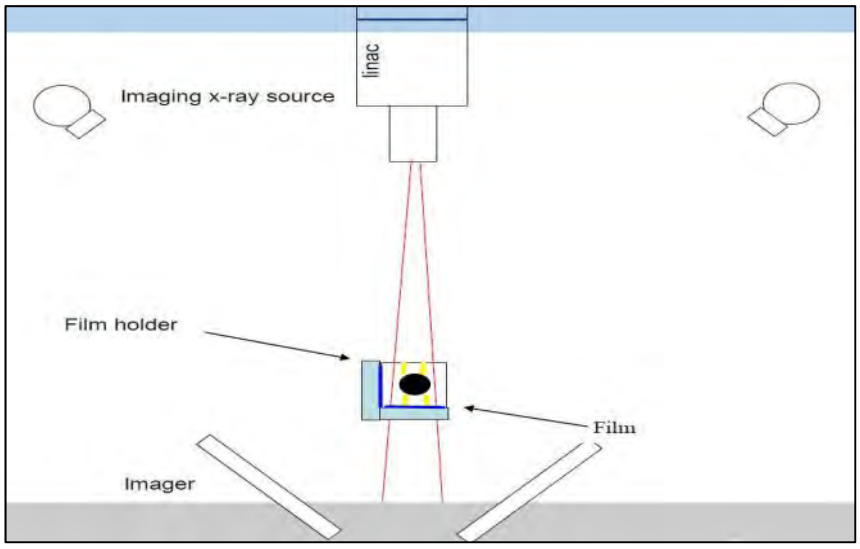


Abb.2: Darstellung des AQA Testaufbaus

P 92 Entwicklung eines Phantoms zur Verifikation der getriggerten Bestrahlung in tiefer Einatmung bei Mammakarzinom (Deep Inspiration Breathhold)

C. Hoinkis[1], G. Rothe[1], P. Zahn[1], P. Geyer[1], W. Enghard[2]
[1]Universitätsklinikum CG Carus Dresden, Strahlentherapie, Dresden, Deutschland
[2]Technische Universität, Med. Fakultät, Dresden, Deutschland

Einleitung: Zur Bestrahlung von linksseitig gelegenen Mammakarzinomen soll an unserer Klinik zur Schonung des Herzens die Technik in tiefer Einatmung implementiert werden. In der Literatur wird diese Technik als Deep Inspiration Breathhold Technique (DIBH) beschrieben [1]. Hierzu wird der Bescheuniger im getriggerten Bestrahlungsmodus betrieben und ein geeignetes Signal zur Überwachung der Atmung verwendet. Zur Verifikation des Workflows hinsichtlich geometrischer als auch dosimetrischer Genauigkeit wurde ein Phantom entworfen, das patientenähnliche Atemkurven erzeugen kann.

Material und Methoden: Ein bereits im Haus entwickeltes Gating-Phantom war Basis der Arbeit [2]. Dieses Phantom generiert Atemkurven mit gleichbleibender Amplitude und kann Atempausen in Exspiration oder Inspiration simulieren. Anforderungen an die Erweiterung des Phantoms war nun der Übergang von normaler Atmung in die tiefe Einatmung, frei wählbare Länge des DIBH-Zyklus, beliebige Kombination von normaler Atmung und DIBH-Zyklen sowie die Realisierung von mindestens zwei verschiedenen Amplituden der tiefen Einatmung. Desweiteren wurde die Anforderung formuliert, eine patientenähnliche Oberfläche zu simulierten, da ein oberflächenbasiertes System (AlignRT, VisionRT) zur Erfassung der Atembewegung und somit zur Triggerung des Beschleunigers genutzt werden soll.

Ergebnisse: Das vorhandene Phantom wurde nun um eine zweite Steuereinheit und eine zweite rotierende Steuerscheibe erweitert [Abbildungen 1 und 2]. Diese Erweiterung realisiert den Übergang von normaler Atmung in die tiefe Inspiration. Die Dauer des DIBH-Zyklus kann an der Steuerung von 3 s bis 18 s in 3 s - Stufen eingestellt werden. Die Anzahl „normaler Atemzüge“ zwischen zwei DIBH-Phasen ist von 0 bis 5 einstellbar. Durch die Wahl der Steuerscheibe kann die Amplitude gewählt werden. Momentan wurden zwei verschiedene DIBH-Steuerscheiben hergestellt, die eine Amplitude von 15 mm bzw. 26 mm (zusätzlich zur normalen Atmung) realisieren. Für eine realitätsnahe weibliche Patientenoberfläche wurde ein Harnisch angefertigt, der auf dem Phantom aufgeschraubt wird [Abbildung 1]. Die vom System AlignRT detektierte Atemkurve bei Phantombetrieb ist in Abbildung 3 dargestellt.

Zusammenfassung: Die Umsetzung der Anforderungen ist in unserer Werkstatt erfolgreich gelungen. Das Phantom steht nun zur Qualitätssicherung bereit, so dass die Einführung der DIBH-Technik in unserer Klinik im Rahmen einer Masterarbeit bearbeitet werden kann.

Literatur

[1] Sixel KE, Aznar MC Ung YC.: Deep inspiration breath hold to reduce irradiated heart volume in breast cancer patients. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2001;49:199-204
[2] Hoinkis C, Lehmann D, Rothe G, Zahn P.: Ein Phantom zur Untersuchung der Funktionalität vonatemsynchronisierter Strahlentherapie., Degro-Kongress Erfurt 2004

Anhang 1

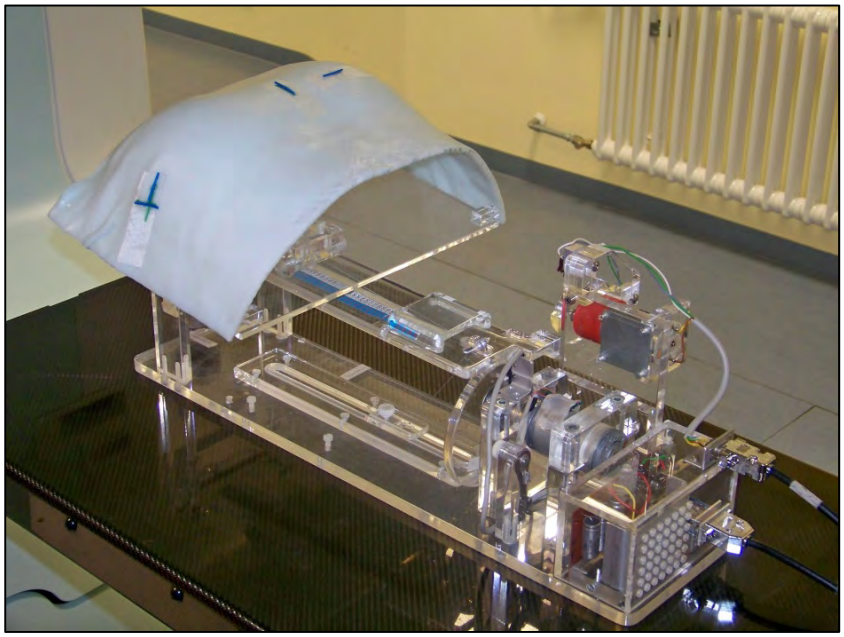


Abb.1: Gesamtansicht des DIBH-Phantoms mit Harnisch der Mamma-Region

Anhang 2

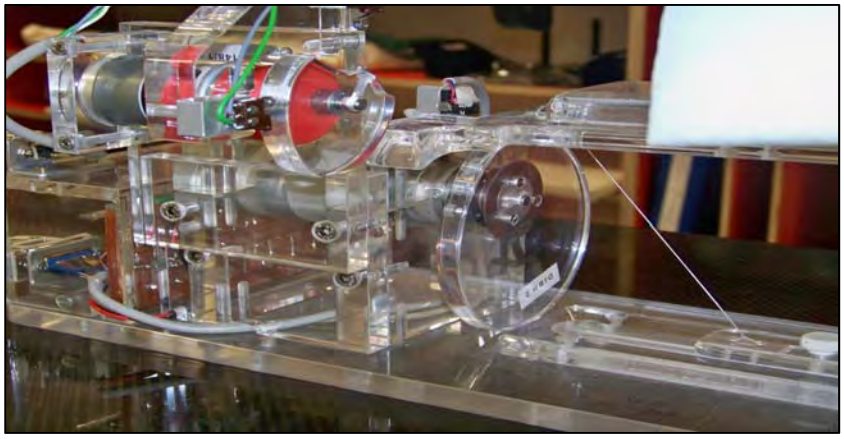


Abb.2: Detailansicht der Steuerscheiben für normale Atmung (große Scheibe) und zusätzlichen DIBH-Hub (kleine Scheibe)

Anhang 3

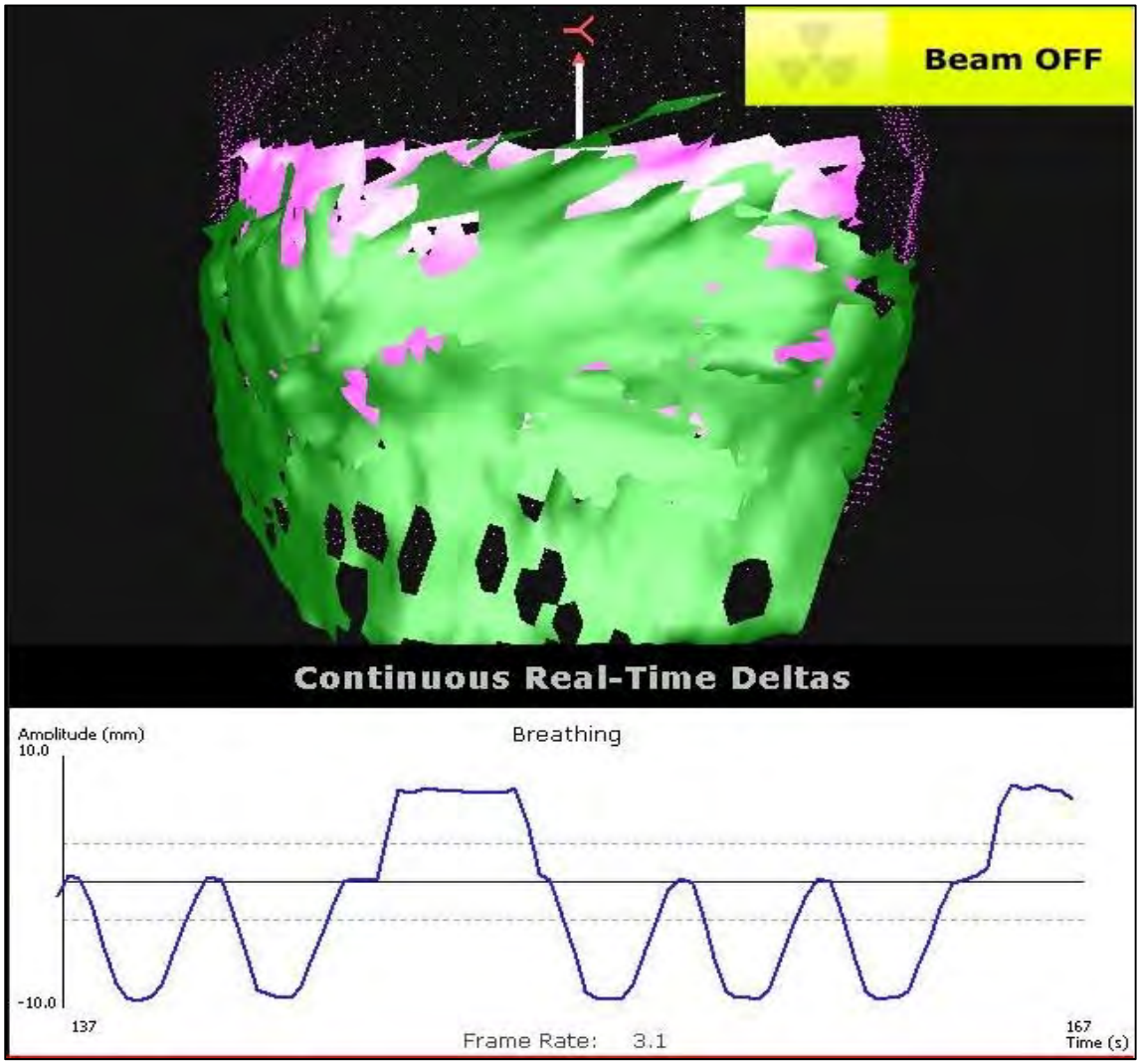


Abb.3: Atemkurve detektiert vom System VisionRT

P 93 Konstanzprüfungen des MLC zur fluenzmodulierten Strahlentherapie mit der QUALIMAGIQ Platform der Firma QualiFormeD nach DIN 6875-4

C. Santinha[1], M. Bouabdallaoui[1], M. Connan[2], S. Beaumont[2], D. Wagner[1]
[1]UMG Göttingen, Strahlentherapie, Göttingen, Deutschland
[2]Qualiformed SARL, La Roche Sur Yon, Frankreich

Einleitung: Um die Qualitätssicherung (QS) des MLCs (Multileafcollimator) nach der dynamischen Lamellenblenden-Methode laut DIN 6875-4 durchführen zu können, werden zwei Module der QUALIMAGIQ Platform verwendet.

Ziel der Studie: Ziel dieser Arbeit ist es, die Module der QUALIMAGIQ Platform in Hinblick auf die Erfüllung der DIN 6875-4 zur QS des MLC für die dynamische Lamellenblenden-Methode zu testen.

Material & Methode: Die QS-Software QUALIMAGIQ v5.2.5 setzt sich aus mehreren Modulen zusammen. Mit dem Modul MLC-stat können die Lamellenpositioniergenauigkeit bei statischen Feldern, die Transmission zwischen zwei benachbarten Lamellen (interleaf transmission) und die Lamellen-Transmission (intraleaf transmission) nach DIN 6875-4 überprüft werden. Die Lamellenpositioniergenauigkeit bei dynamischen Feldern, die Geschwindigkeit der Lamellen, die Geschwindigkeit der Lamellen in Abhängigkeit des Tragarmrotationswinkels und die Geschwindigkeitsänderung der Lamellen werden über das Modul MLC-dyn nach DIN 6875-4 überprüft. Für die Messungen werden eine 1 Cent Münze, das OTP-FIELD28 Phantom und das OTP-ALIGN Phantom der Firma QualiFormeD benötigt (s. Abb. 1).

Um die Transmission und die Lamellenpositioniergenauigkeit bestimmen zu können müssen die folgenden Tests durchgeführt werden. Das Modul MLC-stat überprüft die Zentrierung des Fadenkreuzes mittels des OTP-ALIGN Phantoms bei verschiedenen Kollimatorwinkeln. Anschließend wird das Zentrum des MLCs mit Hilfe des Kollimatorsternschusses überprüft. Zur Messung der Transmission (intraleaf und interleaf) werden zwei Aufnahmen eines ca. 1 cm breiten Feldes mittels elektronischen Bildempfängers (EPID) gewonnen. Das Feld wird auf der einen Seite durch eine MLC-Bank und auf der anderen Seite durch eine Blende begrenzt. Bei der zweiten Aufnahme werden MLC-Bank und Blende vertauscht. Nach Importieren der Aufnahmen mit der Software QUALIMAGIQ wird dies automatisch für alle Lamellenpaare ausgewertet.
Die Lamellenpositioniergenauigkeit bei statischen Feldern wird unter der Verwendung des Phantoms OTP-FIELD28 bestimmt. Die Lamellen jeder Bank des MLC-Feldes bilden eine horizontale Linie, nach welcher das Phantom ausgerichtet wird. Es wird eine EPID Aufnahme gewonnen und in QUALIMAGIQ importiert. Mit der Software QUALIMAGIQ wird die Übereinstimmung jeder Lamelle zueinander und zum vorgegebenen Bestrahlungsfeld verschiedener Größen überprüft (Lichtfeld-Strahlenfeld). Ebenso werden die Lamellen-Senkung bei verschiedenen Tragarmrotationswinkeln und die Lamellen-Blenden-Ausrichtung bestimmt (s. Abb. 2).
Das MLC-dyn Modul führt einen Test für das mechanische Spiel des EPIDs mittels einer 1 Cent Münze durch. Dieser Test wird zur Korrektur aller dynamischen Bilder benutzt, um Artefakte zu vermeiden. Die Positioniergenauigkeit bei dynamischen Feldern wird mit dem Modul MLC-dyn über die EPID Aufnahme eines Sliding window Tests (s. Abb. 3) und eines Picket-Fence Tests (s. Abb. 4) ermittelt. Der Picket-Fence Test kann mit statischer Position des Tragarms und des Blendensystems (Tragarm 0° und Blendensystem 90°) oder mit einer Tragarmrotation durchgeführt werden. Bei dem Test werden die Positionen und die Breite der Streifen gemessen und in der weiteren automatischen Auswertung mögliche Fehlpositionierungen einzelner Lamellenpaare bestimmt.
Die Konstanz der Geschwindigkeit und der Geschwindigkeitsänderung der Lamellen werden während einer kompletten oder einer partiellen Tragarmrotation geprüft (s. Abb. 5). Die Lamellen fahren mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten über das Strahlenfeld, wobei die Geschwindigkeit im vierten Segment viermal größer ist als im ersten. Die Dosisleistung wird entsprechend angepasst, um in allen Segmenten die gleiche Dosis zu erhalten. Der Test ist von der EPID-Kalibrierung, sowie von Symmetrie und Flatness abhängig. Daher wird ein offenes Bestrahlungsfeld gleicher Größe aufgenommen und von dem Testfeld subtrahiert. Anschließend wird in jedem Segment die Dosis bestimmt, welche in jedem Segment konstant sein sollte. Die Auswertung erfolgt durch das Einlesen der erhaltenen Datensätze mittels elektronischen Bildempfängers nach Einstellung der Auswerteparameter und Toleranzen mit der Software QUALIMAGIQ automatisch.

Ergebnisse: Die Toleranzen sind in der Tabelle aufgelistet. Laut DIN6875-4 muss die Transmission bei jeder Strahlenqualität jährlich, die Lamellenpositioniergenauigkeit monatlich, die Geschwindigkeit der Lamellen monatlich bei einem Tragarmrotationswinkel von 0° für alle klinisch verwendeten Dosisleistungen und jährlich bei verschiedenen Tragarm- und Kollimatorrotationswinkeln für die höchste Dosisleistung, sowie die Geschwindigkeitsänderung der Lamellen monatlich gemessen werden. Mit der Software QUALIMAGIQ lassen sich alle geforderten Tests der dynamischen Lamellenblenden-Methode abdecken mit Ausnahme der Bestimmung der Transmission bei ineinander gefahrenen Lamellen und der Transmission an den Lamellenvorderkanten. Firma QualiFormeD entwickelt eine neue Version des Moduls von QUALIMAGIQ, mit welcher die Transmission an der Lamellenvorderkante bestimmt werden kann. Durch den Einsatz der Software QUALIMAGIQ befinden sich sämtliche Daten der Konstanzprüfungen in einem Softwareprogramm und können übersichtlich in Protokollen dargestellt und ausgedruckt werden (s. Abb. 6). Die Auswerteparameter der Konstanzprüfungen gegenüber der Zeit werden aufgetragen, um Schwankungen und Tendenzen erkennen zu können.

Schlussfolgerung: Mit der Software QUALIMAGIQ lassen sich die meisten Konstanzprüfungen nach DIN 6875-4 durchführen und auswerten. Mit der Software QUALIMAGIQ werden viele geforderte Messungen DIN 6875-4 und dessen Auswerteparameter in einer Software zusammengepasst und übersichtlich dargestellt. Für die unterschiedlichen Konstanzprüfungen können Toleranzen definiert werden, wodurch die Auswertung automatisch erfolgt. Durch den Einsatz der Software QUALIMAGIQ zur QS wird eine gleichbleibende Qualität der QS erreicht, der QS Aufwand optimiert und durch die automatische Auswertung Zeitersparnis geschaffen.

Anhang 1

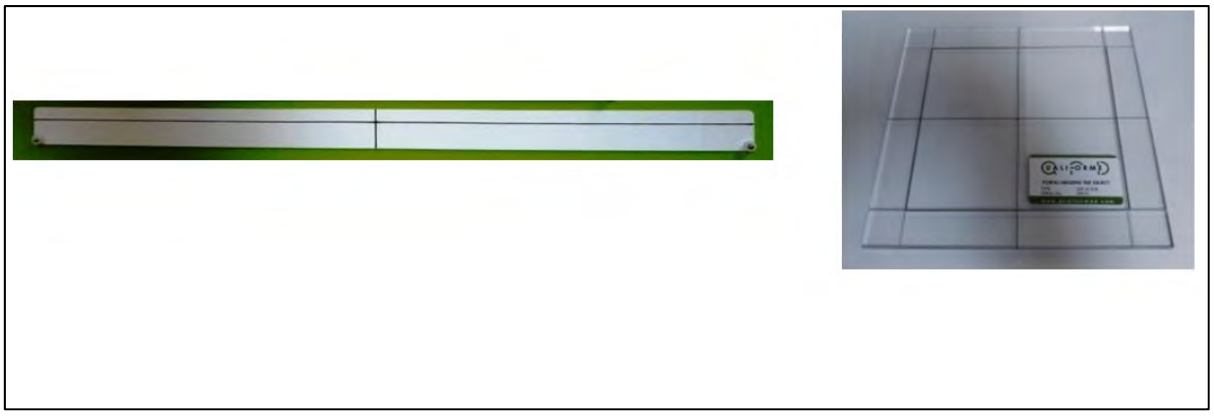


Abb. 1: QualiFormeD Phantome. Links ist das OTP-FIELD28 Phantom abgebildet. Der lange Strich wird an den Halbschatten der Lamellen im Lichtfeld angepasst. Rechts ist das OTP-ALIGN Phantom dargestellt. Es wird anhand des Fadenkreuzes und anhand der Halbschatten der Feldgrenzen ausgerichtet.

Anhang 2

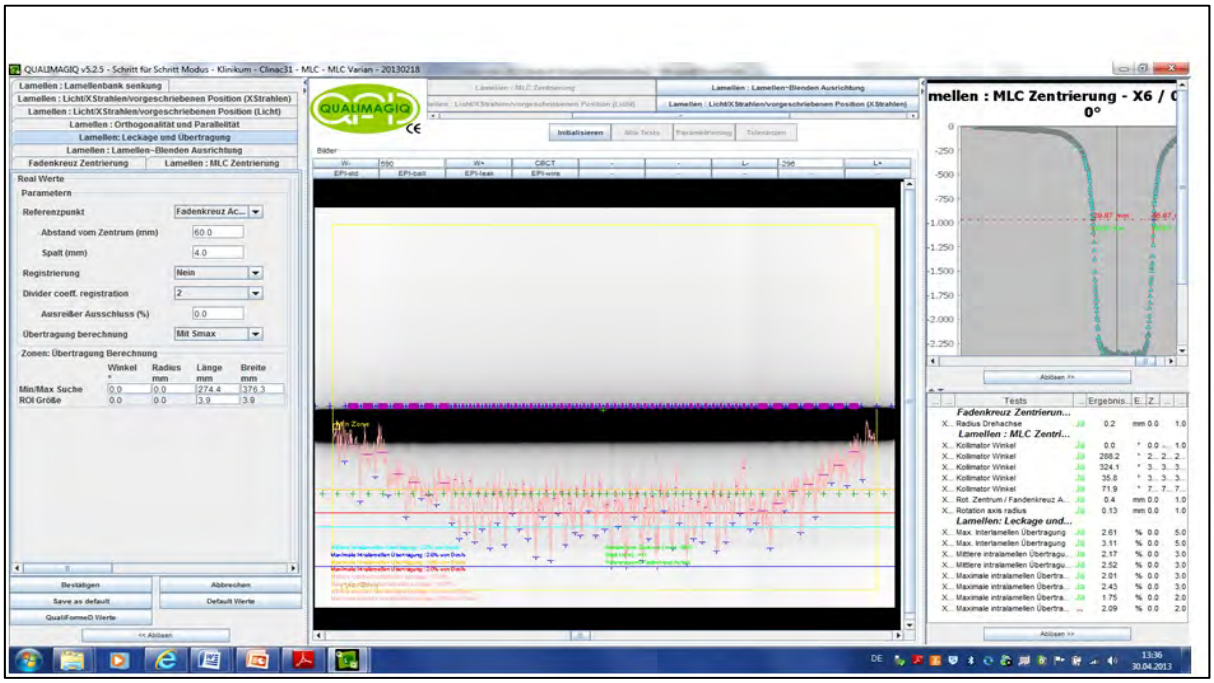


Abb. 2: Modul MLC-stat Beispiel Test – Leakage & Transmission. Links im Bild sind die Parametrierungen für alle Tests. Mitte des Bildes ist die EPID-Aufnahme. Rechts im Bild sieht man die Tests-Ergebnisse.

Anhang 3

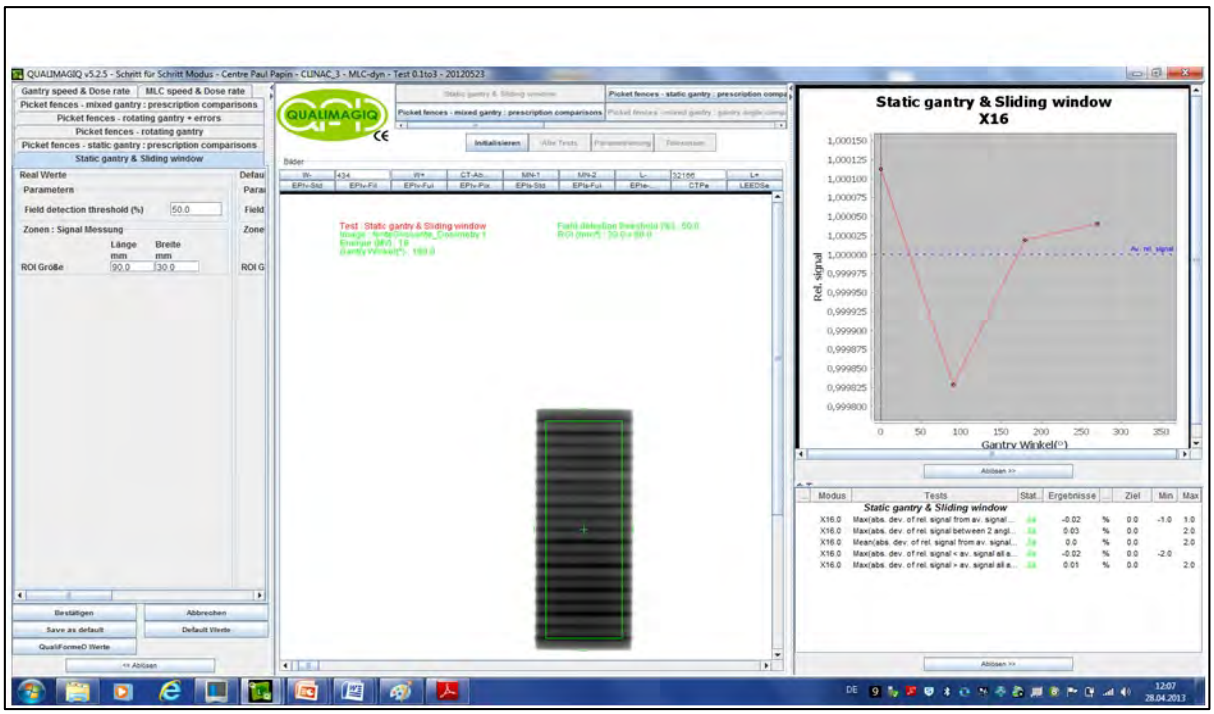


Abb. 3: Modul MLC-dyn Test – Static gantry & Sliding window. Links im Bild sind die Parametrierungen für alle Tests. Mitte des Bildes ist die EPID-Aufnahme. Rechts im Bild sieht man die Tests-Ergebnisse.

Anhang 4

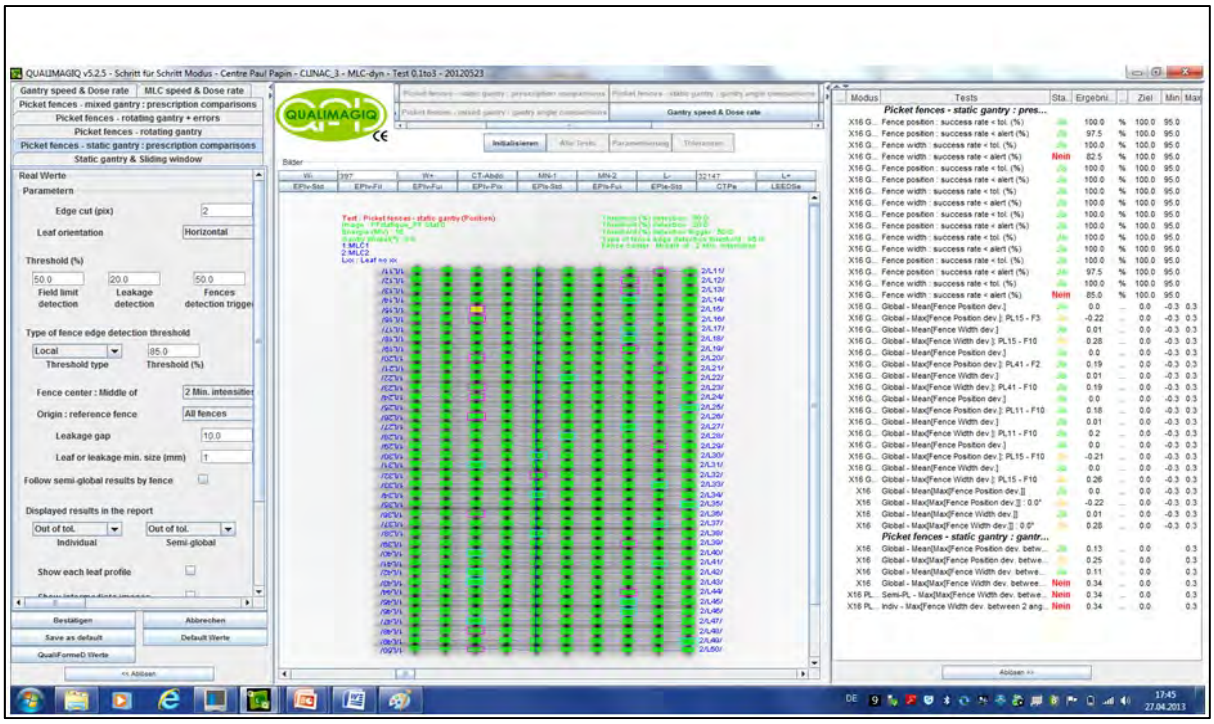


Abb. 4: Modul MLC-dyn Beispiel Test – Picket Fences – Static gantry. Links im Bild sind die Parametrierungen für alle Tests. Mitte des Bildes ist die EPID-Aufnahme. Rechts im Bild sieht man die Tests-Ergebnisse.

Anhang 5

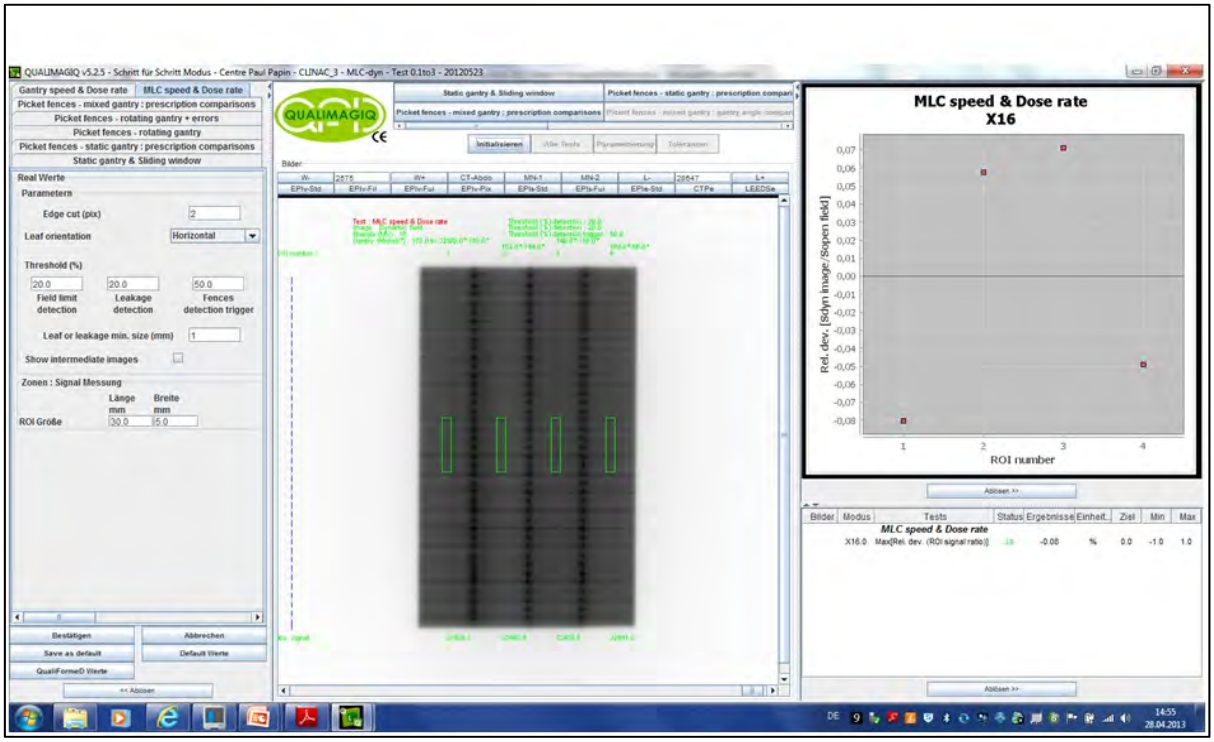
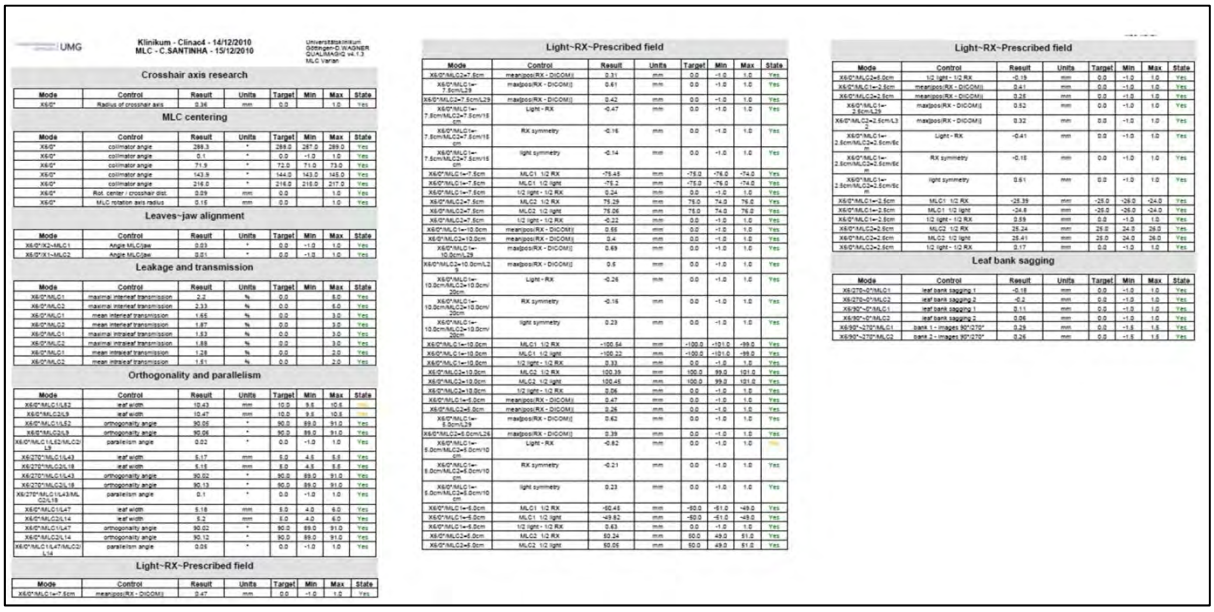


Abb. 5: Modul MLC-dyn Test – MLC speed & Dose rate. Links im Bild sind die Parametrierungen für alle Tests. Mitte des Bildes ist die EPID-Aufnahme. Rechts im Bild sieht man die Tests-Ergebnisse.

Anhang 6



Klinikum - Clinac4 - 14/12/2010
MLC - C.SANTINHA - 15/12/2010

Crosshair axis research

Mode	Control	Result	Units	Target	Min	Max	State
X6/0°	Radius of crosshair axis	0.36	mm	0.0		1.0	Yes

MLC centering

Mode	Control	Result	Units	Target	Min	Max	State
X6/0°	collimator angle	288.3	°	288.0	287.0	289.0	Yes
X6/0°	collimator angle	0.1	°	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°	collimator angle	71.9	°	72.0	71.0	73.0	Yes
X6/0°	collimator angle	143.9	°	144.0	143.0	145.0	Yes
X6/0°	collimator angle	216.0	°	216.0	215.0	217.0	Yes
X6/0°	Rot. center - crosshair dist.	0.09	mm	0.0		1.0	Yes
X6/0°	MLC rotation axis radius	0.16	mm	0.0		1.0	Yes

Leaves~jaw alignment

Mode	Control	Result	Units	Target	Min	Max	State
X6/0°X2~MLC1	Angle MLC/jaw	0.03	°	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°X1~MLC2	Angle MLC/jaw	0.01	°	0.0	-1.0	1.0	Yes

Leakage and transmission

Mode	Control	Result	Units	Target	Min	Max	State
X6/0°MLC1	maximal interleaf transmission	2.2	%	0.0		5.0	Yes
X6/0°MLC2	maximal interleaf transmission	2.33	%	0.0		5.0	Yes
X6/0°MLC1	mean interleaf transmission	1.66	%	0.0		3.0	Yes
X6/0°MLC2	mean interleaf transmission	1.87	%	0.0		3.0	Yes
X6/0°MLC1	maximal interleaf transmission	1.83	%	0.0		3.0	Yes
X6/0°MLC2	maximal interleaf transmission	1.88	%	0.0		3.0	Yes
X6/0°MLC1	mean interleaf transmission	1.28	%	0.0		2.0	Yes
X6/0°MLC2	mean interleaf transmission	1.61	%	0.0		2.0	Yes

Orthogonality and parallelism

Mode	Control	Result	Units	Target	Min	Max	State
X6/0°MLC1,6,2	leaf width	10.43	mm	10.0	9.5	10.5	
X6/0°MLC2,5,9	leaf width	10.47	mm	10.0	9.5	10.5	
X6/0°MLC1,6,2	orthogonality angle	90.06	°	90.0	89.0	91.0	Yes
X6/0°MLC2,5,9	orthogonality angle	90.06	°	90.0	89.0	91.0	Yes
X6/0°MLC1,6,2/MLC2/L5	parallelism angle	0.02	°	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/270°MLC1,5,43	leaf width	5.17	mm	5.0	4.5	5.5	Yes
X6/270°MLC2,5,18	leaf width	5.15	mm	5.0	4.5	5.5	Yes
X6/270°MLC1,5,43	orthogonality angle	90.02	°	90.0	89.0	91.0	Yes
X6/270°MLC2,5,18	orthogonality angle	90.13	°	90.0	89.0	91.0	Yes
X6/270°MLC1,5,43/MLC2/L19	parallelism angle	0.1	°	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC1,5,47	leaf width	5.18	mm	5.0	4.5	5.5	Yes
X6/0°MLC2,5,14	leaf width	5.2	mm	5.0	4.5	5.5	Yes
X6/0°MLC1,5,47	orthogonality angle	90.02	°	90.0	89.0	91.0	Yes
X6/0°MLC2,5,14	orthogonality angle	90.12	°	90.0	89.0	91.0	Yes
X6/0°MLC1,5,47/MLC2/L14	parallelism angle	0.06	°	0.0	-1.0	1.0	Yes

Light~RX~Prescribed field

Mode	Control	Result	Units	Target	Min	Max	State
X6/0°MLC1=7.5cm	max(pos/RX - DICOM))	0.47	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes

Light~RX~Prescribed field

Mode	Control	Result	Units	Target	Min	Max	State
X6/0°MLC2=7.5cm	max(pos/RX - DICOM))	0.31	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC1=7.5cmL29	max(pos/RX - DICOM))	0.61	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC2=7.5cmL29	max(pos/RX - DICOM))	0.42	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC1=7.5cm/MLC2=7.5cm/18	Light - RX	-0.47	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC1=7.5cm/MLC2=7.5cm/18	RX symmetry	-0.16	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC1=7.5cm/MLC2=7.5cm/18 cm	light symmetry	-0.14	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC1=7.5cm	MLC1 1/2 RX	-76.45	mm	-76.0	-76.0	-74.0	Yes
X6/0°MLC1=7.5cm	MLC1 1/2 light	-75.2	mm	-76.0	-76.0	-74.0	Yes
X6/0°MLC1=7.5cm	1/2 light - 1/2 RX	0.24	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC2=7.5cm	MLC2 1/2 RX	75.29	mm	76.0	74.0	76.0	Yes
X6/0°MLC2=7.5cm	MLC2 1/2 light	76.06	mm	76.0	74.0	76.0	Yes
X6/0°MLC2=7.5cm	1/2 light - 1/2 RX	-0.22	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC1=10.0cm	max(pos/RX - DICOM))	0.66	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC2=10.0cm	max(pos/RX - DICOM))	0.4	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC1=10.0cm/MLC2=10.0cm	max(pos/RX - DICOM))	0.69	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC2=10.0cmL2	max(pos/RX - DICOM))	0.6	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC1=10.0cm/MLC2=10.0cm/20cm	Light - RX	-0.26	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC1=10.0cm/MLC2=10.0cm/20cm	RX symmetry	-0.16	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC1=10.0cm/MLC2=10.0cm/20cm	light symmetry	0.23	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC1=10.0cm	MLC1 1/2 RX	-100.54	mm	-100.0	-101.0	-99.0	Yes
X6/0°MLC1=10.0cm	MLC1 1/2 light	-100.22	mm	-100.0	-101.0	-99.0	Yes
X6/0°MLC1=10.0cm	1/2 light - 1/2 RX	0.33	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC2=10.0cm	MLC2 1/2 RX	100.39	mm	100.0	99.0	101.0	Yes
X6/0°MLC2=10.0cm	MLC2 1/2 light	100.45	mm	100.0	99.0	101.0	Yes
X6/0°MLC2=10.0cm	1/2 light - 1/2 RX	0.06	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC1=5.0cm	max(pos/RX - DICOM))	0.47	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC2=5.0cm	max(pos/RX - DICOM))	0.26	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC1=5.0cmL29	max(pos/RX - DICOM))	0.42	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC2=5.0cmL29	max(pos/RX - DICOM))	0.39	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC1=5.0cm/MLC2=5.0cm/10 cm	Light - RX	-0.82	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC1=5.0cm/MLC2=5.0cm/10 cm	RX symmetry	-0.21	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC1=5.0cm/MLC2=5.0cm/10 cm	light symmetry	0.23	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC1=5.0cm	MLC1 1/2 RX	-50.45	mm	-50.0	-51.0	-49.0	Yes
X6/0°MLC1=5.0cm	MLC1 1/2 light	-49.82	mm	-50.0	-51.0	-49.0	Yes
X6/0°MLC1=5.0cm	1/2 light - 1/2 RX	0.63	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC2=5.0cm	MLC2 1/2 RX	50.24	mm	50.0	49.0	51.0	Yes
X6/0°MLC2=5.0cm	MLC2 1/2 light	50.06	mm	50.0	49.0	51.0	Yes

Light~RX~Prescribed field

Mode	Control	Result	Units	Target	Min	Max	State
X6/0°MLC2=2.5cm	1/2 light - 1/2 RX	-0.19	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC1=2.5cm	max(pos/RX - DICOM))	0.41	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC2=2.5cm	max(pos/RX - DICOM))	0.26	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC1=2.5cm/L25	max(pos/RX - DICOM))	0.62	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC2=2.5cm/L3	max(pos/RX - DICOM))	0.32	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC1=2.5cm/MLC2=2.5cm/6cm	Light - RX	-0.41	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC1=2.5cm/MLC2=2.5cm/6cm	RX symmetry	-0.15	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC1=2.5cm/MLC2=2.5cm/6cm	light symmetry	0.61	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC1=2.5cm	MLC1 1/2 RX	-28.39	mm	-28.0	-29.0	-24.0	Yes
X6/0°MLC1=2.5cm	MLC1 1/2 light	-24.8	mm	-28.0	-29.0	-24.0	Yes
X6/0°MLC1=2.5cm	1/2 light - 1/2 RX	0.69	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/0°MLC2=2.5cm	MLC2 1/2 RX	25.24	mm	25.0	24.0	26.0	Yes
X6/0°MLC2=2.5cm	MLC2 1/2 light	25.41	mm	25.0	24.0	26.0	Yes
X6/0°MLC2=2.5cm	1/2 light - 1/2 RX	0.17	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes

Leaf bank sagging

Mode	Control	Result	Units	Target	Min	Max	State
X6/270°~0°MLC1	leaf bank sagging 1	-0.18	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/270°~0°MLC2	leaf bank sagging 2	-0.2	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/90°~0°MLC1	leaf bank sagging 1	0.11	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/90°~0°MLC2	leaf bank sagging 2	0.06	mm	0.0	-1.0	1.0	Yes
X6/90°~270°MLC1	bank 1 - images 90°/270°	0.29	mm	0.0	-1.5	1.5	Yes
X6/90°~270°MLC2	bank 2 - images 90°/270°	0.24	mm	0.0	-1.5	1.5	Yes

Abb. 6: Bericht – QUALIMAGIQ Simple Report Module MLC-stat. Es werden die einzelnen Prüfmerkmale pro Test mit entsprechend festgelegten Toleranzen, sowie die aktuellen Messwerte aufgelistet. Es wird nach Auswertung automatisch angezeigt, welches Prüfmerkmal den Test innerhalb der vorgegebenen Toleranzen bestanden hat oder ob die Toleranzen überschritten worden sind.

Anhang 7

Prüfmerkmale		Prüfhäufigkeit	Toleranzen
Transmission	in der Mitte der Lamellen	jährlich	max. 3 %
	zwischen den Lamellen	jährlich	max. 5 %
Lamellenpositioniergenauigkeit		monatlich	± 0.3 mm
Geschwindigkeit der Lamellen		monatlich/jährlich	± 3 %
Geschwindigkeitsänderung der Lamellen		monatlich	± 3 %

Tab. 1: Prüfmerkmale, Prüfhäufigkeit und Toleranzen.

P 94 Qualitätssicherung bei dynamischen Blenden an einem Tomotherapiesystem

K. Schubert[1], S. Lissner[1], S. Klüter[1], X. Wester[1], A. Vasquez[1], D. Oetzel[1], J. Debus[1]
[1]Uniklink Heidelberg, Strahlentherapie und Radioonkologie, Heidelberg, Deutschland

Fragestellungen: Die Bestrahlungspläne an Tomotherapiesystemen sehen eine konstante Feldlänge von entweder 1cm, 2,5cm oder 5cm vor. Bei herkömmlichen Tomotherapiesystemen beginnt die Bestrahlung des Tumors bereits eine komplette Feldlänge vor dem Tumor und endet eine komplette Feldlänge dahinter. Mit dem neuen TomoEDGE Feature ist es möglich die die Feldlänge formenden Blenden zu Beginn und am Ende der Behandlung dynamisch zu verfahren. Hierdurch ergibt sich ein wesentlich besserer Halbschatten in longitudinaler Richtung. Damit ist es möglich häufiger die Feldlänge 5cm zu wählen und dadurch schnellere Behandlungspläne zu generieren.
In dieser Arbeit wird über die ersten Erfahrungen mit der Qualitätssicherung dieser neuen Technik berichtet.

Material und Methoden: Zur Qualitätssicherung der dynamischen Blenden wurden zwei Prozeduren verwendet. Beiden Prozeduren liegen Referenzmessungen zugrunde, die während der Kommissionierung des Systems aufgenommen wurden.
Täglich wurde eine QA-Prozedur mit rotierendem Beschleuniger und verschiedenen Bewegungsmustern des MLC und der Blenden appliziert. In dem für die Blendenbewegung relevanten Teil der Prozedur wird jeweils eine Blende außerhalb des Feldes positioniert und die andere über den gesamten Bewegungsbereich gefahren. Die Auswertung der Blendenbewegung erfolgt hierbei durch einen Vergleich der programmierten und der von den Encodern ermittelten Blendenposition. Als Messwert werden die maximale Abweichung der beiden Werte von einander und die Abweichung der Blendenposition zum Zeitpunkt der Öffnung von 50% des Feldes von dem der Referenzmessung aufgezeichnet.
Wöchentlich wurde eine Prozedur mit statischem Beschleuniger und verschiedenen Bewegungsmustern der Blenden appliziert. Gemessen wurde hierbei mit einer großvolumigen Ionisationskammer (A17, Standard Imaging Inc.) mit einem in longitudinaler Richtung ortsunabhängigen Messsignal und einer Zeitauflösung von 100 ms. Die Prozedur beinhaltet die folgenden Teilprüfungen:

a) Asymmetrisches Öffnen, bzw. Schließen der beiden Blenden: Jeweils eine Blende wird außerhalb des Feldes positioniert und die andere mit konstanter Geschwindigkeit geöffnet und wieder geschlossen. Der Verlauf wird mittels Gamma-Analyse (2% Dosis; 0,5 mm) mit der Referenzmessung verglichen. Zusätzlich werden die Kurven der beiden Blenden überlagert und ebenfalls mit einer Gamma-Analyse (2% Dosis; 0,5 mm) ausgewertet.
b) Zeitsynchronität der Blendenbewegung: Zu Beginn und am Ende der Prozedur werden die Blenden kurz geöffnet und wieder geschlossen. Der zeitliche Abstand der beiden Signale wird mit der Referenzmessung verglichen.
c) Symmetrisches Öffnen, bzw. Schließen der Blenden: Beide Blenden werden gleichzeitig von der zentralen Position her geöffnet, bzw. aus der geöffneten Position geschlossen. Der Signalverlauf der Blendenöffnung wird invertiert und gemeinsam mit der Blendenschließung den Referenzkurven überlagert. Die Auswertung auf abnormale Verläufe erfolgt visuell.

Alle Auswertungen erfolgen automatisiert in der TQA-Software (Tomotherapy Quality Assurance), die in dem Tomotherapiesystem integriert ist.

Ergebnisse: Für die tägliche QA-Prozedur ergaben sich folgende Ergebnisse: Für die vorderen Blende war die mittlere maximale Abweichung der Position der Blende gegenüber den programmierten Werten 0,11 mm ± 0,16 mm (Standardabweichung), für die hintere Blende ergab sich eine mittlere maximale Abweichung von -0,16 mm ± 0,15 mm. Die mittlere Abweichung der Blendenposition bei halbgeöffnetem Feld betrug für die vordere Blende -0,0008 mm ± 0,062 mm und für die hintere Blende -0,037 mm ± 0,046 mm.
Die Messungen der wöchentlichen QA-Prozedur lieferten folgende Ergebnisse:

a) Bei dem Vergleich der asymmetrischen Bewegung der vorderen Blende mit der Referenzmessung ergab sich in der Gamma-Analyse ein maximaler Wert von 0,2, für die hintere Blende lag der Wert bei 0,3. Der Vergleich der Bewegungen der hinteren mit der vorderen Blende lieferte grundsätzlich höhere Gamma-Werte, der maximale Wert lag hier bei 0,5.
b) Die mittlere Abweichung des Zeitintervalls zwischen den beiden Blendenbewegungen von der Referenzmessung lag bei -0,049 s ± 0,015 s.
c) Bei der visuellen Kontrolle der symmetrischen Blendenbewegung konnten keine abnormalen Bewegungen erkannt werden.

Zusammenfassung: Die Ergebnisse der täglichen QA-Prozedur zeigen, dass das System intern mit hoher Genauigkeit funktioniert. Eine unabhängige Überprüfung der Blendenbewegung stellt dieses Verfahren jedoch nicht da.
Die Ergebnisse der wöchentlichen QA-Prozedur zeigen ebenfalls nur minimale Abweichungen. Die Messung korreliert die feldgrößenabhängige Dosisleistung der großvolumigen Ionisationskammer mit der Bewegung der Blenden. Der Bezug auf die Referenzmessung stellt sicher, dass die Bewegungsprofile sich seit der Kommissionierung nicht verändert haben. Während der Kommissionierung wurde die korrekte Funktionsweise der Blenden durch Verifikationsmessungen von Phantom- und Patientenplänen sichergestellt.
Die Messwerte werden unabhängig vom Tomotherapiesystem mit Ionisationskammer und Elektrometer gemessen. Die maximalen Abweichungen in den Gamma-Analysen sind in der Regel durch kurzzeitige Output-Schwankungen begründet, sodass die tatsächlichen Abweichungen in der Blendenbewegung geringer sind.
Die neue TomoEDGE Funktionalität erlaubt es durch dynamische Blendenbewegungen am Anfang und Ende des Zielvolumens den longitudinalen Halbschatten zu reduzieren. Die Qualitätssicherung der Blendenbewegungen zeigt keine Abweichungen außerhalb der Toleranz. Dies wird auch durch die Messungen der Verifikationspläne für die Patienten vor deren Ersteinstellung bestätigt.

P 95 Einsatz eines Diodenflächendosimeters zur Qualitätssicherung in der Strahlentherapie

I. König[1], V. Platz[1], E. Gargioni[1], T. Gauer[1], D. Albers[1], M. Todorovic[1], F. Cremers[1]
[1]Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Hamburg, Deutschland

Fragestellungen: Ein Diodenflächendosimeter wurde hinsichtlich seiner Eignung als Qualitätssicherungs-Messsystem für die Anwendung in der klinischen Routine evaluiert. Der vom Hersteller angegebene Anwendungsbereich ist die Verifikation von Bestrahlungsplänen in der intensitätsmodulierten Strahlentherapie (IMRT). Im Rahmen dieser Arbeit wurde untersucht, ob sich das Diodenflächendosimeter auch für die Qualitätssicherung von Linearbeschleunigern insbesondere nach DIN 6847-5 eignet.

Material und Methoden: Untersucht wurde das Diodenflächendosimeter MapCHECK 2 (Sun Nuclear,Melbourne, Florida). Dieses besteht aus 1.527 Dioden, welche in einem oktagonalen Muster angeordnet sind. Zwischen der Oberfläche des MapCHECKs und den Dioden befindet sich Polykarbonat mit einer physikalischen Dicke von 12 mm. Dieses dient als Aufbaumaterial und entspricht einer radiologischen Tiefe in Wasser von 2,0 ± 0,1 cm.
Nach der Kalibrierung des MapCHECKs erfolgte ein Vergleich der Eigenschaften des Diodenarrays mit denen der Ionisationskammer CC04 (PTW, Freiburg, Deutschland). Es wurden Parameter wie Outputfaktoren, Dosislinearität, Tiefendosiskurven, Kurzzeitstabilität und Reproduzierbarkeit der Messergebnisse verglichen. Das räumliche Auflösungsvermögen des MapCHECKs wurde durch das Bestrahlen mit Strichrastern unterschiedlicher Größe überprüft (Modulationsübertragungsfunktion). Individuelle Elektronenfelder wurden sowohl mit dem MapCHECK als auch mit radiochromen Filmen (GafChromic EBT3) gemessen und die Ergebnisse miteinander verglichen.

Ergebnisse: Für das MapCHECK ist das Verhalten zwischen applizierter und gemessener Dosis im Bereich von 1 bis 600 MU linear. Die Kurzzeitstabilität und Reproduzierbarkeit der Messergebnisse des MapCHECKs ist vergleichbar mit denen der Ionisationskammer CC04. Die Schwankung der Messwerte des MapCHECKs beträgt maximal 0,37 ± 0,14 %. Der Vergleich der Messung einer Summendosis (13 x 100 MU) und einer Einzeldosis (1300 MU) zeigt einen maximalen Unterschied von 0,14 %. Die vom MapCHECK gemessene Dosis steigt in gleicher Weise mit zunehmender Feldgröße an wie die der CC04. Die Messwerte von Tiefendosen stimmen mit denen der Ionisationskammer CC04 unter gleichen Aufbaubedingungen überein. Dabei kann durch das integrierte Aufbaumaterial des MapCHECKs erst ab einer Tiefe von 2 cm mit der Aufnahme der Tiefendosiswerte begonnen werden. Das räumliche Auflösungsvermögen des MapCHECKs ist durch den Abstand der Dioden zueinander begrenzt. Nach dem Nyquistkriterium können Strichmuster mit einer Spaltbreite von 7,07 mm noch aufgelöst werden. Bei der Messung mit Strichrastern können Spaltbreiten von 6 mm nicht mehr aufgelöst werden. Der Dosisabfall am Feldrand kann nur durch Interpolation bestimmt werden. Bei der Messung individueller Elektronenfelder zeigt sich eine Übereinstimmung von 93,12 ± 4 % zwischen der Messung mit dem EBT 3 Film und dem MapCHECK.

Zusammenfassung: Das MapCHECK kann nicht nur für die Qualitätssicherung von Patientenplänen verwendet werden, sondern auch zur Messung von Punktdosiswerten, Querprofilen und individuellen Elektronenfeldern. Aus den vorhergehenden Messungen kann man darauf schließen, dass sich das MapCHECK für einen Teil der Konstanzprüfungen der Kennmerkmale des Linearbeschleunigers nach der DIN 6847-5 eignet. So könnte es für die Überprüfung des Dosismonitorsystems, der Keilfilterfaktoren und der Dosisquerprofile eingesetzt werden. Aufgrund der weit auseinander stehenden Dioden kann der Feldrandabfall nicht genau detektiert werden und somit auch nicht die Feldgröße exakt vermessen werden. Mit dem MapCHECK können aufgrund des integrierten Aufbaumaterials Dosiswerte ab 2 cm Tiefe erfasst werden. Somit können nicht alle Energien im Maximum gemessen werden.

P 96 Planverifikation für die stereotaktische Bestrahlung – Bedeutet höhere Auflösung in der Dosimetrie auch genauere Prüfung?

W. W. Baus[1], L. Klaus[2], F. Poppenborg[1], A. Brendemühl[1], R. Fouassi[1]
[1]Uniklinik Köln, Strahlentherapie, Köln, Deutschland
[2]Uniklinik Köln, Neurochirugie u. Stereotaxie, Köln, Deutschland

Fragestellung: Robotisch gesteuerte stereotaktische Strahlentherapie mit dem CyberKnife-Linearbeschleuniger (CK, Accuray Inc., Sunnyvale, USA) besteht aus einem komplexen Zusammenspiel aus inverser Bestrahlungsplanung und exakter Roboterpositionierung, jeweils korrigiert durch Bildgebung während der Bestrahlung. Um die Sicherheit der korrekten Dosisapplikation (Delivery Quality Assurance, DQA) zu gewährleisten, ist es deshalb in den meisten Einrichtungen üblich, jeden Patientenplan individuell dosimetrisch zu überprüfen. Dazu wird der Plan für die Patientenbestrahlung, wie von der IMRT-Verifikation bekannt, auf den CT-Datensatz eines Phantoms übertragen, die Dosis neu berechnet und das Phantom, in welchem ein Detektor platziert ist, dem Plan entsprechend bestrahlt. Standardmäßig empfiehlt die Fa. Accuray dafür eine Farmerkammer, während z.B. der Bericht der TG 135 der AAPM zum Gebrauch von Film oder einem anderen Detektor mit höherer Auflösung rät. [1] In unserer Einrichtung wurde sowohl für Zwecke der Absolutdosimetrie als auch für die Patientenplanverifikation sehr früh auf eine im Vergleich zur Farmer-Kammer deutlich kleinere Kammer (semiflex-Kammer, PTW Typ 31010) umgestellt. Da mit dem CyberKnife teilweise Zielvolumina mit einem Volumen von lediglich einigen Kubikzentimetern und kleiner bestrahlt werden, stellt sich die Frage, ob sich in diesen Fällen mit einer noch kleineren Kammer eine noch bessere Übereinstimmung zwischen geplanter und gemessener Dosis erzielen lässt. Zusätzlich stellt sich die Frage, inwieweit man die Messung in einem Punkt nicht auf eine im Vergleich zu Film bequemere Messung mit einem Detektor-Array übertragen kann. Üblicherweise werden diese Planverifikationen in homogenen Phantomen durchgeführt. Eine dritte Frage ist deshalb, inwieweit man mit einem inhomogenen Phantom auch die in den Planungsalgorithmen verwendeten Heterogenitätskorrekturen mit testen kann.

Material und Methoden: Für eine zufällige Auswahl von elf Patienten (PTV-Größe zwischen 0.2 und 57 cm³) berechneten wir einen Satz von vier DQA-Plänen für ein in der eigenen Werkstatt gefertigtes homogenes Plattenphantom aus Polymethylenmethacrylat (PMMA) mit implantierten Markern aus Weichlot (Bild 1): Einen Plan für eine 0.125 cm³ Semiflex Klammer (SFC, Typ 31010, PTW, Freiburg) und einen weiteren für eine flüssigkeitsgefüllte Ionisationskammer (MicroLion (LIC), Typ 31018, PTW, Freiburg; Messvolumen (MV): 0.002 cm³), jeweils einmal mit dem sog. ray tracing (entspricht pencil beam) und mit dem Monte Carlo Algorithmus (Multiplan Vers. 4.5, Accuray, Sunnyvale, USA). Insgesamt also 44 Pläne für 11 verschiedene sog. beamsets. Da die Kammern in Bezug auf die Marker im Phantom – und damit auf das sog. alignment center – jeweils unterschiedliche effektive Messorte haben, wurde für jede Kammer ein separater DQA-Plan abgestrahlt, insgesamt also 22 Bestrahlungen. Für die SFC wurden Korrektionen entsprechend DIN 6800-2 angewendet, die LIC wurde mit Hilfe einer Anschlussmessung im breiten Therapiestrahl eines konventionellen Linearbeschleunigers mit ausgeglichenem Feld kalibriert. Die mit den Kammern bestimmte Wasserenergiedosis verglichen wir mit der mittleren Dosis des sensitiven Kammervolumens entsprechend dem errechneten Dosisvolumenhistogramms (DVH). Um den Einfluss von lungenartigen Inhomogenitäten auf das Ergebnis der Planverifikation zu testen, bauten wir ein rechteckiges Phantom aus PMMA mit einer 'Lunge' aus Glasschaum, in die ein 'Tumor' aus PMMA eingebaut war (vgl. Bild 2). Für die Dosismessungen benutzen wir ein Diodenarray mit einem Detektorabstand von 0.4 cm (SRS-Profiler, Sun Nuclear, Melbourne, USA; MV = 0.02 mm³).
Tabelle 1 gibt einen Überblick über die verwendeten Detektoren.

Ergebnisse: Die Ergebnisse des Vergleichs der gemessenen Dosis mit den jeweils vom Planungssystem errechneten Werten sind in Bild 3 dargestellt. Für Zielvolumina ab etwa 5 cm³ Größe liegen praktisch alle Werte in einem Bereich von ±5 % um 1.0. Der Mittelwert für diese Fälle beträgt -1.5 (rt) und 0.4 % (MC) für die Semiflex-Kammer und 0.0 (rt) und 0.7 % (MC) für die MicroLion-Kammer (Standardabweichung 1.6, 1.7, 2.2 und 2.8 %).
Die Rechnungen für das inhomogene Phantom zeigen zwar Unterschiede zwischen MC- und rt-Algorithmus, allerdings weniger dort, wo sich die Messdioden befinden (vgl. Bild 2). Da bisher nur relative Messungen mit dem SRS-Profiler durchgeführt wurden, konnte praktisch kein Unterschied zwischen Messung und Rechnung festgestellt werden.

Diskussion und Schlussfolgerungen: Die Farmerkammer, die anfangs in unserem Institut benutzt wurde, ist auf Grund ihres großen Messvolumens eher ungeeignet für die kleinen inhomogenen Felder

des CK. Selbst für den größten Kollimator beträgt die Abweichung von der Zentralstrahldosis durch die Mittelung über 21 mm Länge 1.3 %. Im Vergleich der Semiflex- mit der MicroLion-Kammer zeigen sich für Volumina größer 5 cm³ nur geringe Unterschiede. Daraus könnte man schließen, dass für nicht zu kleine Volumina auch die Farmerkammer durchaus geeignet sein könnte. Allerdings scheint es so zu sein, dass für sehr kleine Targets auch die Semiflex-Kammer zu groß ist und man einen kleineren Detektor wie beispielsweise die MicroLion-Kammer benutzen muß. Die Differenz zwischen ray tracing und Monte Carlo-Rechnung ist für die Verifikationspläne eher gering. Dies war zu erwarten, da ein homogenes Phantom benutzt wurde. Die von uns gewählte Kombination eines lungenartigen Phantoms mit dem SRS-Profiler hat sich bisher nicht als sehr geeignet für die Planverifikation erwiesen. Zum Teil liegt das sicher am vergleichsweise großen Abstand von Detektor und Inhomogenität. Zudem ist die Kalibrierung des Profilers nicht völlig trivial (vgl. z.B. [4]), so dass wir bisher noch nicht Absolutdosiswerte ausgewerten konnten.

Zusammenfassung: Für Zielvolumen größer als 5 cm³ ist die 0.125 cm³ Semiflex-Kammer eine geeignete Wahl für die Planverifikation am CyberKnife, für kleinere Volumina scheint ein Detektor mit kleinerem Messvolumen erforderlich, wie beispielsweise die MicroLion-Kammer. Der Gebrauch eines inhomogenen Phantoms in Verbindung mit 2D-Detektor für die Planverifikation am CyberKnife erfordert noch weitere Untersuchungen.

Literatur

[1] Dieterich et al. Med. Phys. (2011) 2914-36
[2] Simon et al. Med. Phys. (2010) 3501-3509
[3] Detectors, PTW, Freiburg, Germany 2012
[4] Dokument 1202011, Rev A, Sun Nuclear Cooperation, Melbourne, USA, 4. Februar 2009

Anhang 1

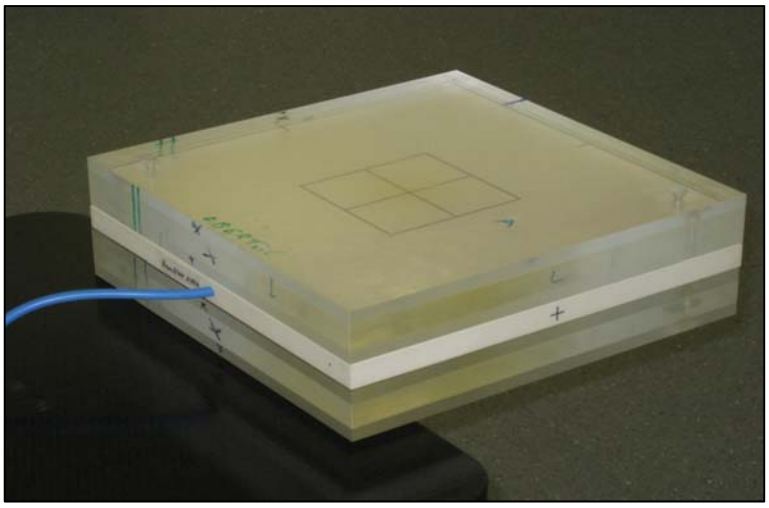


Abb. 1: Eigenbau eines CyberKnife DQA-Phantoms aus PMMA (Detektor-Platte aus plastic water™), Kantenlänge 30 cm, Höhe 10 cm, mit eingebauten Markern aus Weichlot (∅ 1 mm, Länge 5 mm; nicht erkennbar).

Anhang 2

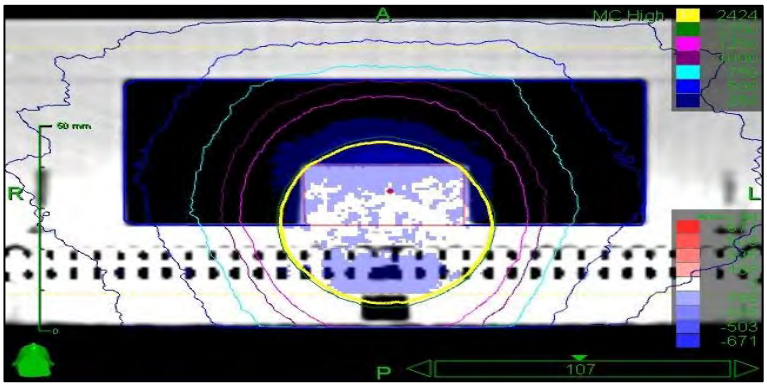


Abb. 2: Lungenphantom mit SRS-Profiler (die obere Reihe schwarzer Flecken markiert etwa die Dioden-Detektoren in etwa sechs Millimeter wasseräquivalenter Tiefe). Gezeigt ist eine MC Rechnung (Isodosenlinien) und der Vergleich mit der entsprechenden ray tracing-Berechnung (Verschreibungsdosis 2500 cGy): blau bedeutet geringere Dosiswerte des rt-Algorithmus. Man erkennt, dass in der Ebene der Detektoren die Abweichungen verhältnismäßig gering sind (fast überall < 7 %).

Anhang 3

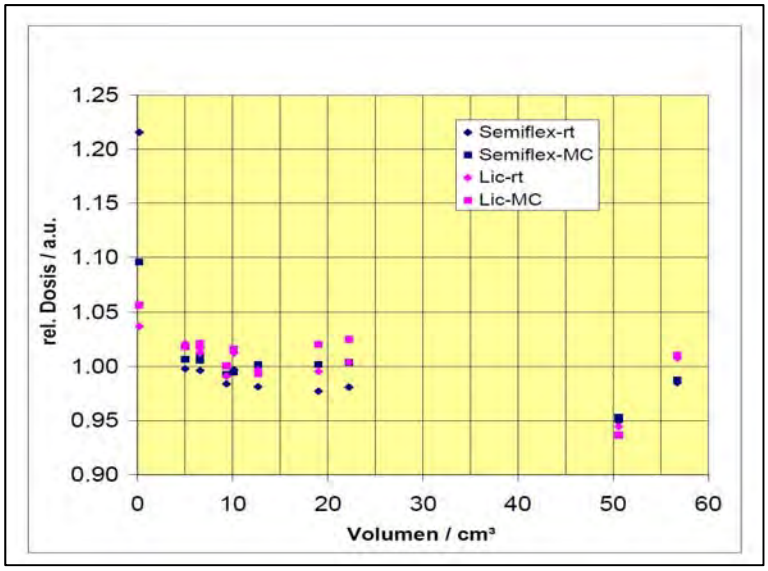


Abb. 3: Vergleich Messung mit Rechnung für alle 44 untersuchten Fälle. Praktisch alle Messwerte liegen im Bereich von 1.0 ± 5 %. Lediglich für das allerkleinste Zielvolumen (Akustikusneurinom mit V_{ZV} = 0.2 cm³) weichen die mit der Semiflex-Kammer gemessenen Werte deutlicher von der Rechnung ab. (Vgl. Text)

Anhang 4

Detektor	Typ	Messvolumen / cm³	Abbildung
Farmer (30013)	offene Ionisations-kammer	0.6	
Semiflex (SF) (31010)	offene Ionisations-kammer	0.125	
Liquid Ion (LIC) (30018)	Flüssigkeits-Ionisations-kammer	0.0017	
SRS-Profiler	Diode	0.000019	

Tab. 1: Übersicht der verwendeten Detektoren (Farmerkammer nur zum Vergleich), Daten aus [3] und [4].

Abb.4

47. Partikeltherapie

P 97 GEANT4 Simulationen zur Optimierung einer Compton Kamera für die In-vivo Dosimetrie

H. Rohling[1], W. Enghardt[1,2], C. Golnik[1], G. Pausch[1], F. Fiedler[2]
[1]OncoRay - TU Dresden, Dresden, Deutschland
[2]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Dresden, Deutschland

Fragestellungen: Zur Qualitätssicherung der Partikelbestrahlungen von Tumorpatienten ist eine nicht-invasive, in-vivo Überwachung wünschenswert. Am OncoRay / TU Dresden / HZDR wird zur Zeit ein Prototyp einer Compton Kamera für die klinische Anwendung entwickelt, die eine solche Überwachung anhand der bildgebenden Messung prompter Gammastrahlung ermöglichen soll [1]. Aufgrund der Vielzahl der zu optimierenden Parameter wie Größe, Abstände und Material der Detektoren, zur Analyse der auftretenden Wechselwirkungen und zur Selektion von Ereignissen sind Monte Carlo Simulationen dabei unerlässlich.

Material und Methoden: Die betrachtete Compton Kamera ist aus einer Streuebene (CZT) und einer Absorberebene (CZT oder LSO) aufgebaut (Abb.1). Das Funktionsprinzip einer Compton Kamera basiert auf der Berechnung des Streuwinkels und damit der Eintreffrichtung des Photons mithilfe der gemessenen Energiedepositionen.
Zur Optimierung des Detektorsystems wurden Simulationen mit dem Monte Carlo Code GEANT4 Version 9.5 [2] durchgeführt. Neben der Untersuchung der Zählraten war die Charakterisierung der auftretenden Ereignisse das Ziel dieser Simulationen. Dabei wird eine koinzidente Energiedeposition in beiden Detektorebenen genau dann als nutzbares Ereignis angesehen, wenn in der Streuebene genau eine Compton Streuung und in der Absorptionsebene eine vollständige Absorption des Photons stattfand. Außer einer Punktquelle wurden Emissionen aus einer kugelförmigen Quelle mit 10 cm Durchmesser simuliert. Verschiedene Abstände des Detektors zur Quelle sowie unterschiedliche Anordnungen von Streuebene zur Absorptionsebene wurden angenommen. Des Weiteren wurden die Simulationen mit experimentellen Daten verglichen. Ferner wurde der Fehler, der durch die Abweichung zwischen simuliertem Schwerpunkt, der dem experimentellen Messpunkt nahe kommt, und dem Ort der Comptonstreuung im Streuer bzw. der Einfallsrichtung im Absorber untersucht.

Ergebnisse: Die Konfiguration aus CZT und LSO weist erwartungsgemäß eine höhere Ansprechwahrscheinlichkeit als der CZT-CZT Detektor auf (Abb.2), außerdem ist die Rate an nutzbaren Ereignissen deutlich höher (Abb.3). Die Abstände zwischen den Detektorebenen und der Abstand zur Quelle haben kaum Einfluss auf die Güte der Ereignisse. Eine Selektion von Ereignissen zur Minimierung des Rauschens anhand der Wechselwirkungstiefe in der Streuebene erscheint sinnvoll.

Zusammenfassung: Es wurden umfassende Simulationen mit GEANT4 zur Bewertung und Optimierung von möglichen Compton Kamera Systemen durchgeführt. Um die Güte der Simulationen zu bewerten wurden die Simulationsergebnisse mit experimentellen Daten verglichen.

Literatur
[1] Kormoll, T.: A Compton Camera for In-vivo Dosimetry in Ion-beam Radiotherapy. Diss., Technische Universität Dresden, Mathematik und Naturwissenschaften. Dresden, 2013
[2] Agostinelli, S. et al 2003 GEANT4 - a simulation toolkit Nucl. Instr. Meth. A 506(3) 250-303

Anhang 1

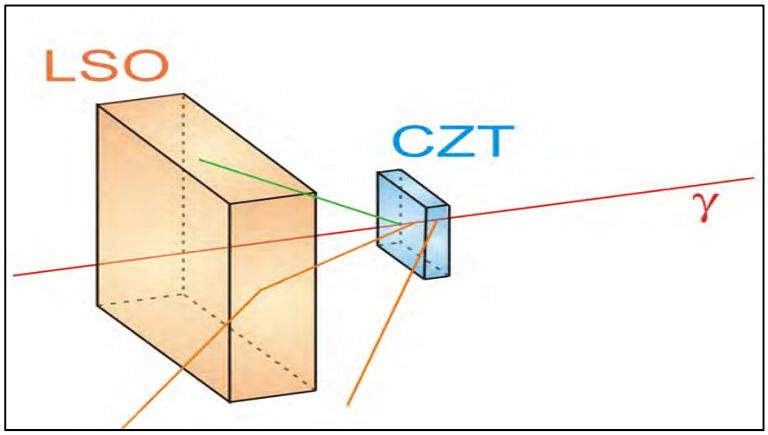


Abb1.: Aufbau einer Compton Kamera aus einem Streuer und einer Absorptionsebene. Der Streuer besteht aus Cadmiumzinktellurid (CZT) und der Absorber aus Lutetium-Oxy-Orthosilikat (LSO). Mögliche Wechselwirkungen eines einfallenden Photons sind dargestellt.

Anhang 2

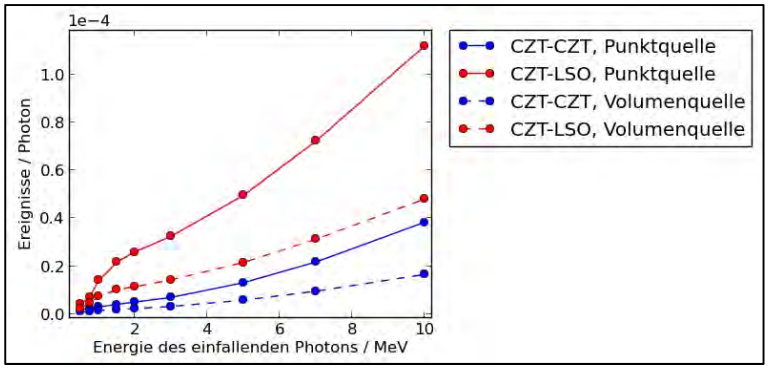


Abb.2: Simulierte Zählrate pro isotrop emittiertem Photon für zwei mögliche Prototypen einer Compton Kamera, die aus einer aus CZT bestehenden Streuebene und einem Absorber aus CZT oder LSO aufgebaut ist. Der Abstand zwischen den Detektorebenen ist 4 cm bzw. 8 cm. Die CZT-Blöcke haben die Maße 2×2×0.5 cm^3 und der LSO 5.2×5.2×2 cm^3. Der Abstand des Detektors zur Quelle beträgt 10 cm.

Anhang 3

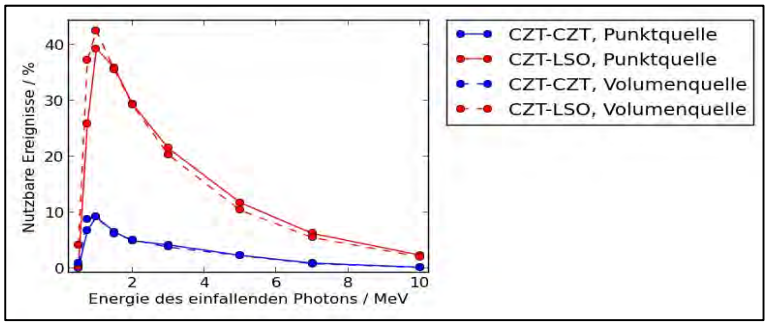


Abb.3: Anteil der nutzbaren Ereignisse (siehe Text) an allen simulierten Ereignissen für zwei mögliche Prototypen einer Compton Kamera, die aus einer aus CZT bestehenden Streuebene und einem Absorber aus CZT oder LSO aufgebaut ist. Der Abstand zwischen den Detektorebenen ist 4 cm bzw. 8 cm. Die CZT-Blöcke haben die Maße 2×2×0.5 cm^3 und der LSO 5.2×5.2×2 cm^3. Der Abstand zwischen Detektor und Quelle beträgt 10 cm. Die prompten Gammas werden isotrop emittiert.

P 98 Absorbed dose in ion beams – ionization-based vs. fluence-based measurements

J.-M. Osinga[1,2], S. Brons[3], J.A. Bartz[4,5], M.S. Akselrod[4], O. Jäkel[1,2,3], S. Greilich[1]
[1]German Cancer Research Center, Department of Medical Physics in Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland
[2]University Hospital, Department of Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland
[3]Heidelberg Ion-Beam Therapy Center, Heidelberg, Deutschland
[4]Landauer Inc., Crystal Growth Division, Stillwater, OK, Vereinigte Staaten Von Amerika
[5]Oklahoma State University, Stillwater, OK, Vereinigte Staaten Von Amerika

Introduction: Fluorescent nuclear track detectors (FNTDs) based on Al_2O_3:C,Mg single crystals and laser scanning confocal fluorescence microscopy [1] allow for high-accuracy fluence determination in therapeutic proton and ion beams. FNTDs exhibit a particle detection efficiency of >99.83 % and can register all types of primary ions and secondary fragments that occur in clinical beams [2]. They are therefore excellent candidates to investigate differences between fluence-based and ionization-based dosimetry which have been indicated by a number of previous studies, but were questioned, e.g. due to the contested accuracy of plastic nuclear track detectors (e.g. CR-39) used [3 and refs therein].

Materials and Methods: We performed a direct comparison of FNTDs and a thimble ionization chamber (Farmer type, PTW 30013) in the same experimental set-up. Irradiations took place at the Heidelberg Ion-Beam Therapy Center (HIT) using monoenergetic protons (142.66 MeV, ϕ = 3x10^6 1/cm^2) and carbon ions (270.55 MeV/u, ϕ = 3x10^6 1/cm^2).

Results: We found that absorbed dose-to-water values as determined by fluence measurements are on average 7.4 % lower than those by the ionization chamber in case of carbon ions. Preliminary analyses show similar differences in case of protons. The deviations found are significant considering both the uncertainties for ionization chambers as given in the TRS 398 [4] and from experimental design (*e.g.* inhomogeneous irradiation, machine stability, beam direction).

Conclusion: We believe that we can exclude short-comings in experimental design as the origin of the differences found between fluence-based and ionization based dosimetry and therefore suggest that this effect is due to more subtle reasons.

References

[1] Akselrod, M.S., Sykora, G.J.: Fluorescent nuclear track detector technology – A new way to do passive solid state dosimetry. Radiat. Meas. 12, 46, p. 1671-1679, 2011.
[2] Osinga, J.-M., Akselrod, M.S., Herrmann, R., Hable, V., Dollinger, G., Jäkel, O., Greilich, S.: High accuracy fluence determination in ion beams using fluorescent nuclear track detectors. Radiat. Meas., 2013, doi: 10.1016/j.radmeas.2013.01.035.
[3] Hartmann, G.H., Brede, H.J., Fukumara, A., Hecker, O., Hiraoka, T., Jakob, C., Jäkel, O., Krießbach A., Schardt, D.: Results of a small scale dosimetry comparison with carbon-12 ions at GSI Darmstadt. Proc. Int. Week on Hadrontherapy and 2nd Int. Symp. on Hadrontherapy (ICS 1144), Elsevier, p. 346-350, 1997.
[4] Technical Reports Series (TRS) No. 398: Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. International Atomic Energy Agency (IAEA), Vienna, 2000.

P 99 Stabilität und Reproduzierbarkeit verschiedener Anlagenparameter an einer Protonen-Pencilbeam-Scanning-Anlage – Erfahrung der ersten 4 Betriebsjahre

C. Skalsky[1], M. Hillbrand[1], J. Hauffe[1], G. Datzmann[1]
[1]Rinecker Proton Therapy Center München, Medizinphysik, München, Deutschland

Fragestellungen: Neben der Konstanz und Genauigkeit der Dosismonitore, was die Grundlage jeder Strahlentherapie-Anlage darstellt, ist man speziell an einer Pencilbeam-Scanning-Anlage (PBS) auf eine hohe Präzision in der Strahlposition angewiesen, um eine exakte Dosisapplikation zu ermöglichen. Diese beiden Parameter stellen neben der Konstanz der Strahlfleckgröße und der Reproduzierbarkeit der Energieeinstellung die wichtigsten Anlagenparameter einer Pencilbeam-Scanning-Anlage dar.

Material und Methoden: Bis Ende April 2013 wurden am RPTC in München mehr als 1500 Patienten an 4 Bestrahlungsplätzen ausschließlich mit der Pencilbeam-Scanning-Technik behandelt. Mit dem Scanning-System in München steht ein vollständiges 3 dimensionales Voxel-Scanning-System zur Verfügung, wobei die Energie-Modulation in der sogenannten Degrader-Sektion direkt nach der Extraktion des Strahles aus dem Zyklotron stattfindet. Die Ablenkung in X- und Y- Richtung erfolgt mit zwei Scanner-Magneten nach dem letzten Dipol-Magnet direkt in der Nozzle jeder Gantry.
Bereits seit der Phase der Anlagen-Kommissionierung wurden verschiedenste Parameter, die die Strahlpräzision, die Dosisapplikation und die Energieeinstellung betreffen untersucht, unter anderem auch der Einfluss von Dipol- und Scannermagneten, Netzteilen und Beamline-Drifts. Im Rahmen der Qualitätssicherungsmaßnahmen seit Beginn des klinischen Betriebes wurde vor allem auch die Stabilität der Dosis- und Strahl-Positions-Kammern überwacht und analysiert.
Für die Untersuchung dieser Parameter ist eine größere Anzahl von Prozeduren und Tools notwendig. Diese wurden einerseits vom Hersteller realisiert, um zum Beispiel eine schnelle und einfache Korrektur eines Beamlin-Drifts mittels eines Offsets in den Scanner-Magneten zu ermöglichen.
Andererseits steht auch dem Anwender neben der Verwendung von dosimetrischen Messmitteln die Möglichkeit offen, in einem sogenannten QA-Modus selbst erstellte Spotverteilungen zu applizieren und die dabei erhaltenen Ergebnisdaten des Scanning-Systems zu sammeln und auszuwerten.

Ergebnisse: Es wird ein Überblick über die Möglichkeiten und die Grenzen des Protonen-Pencilbeam-Scanning-Systems am RPTC in München gegeben. Anhand von Beispielen wird die Stabilität des Systems demonstriert und es wird gezeigt, wie die Physik-Gruppe am RPTC gemeinsam mit dem Hersteller die Genauigkeit des Pencilbeam-Scanning-Systems verbessern und optimieren konnte und welche Verbesserungen für die Zukunft noch geplant sind.

Zusammenfassung: Um eine möglichst hohe Präzision in der räumlichen Applikation eines Protonen-Pencil-Beams mit dem Pencilbeam-Scanning-Verfahren zu erreichen müssen verschiedenste Einflüsse untersucht und eliminiert werden. Zusammen mit einer präzisen Reichweiteneinstellung und Dosis-Applikation stellt dies ein akkurates und präzises Werkzeug für Bestrahlungen dar. Die am RPTC in den ersten 4 Betriebsjahren erreichten Ergebnisse zeigen hier eine stabile, präzise und reproduzierbare Performance der Anlage.

P 100 Optimierung der Bestrahlungsstrategie für laserbeschleunigte Protonen

A. Findeisen[1], L. Karsch[1], U. Masood[1], J. Pawelke[1]
[1]OncoRay – National Center for Radiation Research in Oncology, Laser Radioonkologie, Dresden, Deutschland

Fragestellungen: Der Einsatz von Protonen und schwereren Ionen in der Strahlentherapie begründet sich in ihren vorteilhaften physikalischen und strahlenbiologischen Eigenschaften. Diesen Vorteil könnten laserbeschleunigte Ionen mit kompakteren und kosteneffizienteren Bestrahlungsanlagen gegenüber den zur Zeit für die Teilchenbestrahlung eingesetzten Anlagen mit einem Zyklotron oder Synchrotron als Beschleuniger verbinden (z. B. [1], [2]). Laserbeschleunigte Teilchenstrahlen weisen im Vergleich mit konventionell beschleunigten Strahlen veränderte Eigenschaften auf (z. B. [1] - [3). Sie sind charakterisiert durch sehr kurze, hochintensive Pulse, deren Wiederholfrequenz im Bereich einiger Hertz liegt. Weiterhin zeigen die Pulse bisher in Experimenten ein sehr breites Energiespektrum verglichen mit den monoenergetischen Strahlen konventioneller Beschleuniger. Aufgrund dieser Eigenschaften lassen sich die Bestrahlungsstrategien der konventionell beschleunigten Protonenstrahlen nicht direkt auf laserbeschleunigte Protonenstrahlen übertragen. Die Anwendung z.B. des “spot-scannings” [4] würde wegen der geringen Pulswiederholfrequenz der laserbeschleunigten Protonenstrahlen zu sehr langen Bestrahlungsdauern führen. Darüber hinaus sollen für eine effiziente Bestrahlung und um die Sekundärstrahlungsproduktion zu minimieren möglichst viele Protonen aus dem breiten Energiespektrums eines Pulses genutzt werden [5]. Dieser Beitrag stellt die Entwicklung einer Bestrahlungsstrategie vor, um mit möglichst wenigen Pulsen der laserbeschleunigten Protonen und damit innerhalb einer kurzen Bestrahlungszeit tumorkonformale und homogene Dosisverteilungen zu erzielen.

Material und Methoden: Zunächst wurde ein wasseräquivalentes Phantom in Voxel segmentiert. Für idealisierte Tumorvolumina in verschiedenen Tiefen und mit unterschiedlichen Ausdehnungen wurden die zur homogenen Tumorbestrahlung erforderlichen Dosisverteilungen festgelegt. Auf Basis einer Monte-Carlo-Simmulation mit dem Softwarepaket GEANT4 [6] wurden im Phantom diskrete Dosisverteilungen für verschiedene Protonenstrahlen mit vorgegebener mittlerer Energie und Energiebreite berechnet. Die einzelnen Protonenstrahlen wurden dann mit Hilfe des Optimierungsalgorithmus nach [7] zu einer insgesamt notwendigen Protonenverteilung zusammengesetzt, so dass im Tumorvolumen die gewünschte Dosis erreicht und die Dosisbelastung außerhalb des Tumors minimal ist. Die Gesamtzahl der zur Bestrahlung notwendigen Protonen wurde in einzelne Pulse zerlegt, wobei diese Zerlegung nach verschiedenen Strategien erfolgte. Für jede dieser Strategien wurde die für die Bestrahlung des gesamten Tumors notwendige Anzahl von Laserpulsen bestimmt. Die applizierten Schüsse können die gewünschte Protonenverteilung nur idealer Weise reproduzieren. Deshalb wurden abschließend die Dosisverteilungen analysiert, die sich mit realer Strahlparametern und insbesondere der nicht vernachlässigbaren Puls-zu-Puls Fluktuationen laserbeschleunigter Strahlen ergaben. Die Dosisverteilungen wurden hierbei nach dem Kriterium der notwendigen Pulsanzahl in Abhängigkeit von Tumorkonformalität und Homogenität bewertet.

Ergebnisse: Es werden Möglichkeiten aufgezeigt, wie die von konventionell beschleunigten Protonenstrahlen abweichenden Eigenschaften der laserbeschleunigten Protonenstrahlen effizient durch eine Bestrahlungsstrategie genutzt werden könnten. Die vorgestellten Strategien ermöglichen damit eine akzeptable Bestrahlungsdauer, ohne die Qualität der Bestrahlungspläne signifikant zu beeinträchtigen.
Dieses Projekt wird gefördert durch das BMBF, Förderkennzeichen 03Z1N511.

Literatur

[1] U. Linz, J. Alonso, What will it take for laser driven proton accelerators to be applied to tumor therapy?, Phys. Rev. Spec. Top. Accel Beams 10, 94801, 2007
[2] H. Daido, M. Nishiuchi, A. S. Pirozhkov, Review of laser-driven ion sources and their applications, Rep. Prog. Phys. 75, 056401, 2012
[3] T. Cowan, U. Schramm, T. Burris-Mog, F. Fiedler, S. D. Kraft, K. Zeil, M. Baumann, M. Bussmann, W. Enghardt, K. Flippo,S. Gaillard, K. Harres,T. Herrmannsdoerfer, T. Kluge, F. Nürnberg, J. Pawelke,
M. Roth, B. Schmidt, M. Sobiella, R. Sauerbrey, Prospects for and progress towards laser-driven particle therapy accelerators, AIP Conf Proc 1299: 721-726, 2010
[4] T. Kanai, K. Kawachi, Y. Kumamoto, H. Ogawa, T. Yamada, H. Matsuzawa, and T. Inada, Spot scanning system for proton radiotherapy, Med. Phys. 7, 365–369, 1980
[5] S. Schell, J. J. Wilkens, Advanced treatment planning methods for efficient radiation therapy
with laser accelerated proton and ion beams, *Med. Phys.* 37 5330–40, 2010
[6] http://geant4.cern.ch/, 26.04.2013
[7] S. G. Johnson, The NLopt nonlinear-optimization package, http://ab-initio.mit.edu/nlopt, 26.04.2013
M. J. D. Powell, Direct search algorithms for optimization calculations, *Acta Numerica* 7, 287-336, 1998

P 101 Ein Mehrfeld-Bestrahlungskonzept für die Protontherapie mit einer Gantry für die Behandlung des frühkindlichen Augentumors Retinoblastom

T. Krause[1,2], H. Sommer[2], M. Holdt[3], W. Sauerwein[1], B. Spaan[2], M. Eichmann[2], D. Flühs[1]
[1]Universitätsklinikum Essen, Klinik für Strahlentherapie, Essen, Deutschland
[2]Technische Universität Dortmund, Experimentelle Physik 5, Dortmund, Deutschland
[3]Universitätsklinikum Essen, Klinik für Erkrankungen des hinteren Augenabschnitts, Essen, Deutschland

Einleitung: Das Retinoblastom ist ein bösartiger Tumor der Netzhaut im Auge mit einer Inzidenz von 1:17000 Geburten [1, 2] und ohne Behandlung tödlich. Das durchschnittliche klinische Vorstellungsalter beträgt 2 Jahre bei unilateralem und 1 Jahr bei bilateralem Auftreten [2].
Die bis vor ca. 15 Jahren bei bilateralem Retinoblastomen als Standard eingesetzte perkutane Strahlentherapie mit Photonen war sehr wirksam. Man erreichte eine Tumorkontrollrate von 93% und eine 5-Jahres-Überlebenswahrscheinlichkeit von 95% [3]. Als gravierende Nebenwirkung der Bestrahlung beobachtete man bei 38% [3] bzw. 36% [4] der Patienten mit erblichen Retinoblastomen nichtokulare Sekundärtumoren nach einem Zeitraum von 50 Jahren, vor allem im Strahlenfeld. Spezielle Bestrahlungstechniken, die nur an wenigen Stellen zur Verfügung stehen, sind erforderlich um Spätfolgen an Linse, Tränendrüse und Störungen des Wachstums des Gesichts zu vermeiden [5]. Daher verwendet man heute ein Konzept aus einer speziellen Chemotherapie [3, 6] kombiniert mit Lokaltherapieformen, darunter die Brachytherapie mit Applikatoren, deren Anwendbarkeit jedoch stark von der Tumorgröße abhängig ist. Nach einer Chemotherapie tritt mit einer Wahrscheinlichkeit von 50% innerhalb von 5 Jahren ein Rezidiv auf [7]. Bei einer Tumoraussaat in den Glaskörper ist bisher als Therapiemöglichkeit nur die perkutane Bestrahlung mit ihren bekannten Nebenwirkungen etabliert.
Dies führt zu der Notwendigkeit eine Strahlentherapie zu entwickeln, die für Kleinkinder, die nicht kooperieren können, geeignet ist und erheblich geringere Nebenwirkungen aufweist [8].
Analog zum in [8] vorgestellten Konzept, wird im Folgenden ein Ansatz für eine Therapie des Retinoblastoms vorgestellt, basierend auf einer speziellen Mehrfeld-Bestrahlungstechnik mit Protonen. Dieser Ansatz soll die Vorteile einer Bestrahlung bei der Therapie nutzbar machen, insbesondere bei einem komplizierten Krankheitsverlauf, und gleichzeitig die Nebenwirkungen der konventionellen Strahlentherapie mit Photonen vermeiden. Anders als bei den bisher beschriebenen Ansätzen zur Protonentherapie [9, 10, 11] sollen sämtliche Risikostrukturen, also der Sehnerv, die Linse, die Hornhaut, die Lider und die Tränendrüsen, aus dem Strahlenfeld so gut wie vollständig herausgehalten werden. Das Konzept einer Mehrfeldertechnik soll durch die Verwendung einer Gantry realisiert werden. Hierbei sind folgende Anforderungen zu erfüllen:

1) Erfassung der gesamten Retina und des Glaskörpers
2) Maximale Schonung aller umgebenden Risikostrukturen
3) Minimale Anzahl an eingestrahlten Feldern
4) Minimale Flächendosisbelastung der Eintrittspforte der Protonenstrahlung in das Auge

Material und Methoden: Die genaue Festlegung von Eintrittspforten für die Protonenstrahlung ins Auge ist eine essentielle Voraussetzung für die Entwicklung des Ansatzes. Hierbei sind sowohl die Anatomie des Zielvolumens und dessen Umgebung als auch die geometrischen Parameter der Bestrahlungseinrichtung zu berücksichtigen. Daher wurden am Universitätsklinikum Essen während der routinemäßigen Augenuntersuchung Messungen an 55 Augen von Retinoblastompatienten im Alter von 4-53 Monaten durchgeführt, um Daten zur Größe der Augen und der durch Spreizer erreichbaren Öffnung der Lider zu gewinnen. In Abbildung 1 wird ein vermessenes Auge exemplarisch gezeigt.
Vermessen wurden die Abstände der Lider und der Augenwinkel, dargestellt durch die weißen Pfeile, sowie der Durchmesser der Hornhaut, markiert durch schwarze Pfeile. Die durchschnittliche Lidspreizung betrug 18,06±1,77 mm (15-22 mm), der durchschnittliche Augenwinkelabstand 17,95±1,89 mm (14-22,5 mm). Bei einer Variation von 10-13,5 mm betrug der Hornhautdurchmesser durchschnittlich 11,56±1,00 mm. Diese Daten wurden für die Darstellung eines Modellauges für die folgenden Untersuchungen und zur Größenbestimmung möglicher Eintrittspforten verwendet.
Anders als das Strahlungsfeld bei Photonen lässt sich das Feld eines Protonenbeams in erster Näherung recht gut durch ein geometrisch-optisches Modell simulieren. Die Anzahl und Winkel der Einstrahlrichtungen werden mit der Software FRED Optimum [12] ermittelt. Diese Methode nutzt virtuelle, von einer Flächenquelle emittierte Strahlen, die aus der gewünschten Richtung ins Modellauge eingestrahlt und an der gegenüberliegenden Augenseite auf der Skleraoberfläche detektiert werden. Winkel, Anzahl und Feldform werden solange optimiert, bis die gesamte Retina durch die Strahlung abgedeckt wird, wobei Risikostrukturen ausgespart werden. Die Anzahl von Feldern und Überlappungen werden dabei so gering und die Fläche der Eintrittspforten so groß wie möglich gehalten, um die Behandlungszeit und die Flächendosisbelastung so gering wie möglich zu halten. Die Untersuchungen

führen zu einer quadratischen Feldform mit abgerundeten Ecken und einer Kantenlänge von 14 mm (Abb. 2).
Zur Bestimmung der Dosisverteilung wird nach der Festlegung der Strahlgeometrie das Monte-Carlo-Simulationsprogramm TOPAS Version 1.0-b6 [13] verwendet. Es erfolgt ein Vergleich der so ermittelten Daten mit den Ergebnissen der Bestrahlungsplanungssoftware Eclipse Ocular Proton Planning [14].

Ergebnisse: Nach den Untersuchungen der Patiententopologie im Bestrahlungsbereich ergibt sich ein Bestrahlungskonzept mit den in Abbildung 3 dargestellten Einstrahlgeometrien. Knochen und Tränendrüsen liegen dabei von vornherein außerhalb des bestrahlten Bereiches, die Lider werden durch die Lidspreizer aus dem Bereich der Eintrittspforte entfernt. Um die Hornhaut und die Linse aus dem Strahlengang zu bekommen, wird das Auge mittels einer Manipulationsvorrichtung gedreht (in Abb. 3 oben links und rechts), so dass sich zwei Flächen für mögliche Eintrittspforten ergeben.
Als Ergebnis der Optimierung der Einstrahlrichtungen mit der Software FRED (Abb. 2) ergeben sich bei zwei Eintrittspforten oberhalb und unterhalb der Hornhaut insgesamt drei Strahlungsfelder, um die gesamte Retina und den Glaskörper zu erfassen. Diese sind jeweils 45° gegen die Gesichtsfront geneigt, siehe Abbildung 3. Bei der gewählten Feldform und den drei Einstrahlrichtungen kommt es zu geringen Überlappungen der Strahlungsfelder im Bereich der Retina, die in Abbildung 4 als helle Flächen dargestellt sind.
Die Festlegung der Strahlgeometrieparameter zeigt, dass eine Mehrfeldertechnik mit Protonen zur Bestrahlung des gesamten Zielvolumens, unter weitest gehender Aussparung aller Risikostrukturen, grundsätzlich möglich ist. Mittels der Monte-Carlo-Simulationen werden die Dosisverteilungen im Detail evaluiert. Für die Weiterentwicklung dieses Bestrahlungskonzeptes zu einer klinisch anwendbaren Behandlungsmethode müssen neben der Dosisverteilung jedoch noch weitere Aspekte wie die Lagerung des Kindes, die Fixierung des gedrehten Auges, die Strahleinrichtung mittels einer Gantry und die exakte Strahlformung bearbeitet und weiterentwickelt werden.

Zusammenfassung: Aufbauend auf einem Datensatz zur Patientenanatomie wurde mit Hilfe geometrischer Methoden ein Mehrfeld-Bestrahlungskonzept zur Behandlung des Retinoblastoms mit Protonen entwickelt. Es erlaubt, bei weitgehender Schonung sämtlicher Risikostrukturen, die Bestrahlung des gesamten Zielvolumens. Eine genaue Bestimmung der Dosis erfolgt mittels Monte-Carlo-Simulationen. Dieses Konzept ist der Ausgangspunkt einer dringend benötigten Optimierung der Strahlentherapie des Retinoblastoms.
Weitere Forschung ist insbesondere in den Bereichen der Fixierung des Auges, der Kontrolle der Augenposition ohne ionisierende Strahlung und der Schonung sämtlicher umgebender Risikostrukturen notwendig. Des Weiteren sind die Patientenlagerung, die Formung und Einrichtung des Strahls an einer Gantryweitere über die hier vorgestellten Arbeiten hinausgehenden zu optimierende Teilbereiche in zukünftigen Forschungsprojekten.

Danksagung
Unser Dank gilt der Stiftung Mercator, die dieses MERCUR-Projekt An-2012-0063 fördert, und der Augenklinik des Universitätsklinikums Essens für die Hilfe bei der Durchführung der Messreihe.

Literatur
[1] Ji Woong Chang et al. *The clinical outcomes of proton beam radiation therapy for retinoblastomas that were resistant to chemotherapy and focal treatment* Korean J Ophthalmol 25(6): 387-393, 2011
[2] Pim de Graaf et al. *Guidelines for imaging retinoblastoma: imaging principles and MRI standardization* Pediatr Radiol 42: 2-14, 2012
[3] A. O. Schüler, N. Bornfeld *Aktuelle Therapieaspekte intraokularer Tumoren* Ophthalmologe 97: 207-222, 2000
[4] F. Rodjan et al. *Second Cranach-facial malignancies in hereditary retinoblastoma survivors previously treated with radiation therapy: Clinic and radiologic characteristics and survival outcomes* European Journal of Cancer 2013
[5] L. Brauall et al. *Retinoblastoma external beam photon irradiation with a special 'D'-shaped collimator: a comparison between measurements, Monte Carlo simulation and a treatment planning system calculation* Phys. Med. Biol. 57: 7741-7751, 2012
[6] P. Temming et al. *Current Concepts for Diagnosis and Treatment of Retinoblastoma in Germany: Aiming for Safe Tumor Control and Vision Preservation* Klin Padiatr 224: 339-347, 2012
[7] Carol L. Shields MD et al. *Factors predictive of recurrence of retinal tumors, vitreous seeds, and subretinal seeds following chemoreduction for retinoblastoma* Arch Ophthalmol. 120: 460-464, 2002
[8] W. Sauerwein et al. *Proton irradiation for retinoblastoma. In: Zelig* Tochner (ed.) PTCOG 50 Posters, University of Pennsylvania School of Medicine, Philadelphia 2011, p.151
[9] Francis L Munier MD et al. *New developments in external beam radiotherapy for retinoblastoma: from lens to normal tissue-sparing techniques* Clinical and Experimental Opthalmology 36: 78-89, 2008
[10] Cathrine T. Lee et al. *Treatment planning with protons for pediatric retinoblastoma, medulloblastoma, and pelvic sarcoma: How do protons compare with other conformal techniques?* Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 63, No. 2, pp. 362-372, 2005

[11] Marco Krengli MD et al. *Proton radiation therapy for retinoblastoma: Comparison of varius intraocular tumor locations and beam arrangements* Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 61, No. 2, pp. 583-593, 2005
[12] FRED Optimum, Photon Engineering LCC, www.photonengr.com
[13] Perl J, Shin J, Schümann J, Faddegon B, Paganetti H. *TOPAS - An innovative proton Monte Carlo platform for research and clinical applications.* Medical Physics. 39: 6818-6837, 2012
[14] Eclipse Ocular Proton Planning, Varian Medical Systems, www.varian.com

Anhang 1

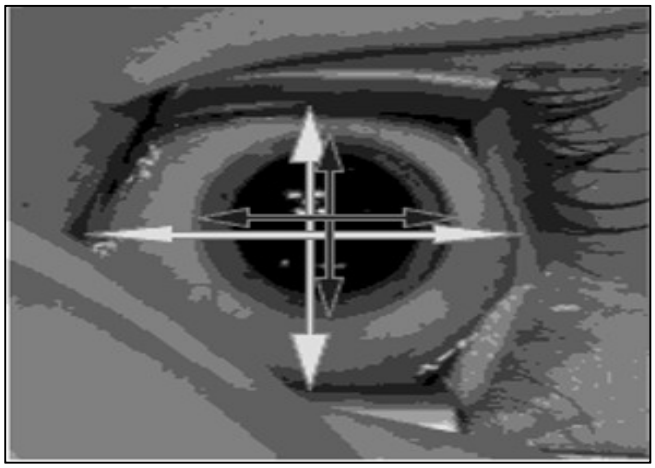


Abb.1: Exemplarisches Auge aus der Messreihe am Universitätsklinikum Essen: weiße Pfeile geben den Abstand der Lider bzw. der Augenwinkel an; schwarze Pfeile den gemessenen Durchmesser der Hornhaut

Anhang 2

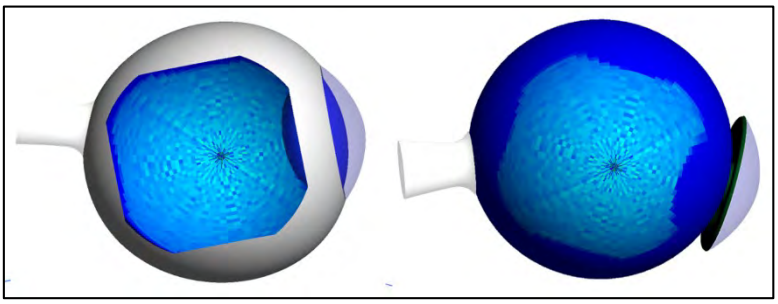


Abb.2: Das in FRED verwendete Modellauge mit links: dem optimierten quadratischen Eintrittsfenster (blau) für die Strahlung (grau die Lederhaut) rechts: dem durch das Feld erfasstem Gebiet der Retina in hellblau

Anhang 3

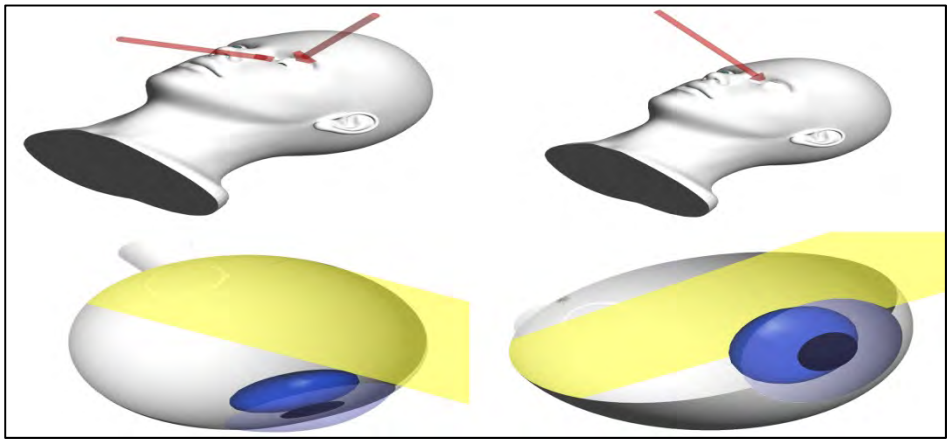


Abb.3: Verdeutlichung des Bestrahlungskonzeptes: die Pfeile geben mögliche Einstrahlrichtungen an; die Einstrahlrichtungen sind im 45° Winkel zur Gesichtsfront geneigt oben links: die Hornhaut ist nach unten weggedreht, die Richtungen sind nasal und superior oben rechts: die Hornhaut ist nach oben weggedreht, die Richtung ist temporal unten links: Schematische Darstellung des Feldes im Auge bei einer Einstrahlung Richtung superior unten rechts: Schematische Darstellung des Feldes im Auge bei einer Einstrahlung Richtung nasal

Anhang 4

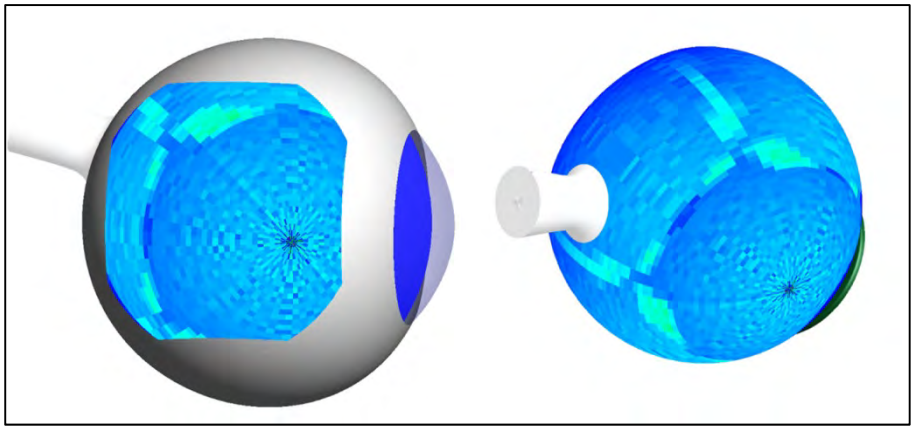


Abb.4 links: Modellauge mit Blick durchs Eintrittsfenster, rechts: die Retina von außen; die blau karierte Fläche wird von einem der drei Felder erfasst, die hellblauen Flächen zeigen Überlappungen der einzelnen Felder an

P 102 Einsatz des Flatpanel-Detektors für die Inbetriebnahme der ersten Schwerionen-Gantry

J. Horn[1], B. Ackermann[1], S. Brons[1], H. Latzel[1], O. Jäkel[2,1]
[1]Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum HIT am Universitätsklinikum Heidelberg, Heidelberg, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Heidelberg, Klinik für Radioonkologie und Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

Fragestellungen: Im Oktober 2012 hat die weltweit erste Schwerionen-Gantry im Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum (HIT) den klinischen Betrieb aufgenommen. Die Gantry verfügt über ein aktives Raster-Scanverfahren, bei dem die Position und Energie eines nadelförmigen Ionenstrahls variiert wird. Zur Inbetriebnahme dieser Gantry ist unter anderem die Überprüfung dosimetrischer und geometrischer Eigenschaften des Therapiestrahls notwendig. Für die Überprüfungen von Strahlfleckform und Feldhomogenität werden bisher hochauflösende radiographische Filme verwendet. Sowohl der hohe Aufwand hinsichtlich Entwicklung und Digitalisierung der Filme, als auch das nichtlineare Verhältnis von optischer Dichte und Ionen-Dosis stellen Nachteile dar [1].

Material und Methoden: Auf der Suche nach effizienteren zweidimensionalen Messmitteln für die Anwendung in der Inbetriebnahme und in der Qualitätssicherung des HIT wurde neben einem Starcheck Detektor von PTW zur Messung von Dosisprofilen im Hochdosisbereich auch ein Flatpanel-Detektor untersucht [2]. Dieser Detektor besteht aus 1024 x 1024 Photodioden auf der Basis von hydrogenisiertem amorphem Silizium. Neben der Möglichkeit des elektronischen Auslesens weist dieser Detektor ein lineares Ansprechverhalten gegenüber Dosis auf [3]. Diese Eigenschaften in Verbindung mit der einfachen Handhabung machen den Detektor zu einer vielversprechenden Alternative.

Ergebnisse: Als Voraussetzung für den Einsatz in der Qualitätssicherung wurde der Detektor im Vorfeld auf Fluenz- und Strahlintensitätsabhängigkeit untersucht: Die Signallinearität als Funktion der Teilchenzahl ist mit einer Standardabweichung < 1 % für 10^4 – 10^8 Kohlenstoff-Ionen und 10^5 - 10^9 Protonen gegeben. Das Ansprechvermögen bezüglich des Signals als Funktion der Strahlintensität ist mit einer Standardabweichung < 1.3 % im Bereich von $5 \cdot 10^6$ bis $8 \cdot 10^7$ Kohlenstoff-Ionen pro Sekunde und $2 \cdot 10^8$ – $3{,}2 \cdot 10^9$ Protonen pro Sekunde konstant und zeigt somit keine Intensitätsabhängigkeit. Im Weiteren wurde das Ansprechvermögen in Abhängigkeit der Detektoreinstellungen (Integrationszeit, Verstärkungskapazität) und Teilchenfluenz untersucht und die Anwendung von Offset-, Pixel- und Sensitivitäts-Korrekturen etabliert.

Zusammenfassung: Im Zusammenhang mit der Inbetriebnahme der Schwerionen-Gantry wurde unter anderem ein Flatpanel-Detektor neuster Generation von Perkin Elmer (Model XRD 0822) eingesetzt. Der Einsatz umfasste die Überprüfung von 2d-Homogenitäten gescannter Strahlenfelder und die Analyse von Strahlbreiten in Abhängigkeit von Energie und Fokus. Als Referenzmittel dienten EDR2- und PPL-Filme von Kodak, die aktuell in der Qualitätssicherung genutzt werden: Die vorliegende Arbeit demonstriert das Potential der Flatpanel-Detektoren und dient, auf der Suche nach einem langfristigen Filmersatz, als Grundlage für die Validierung als Medizinprodukt in Eigenherstellung.

Literatur

[1] Belinda Spielberger. Experimental investigations of the response of films to heavy-ion irradiation. Physics in Medicine and Biology, 46, 2001.
[2] Bernadette Hartmann. Investigations of a flat-panel detector for quality assurance measurements in ion beam therapy. Physics in Medicine and Biology, 57, 2012.
[3] Julian Horn. Charakterisierung eines Halbleiterdetektors und Implementierung in die Qualitätssicherung der Ionenstrahl-Therapie. Diplomarbeit. Technische Hochschule Mittelhessen, 2011.

P 103 Monte-Carlo modelling to support quality assurance at a clinical proton therapy facility

F. Englbrecht[1], S. Reinhardt[1], A. Kakoschke[1], M. Hillbrand[2], M. Weick[1], G. Datzmann[3], J. Hauffe[3], K. Parodi[1]
[1]Ludwig Maximilian University of Munich, Department of Medical Physics, Munich, Deutschland
[2]Rinecker Proton Therapy Center, Munich, Deutschland
[3]ProHealth AG, Munich, Deutschland

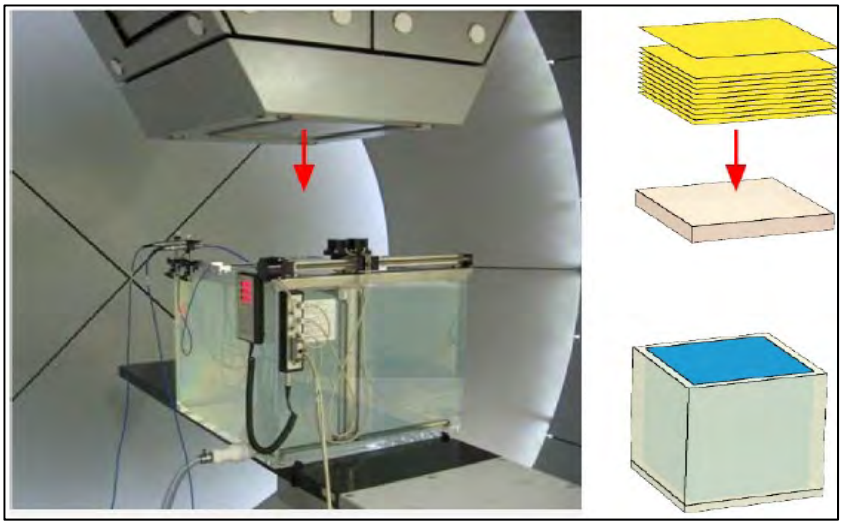
Introduction: In this work, a computational environment using the Monte Carlo (MC) transport and interaction code FLUKA [1, 2] has been developed for a clinical scanned proton beam at the 'RINECKER PROTON THERAPY CENTER (RPTC)' facility. First, the feasibility of the computational tool in reproducing lateral dose profiles and depth-dose distributions (DDD) was validated against dosimetric measurements for both individual pencil-beams and laterally extended fields. Then, the simulation environment was used to study the influence of beam-shape variations on simple dose-distributions in a phantom.

Material and Methods: The Monte Carlo modelling of the clinical scanned proton beam is based on the geometrical description of the beamline. The beamline modelling was implemented in FLUKA via combinatorial geometry on the basis of available technical information [1] (Fig. 1). The simulation input parameters were fine-tuned and tested to correctly reproduce the beam-ranges in water, the shapes of the corresponding depth dose-distributions and the shapes and dimensions of spots over the whole available energy range.
To this end, available experimental data of individual pencil-beams measured with a large-area ionisation chamber in water (for the generation of integrated depth dose-distributions) and with a scintillator coupled charge-coupled-device (CCD) in air (for the lateral beam-profiles) were used as reference. Performances of the MC modelling for extended treatment fields were verified against dedicated measurements with radiochromic films in PMMA (Polymethylmethacrylat) stacks.

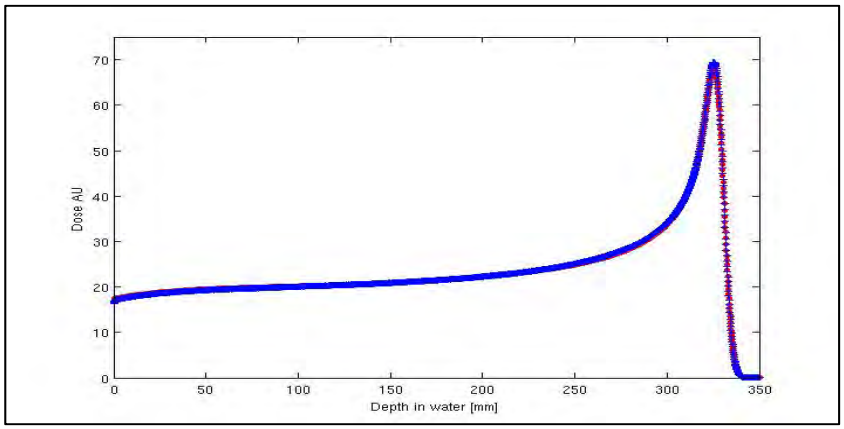
Results: By varying simulation input parameters (initial energy, lateral extension and momentum spread of the beam as well as ionisation potential of water) it was possible to achieve high accuracy in the FLUKA modelling of the proton ranges and DDD shapes (Fig. 2). Moreover, different lateral beam shapes including rotated slightly elliptical spots could be reproduced by the source modelling. For the typical choices of lateral spacing in beam-scanning, the investigated variations of beam spot sizes and shapes did not compromise dose homogeneity of extended fields in agreement with experimental findings. However, MC proved to be a valuable tool to support interpretations of the measured data and explore the influence of a wider range of configurations not easy to be experimentally provoked.

Conclusion: An experimentally validated MC computational tool is a very valuable tool to support dosimetric quality assurance in a hospital based proton facility using state-of-the-art pencil beam scanning.

Anhang 1



Anhang 2



References

[1] A. Ferrari, P.R. Sala, A. Fassò and J. Ranft, FLUKA: a multi-particle transport code, CERN Yellow Report 2005-10, INFN/TC_05/11, SLAC-R-773 Geneva (2005)
[2] G. Battistoni, S. Muraro, P.R. Sala, F. Cerutti, A. Ferrari, S. Roesler, A. Fasso, J. Ranft**,** *The FLUKA code: Description and benchmarking,* Proceedings of the Hadronic Shower Simulation Workshop 2006, Fermilab 6--8 September 2006, M. Albrow, R. Raja eds.,AIP Conference Proceeding 896, 31-49, (2007)

P 104 Einbindung des Starcheck-Detektors von PTW in die Qualitätssicherung am Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum

S. Lahrmann[1], B. Ackermann[1], S. Brons[1], S. Ecker[1], K. Henkner[1], O. Jäkel[1]
[1]Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum HIT, Heidelberg, Deutschland

Fragestellungen: Die Messung von relativen Dosisprofilen homogener Bestrahlungsfelder im Hochdosisbereich ist Teil der Qualitätssicherung (QS) am Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum (HIT) und wurde bislang mit radiographischen Filmen durchgeführt. Um die zeitaufwändige Auswertung in der QS und Inbetriebnahme der Schwerionen-Gantry zu verkürzen, wurden für die Messung von relativen Profilen radiographische Filme durch den Starcheck-Detektor (SC) von PTW ersetzt.

Material und Methoden: Um die Eignung des SC für geometrische Messungen in der QS am HIT zu beurteilen, wurden zunächst relative transversale Profile von homogenen Dosiswürfeln mit dem SC (Ionisations-Kammer-Abstand von 3mm) im Hochdosisbereich hinter PMMA-Platten gemessen und jeweils mit Profilen aus dem Bestrahlungsplanungssystem (SyngoPTPlanning, TPS) und aus einer Wasserphantom(WP)-Messung mit einem positionierbaren Pinpoint-Kammer-Block verglichen, wobei die WP-Messung als Goldstandard diente. Der Messaufbau und die Auswertekriterien entsprachen dabei der QS-Prüfung, in die der SC eingebunden werden sollte. Außerdem wurden die Ergebnisse von Positionsmessungen für zweidimensionale homogene Felder ohne PMMA-Platten zwischen SC und simultaner Filmbestrahlung, sowie einer Vieldraht-Kammer verglichen, wobei die Filmmessung als Goldstandard diente.
Zusätzlich wurde jeweils die gemessene Absolutdosis im Hochdosisbereich mit Ionisations-Kammer-Messungen von Photonen-, Elektronen-, Protonen- und Kohlenstoff-Strahlung verglichen. Für die Messungen mit Protonen und Kohlenstoffionen wurde außerdem die Abhängigkeit von der Strahlintensität untersucht.

Ergebnisse: Der Vergleich von Penumbra und Feldposition zwischen relativen Profilen, die mit SC und dem TPS bestimmt wurden, zeigte für alle Messungen eine Übereinstimmung von besser als 1,5mm. Die Übereinstimmung mit der WP-Messung war besser als 0,5mm mit einem maximalen Gamma-Index (5%, 1,5mm) von 0,5. Die Positionsmessungen resultierten im Mittel in Abweichungen des CAX-Wertes von 0,0/0,2mm in x/y Richtung von SC zu Film und ebenso von SC zu Vieldraht-Kammer, wobei die Einzelabweichungen zwischen SC und Film maximal 0,4mm und zwischen SC und Vieldraht-Kammer maximal 0,5mm betrugen. Für die Positionsmessungen wurde jeweils eine Positioniergenauigkeit von besser als 0,4mm angenommen.
Absolute Messungen zeigten ein lineares Signal innerhalb einer Abweichung von +0,3% und daher keine Intensitätsabhängigkeit des SC für Intensitäten im Bereich 5·10^6 - 8·10^7 Ionen/s für Kohlenstoffionen und 1,2·10^8 - 3,2·10^9 für Protonen. Es wurde jedoch eine hohe absolute Dosisabweichung von -14% für 250MeV/u Kohlenstoffionen und -15% für 132MeV Protonen im Vergleich zu -2% für 6MV Photonen und -2% für 6MeV Elektronen gefunden.

Zusammenfassung: Die Messung von relativen Profilen im Hochdosisbereich zeigte Abweichungen zu den geplanten Profilen, die vergleichbar sind mit den Ergebnissen aus WP-Messungen. Auch ein Vergleich zwischen SC und Film bzw. Vieldraht-Kammer in Bezug auf eine Bestimmung der Feldposition ergab in beiden Fällen mittlere Abweichungen unterhalb der Positioniergenauigkeit und Einzelabweichungen im Bereich der Positioniergenauigkeit. Daher wurde der SC in die QA am HIT eingebunden und ersetzt nun radiographische Filme in geometrischen Konstanzprüfungen für homogene Felder und in entsprechenden Kommissionierungsmessungen der Schwerionen-Gantry. Die Auswertekriterien von Penumbra und Feldposition wurden zudem durch eine Gamma-Index-Analyse ergänzt.
Absolutdosis-Messungen von Protonen- und Kohlenstoffionen-Strahlung mit verschiedenen Strahlintensitäten ergaben übereinstimmend hohe Abweichungen zu Referenzmessungen mit einer Farmer-Kammer. Da innerhalb der klinisch eingesetzten Strahlintensitäten kein Dosisraten abhängiger Effekt als Ursache gefunden wurde, wird der Detektor aktuell weiter untersucht und es werden u.a. Messungen mit weiter reduzierter Strahlintensität durchgeführt. Aktuell laufen außerdem Messungen zum Vergleich der Positionsbestimmung mit weiteren Detektoren. Unter anderem wird bereits ein Flatpanel-Detektor von Perkin-Elmer im Niedrigdosisbereich eingesetzt, der zusätzlich zur Bestimmung der Feldposition auch zur Messung von Strahlbreiten und von Feldhomogenität genutzt wird.

48. Freie Themen

P 105 Charakterisierung der Strömung in einem zerebralen Aneurysmamodell

C. Roloff[1], R. Bordas[1], G. Janiga[1], R. Nickl[2], S. Serowy[2], O. Beuing[2], M. Skalej[2], D. Thévenin[1]
[1]Otto-von-Guericke Universität, Institut für Strömungstechnik und Thermodynamik, Magdeburg, Deutschland
[2]Otto-von-Guericke Universität, Institut für Neuroradiologie, Magdeburg, Deutschland

Fragestellung: Zum Verständnis der Entwicklung und zur Einschätzung des Rupturrisikos von zerebralen Aneurysmen rücken neben der Morphologie zunehmend auch hämodynamische Aspekte in den Fokus des Interesses [1]. Therapeutisch ist ebenfalls die Änderung der Hämodynamik durch die Einbringung eines sogenannten „Flowdiverters“ von zentraler Bedeutung. Durch eine wesentliche Reduktion des Blutflusses in das Aneurysma, was zu einer Thrombosierung des Lumens führt, kann es klinisch ausgeschaltet werden.
Die Charakterisierung von Strömungen durch Techniken wie PIV (Particle Image Velocimetry) und PTV (Particle-Tracking Velocimetry) ist “state of the art” in der experimentellen Strömungsmechanik. In dieser Arbeit wurde die PTV-Technik verwendet, um den Fluss in einem Phantom Modell eines Aneurysmas zu untersuchen.
Mit den gemessen Daten können

- Randbedingungen für numerische Simulationen gewonnen werden;
- numerische Modelle überprüft und validiert werden;
- die vorhanden Strömungsfelder visuell, sowohl qualitativ als auch quantitativ analysiert werden.

Material und Methoden: Die Particle Tracking Velocimetry ist eine berührungslose optische Messmethode, bei der Bahnlinien von Strömungsmarkern, die oftmals mittels Laserlicht beleuchtet werden, über die Auswertung ihrer Kameraabbilder zeitlich und räumlich verfolgt werden [2, 3]. In der vorliegenden Arbeit bestand der Messaufbau für die PTV-Untersuchungen (siehe Abb. 1) im Wesentlichen aus den Visualisierungskomponenten, d.h. einem Dauerstrich-Ar^+-Laser, dessen Strahl zur Anregung fluoreszierender Strömungsmarker zu einem Lichtschnitt aufgeweitet wurde, einer Hochgeschwindigkeitskamera und einem Silikonmodell eines maßstabsgetreuen zerebralen Aneurysmas, sowie den Komponenten des durch eine Peristaltikpumpe angetriebenen Fluidkreislaufs. Das verwendete Modellfluid wurde so ausgelegt, dass eine größtmögliche Übereinstimmung des Brechungsindexes mit dem Silikon des Modells und gleichzeitig strömungsmechanisch blutähnliches Verhalten erzielt werden konnte.
Die Kameraaufnahmen zur Strömungsmessung erfolgten mit Bildraten im Kilohertz-Bereich, um ein eindeutiges Verfolgen der Teilchen zu ermöglichen. Die Rohbilder wurden in verschiedenen Schritten nachbearbeitet, die Partikelabbilder segmentiert und deren Position subpixelgenau bestimmt. Anschließend erfolgte die Berechnung der Bahnlinien (Tracking) anhand einfacher physikalischer Schätzalgorithmen [4]. Zum Abschluss wurden Bahnlinienfragmente, die aufgrund verschiedener Störquellen unterbrochen wurden, wieder verknüpft.

Ergebnisse: PTV Messungen wurden im zuführenden Gefäß des Phantoms vorgenommen um die Randbedingungen für zukünftige numerische Simulationen zu erhalten. Des Weiteren wurden Messungen in sechs ausgewählten Ebenen des Aneurysmenlumens durchgeführt. PTV Daten wurden sowohl für am Phantom ohne Implantat als auch am mit einem Flowdiverter versehene Phantom erhoben. Abbildung 2 zeigt exemplarisch die aus den Messungen kalkulierten Bahnlinien innerhalb einer ausgewählten Ebene zu drei unterschiedlichen Zeitintervallen innerhalb eines Herzzyklus.

Zusammenfassung: Das Strömungsfeld kann in ausgewählten Ebenen über den gesamten Herzzyklus erfasst werden. Durch den Vergleich der Messungen mit und ohne „Flowdiverter“ ist eine Abschätzung des therapeutischen Nutzens denkbar. Eine Erweiterung auf 3D Messungen durch ein stereoskopisches Kamerasystem ist geplant.

Literatur

[1] Cebral JR, Mut F, Weir J, Putman CM. Association of hemodynamic characteristics and cerebral aneurysm rupture. AJNR Am J Neuroradiol. 2011 Feb;32(2):264-70
[2] Malik N A, Dracos T, Papantoniou D A. Particle tracking velocimetry in three-dimensional flows. Exp. Fluids 15, 279-294 (1993)

[3] Oulette N T, Xu H, Bodenschatz E. A quantitative study of three-dimensional lagrangian particle tracking algorithms. Exp. Fluids 40, 301-313 (2006)
[4] Mátrai Z, Szaszák N, Roloff C, Bordás R, Szabó S, and Thévenin D., Investigation of the velocity field in a full-scale artificial medical model. CMFF 15 (2012), 136-143

Anhang 1

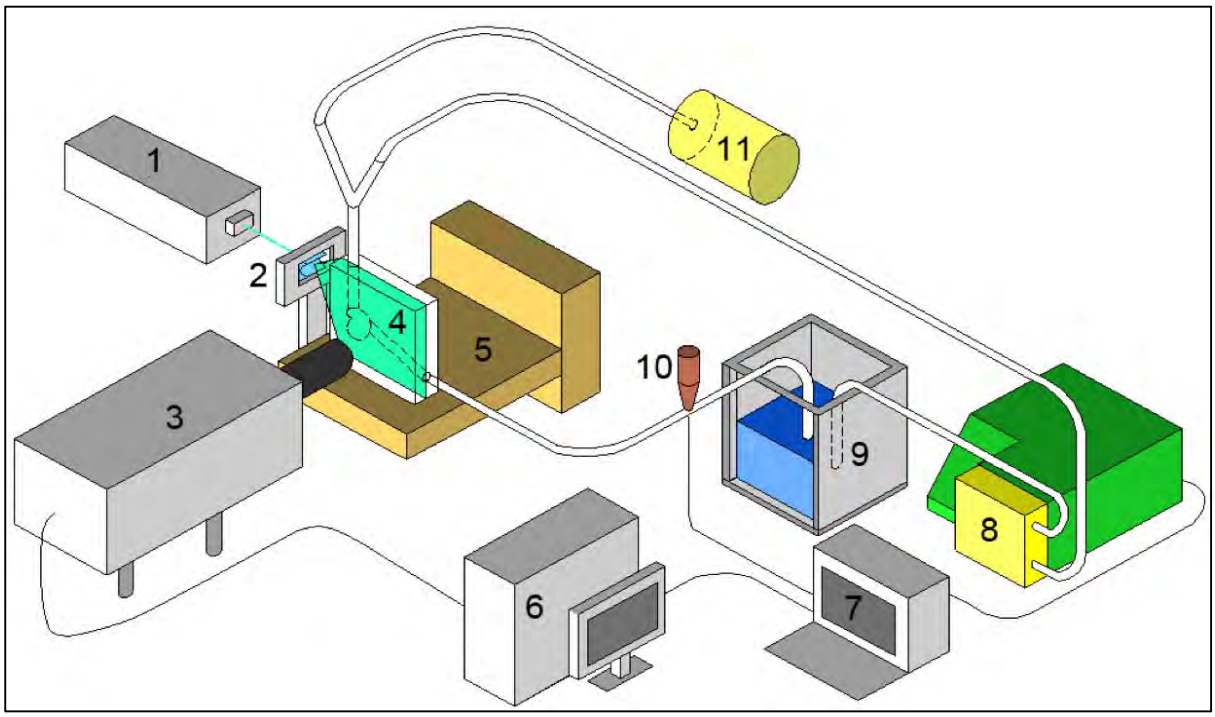


Abb.1: Experimenteller Aufbau: 1 Laser, 2 Beleuchtungsoptik, 3 Hochgeschwindigkeitskamera, 4 Beleuchtungs-ebene, 5 steuerbare Halterung samt Phantom, 6 Computer für Bildgebung, 7 Computer für Pumpenreglung, 8 Peristaltikpumpe, 9 Flüssigkeitsreservoir, 10 Drucksensor und 11 Dämpfungsgefäss (Windkessel)

Anhang 2

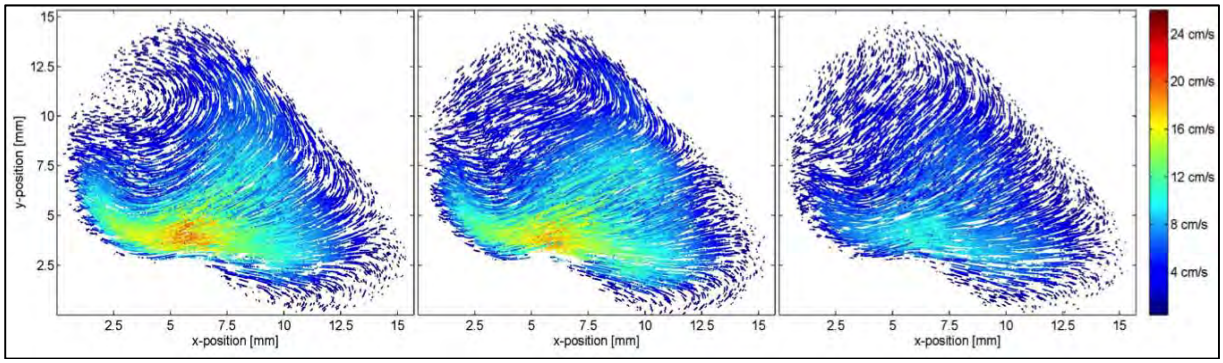


Abb.2: Partikelbahnen in den Zeitintervallen 340 ms bis 360 ms (Links), 590 ms bis 610 ms (Mitte) und 1040 ms bis 1060 ms (Rechts)

P 106 Monte-Carlo investigation of electron spectral changes and dose enhancement effects for 6 and 15 MV photon beams with grazing incidence at a gold-to-water interface

S. Zahid[1], B. Poppe[1], N. Chofor[1]
[1]pius Hospital, Strahlentherapie, Oldenburg, Deutschland
[1] Arbeitsgruppe Medizinische Strahlenphysik, Carl-von-Ossietzky-Universität Oldenburg, Deutschland
[2] Pius-Hospital, Klinik für Strahlentherapie und Onkology, Oldenburg, Deutschland

Introduction: It is common practice in clincal radiotherapy, when possible to avoid treatment beams incident through materials of high atomic number (Z), compared to that of the surrounding medium, which is most often water, soft tissue or bone. Such situations are met in the radiotherapy of the head and neck region for patients with dental implants[1] as well as when therapeutic fields are administered through surgically implanted prostheses in the hip or backbone region. Typical side-effects of the dose enhancement in the surrounding tissues include necrosis of soft tissues and weakening of bone. On exposure to high-energy photons, there is a preferential transport of secondary electrons from a medium comprising of high-Z material to the surrounding low-Z medium. To quantify the dose perturbation effects in the presence of the implant, the fluence of scattered electrons describes the dose enhancement near the proximal surface, while the dose reduction on the distal side of the implant is a combination of photon attenuation and the build-up of secondary electrons as typically seen in the build-up region of depth dose curves. The fluence of scattered electrons depends on (i) the beam energy, (ii) the atomic number of the implant material and (iii) the angle of incidence of the photons. Monte Carlo calculations were performed in this project, investigating the dependence of electron spectra on the beam energy and incident angle for a 3 cm-thick high-Z layer of Gold (Au) inserted in a homogeneous water phantom.

Materials and Methods: Using DOSRZnrc/EGSnrc[2], depth dose curves were computed in a water phantom with photon spectra sources from full Monte Carlo simulations of 5 x 5 cm^2 fields at a Siemens Primus linac for nominal acceleration voltages of 6 and 15 MV, alternatively for conditions (i) a homogeneous water phantom without the high-Z insert, (ii) a 3 cm-thick high-Z layer of gold (Au), with the front surface located at 5 cm water depth. In order to understand the dose enhancement at a water-to-high-Z interface, electron spectra in the vicinity of the interface were calculated using FLURZnrc, with and without the Au layer in place. The Au layer was 3 cm thick with the front face positioned at 5 cm depth in water, for irradiation using incident beams of 6 MV and 15 MV from a Siemens Primus linac at incident angles of 0° and 60°. Electron spectra were scored within regions of width 0.2 cm from the Au layer, at the proximal end (henceforth region A) and at the distal end (region D) of the insert, as shown in figure 1 of the results section. In the presence of the high-Z layer in water, the flux of electrons within the low-Z medium increases significantly, due to the backward-scattered electrons originating from regions within the high-Z material. This preferential back-scatter into the surrounding low-Z medium results from the high density and atomic number of the Au layer. The flux of backward-generated electrons ($\phi_{\text{Excess Electrons}}$) can be calculated by subtracting the spectrum calculated in the absence of the high-Z interface ($\phi_{\text{Electrons in water}}$) from that calculated with the high-Z interface in place ($\phi_{\text{Electrons in (Water + high-Z)}}$):

$$\phi_{\text{Excess Electrons}} = \phi_{\text{Electrons in (Water + high-Z)}} - \phi_{\text{Electrons in water}} \quad (1)$$

Because of excess secondary electrons, one would expect a dose increase effect upstream (i.e. in the backward region back into the low-Z zone) for incident photon beams.

Results and Discussion: Figure 1 shows typical depth dose profiles within a homogeneous water phantom and within a phantom with the Au insert present, both for irradiations with 6 MV and 15 MV photons at normal beam incidence. The observed significant increase in dose towards the left low-Z zone is due to the backscattered electrons, while the decrease towards the right low-Z zone is due to a combination of the lack of backscattered electrons within the low-Z region and the dominant effect of photon attenuation through the Au layer. The magnitude of the back-scatter effect increases with photon energy as shown in figure 1b.

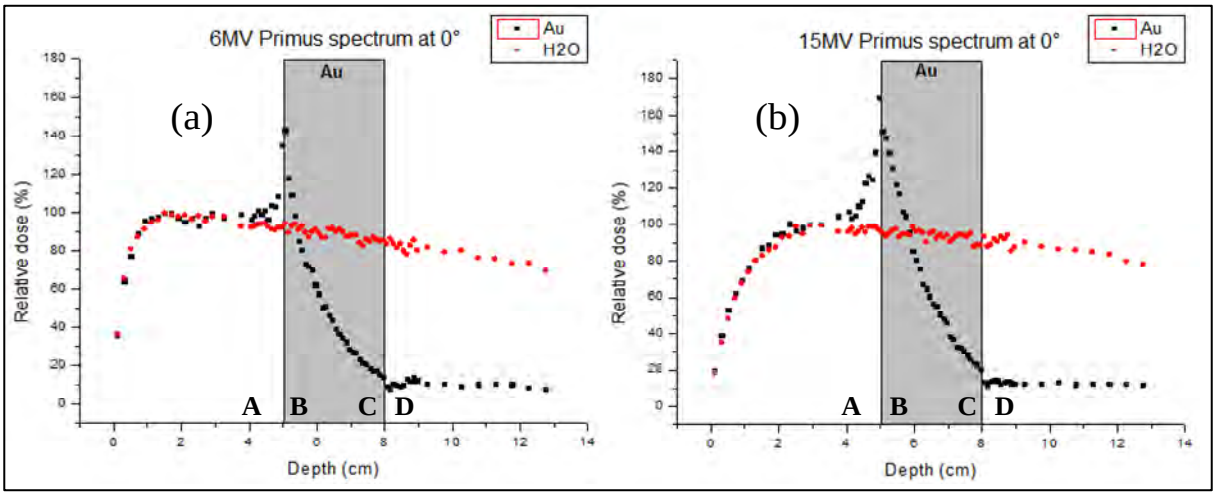


Figure 1: Normalized depth dose curves computed within a homogeneous water phantom and with a Au layer within a water phantom for 6 MV and 15 MV photons at 0° incidence.

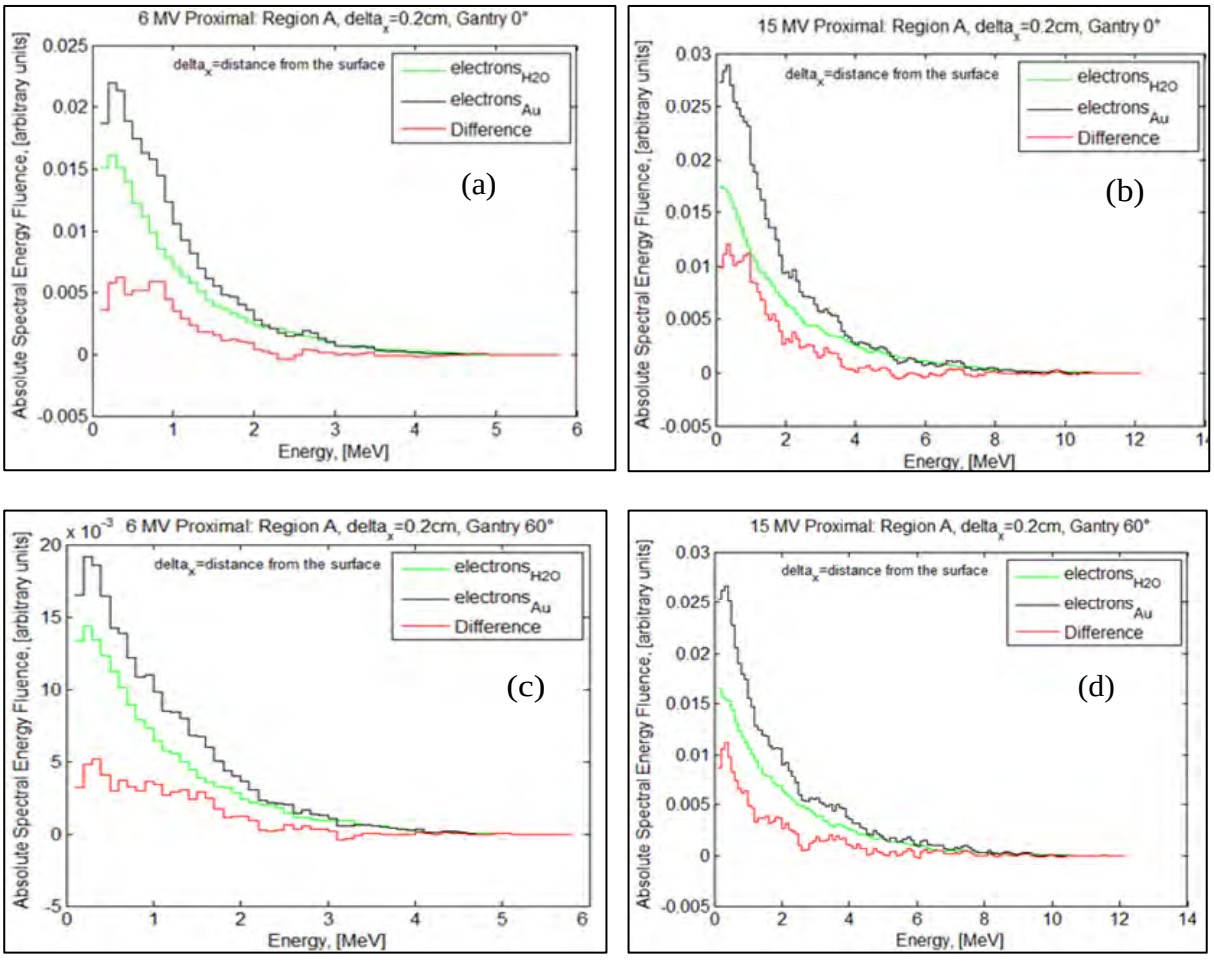


Figure 2: Electron fluence spectra at a proximal region A within 0.2 cm outside the water-to-gold interface. The difference spectra, computed with eq. 1, indicate excess electron flux generated due to back-scatter effects.

Figure 2 shows calculated electron spectra within a region A, 0.2 cm from the Au surface, calculated at normal photon beam incidence and for an angle of 60° incidence for conditions (i) through a homogeneous water phantom ($\phi_{\text{Electrons in water}}$) and (ii) with the Au layer within the homogeneous water phantom ($\phi_{\text{Electrons in (Water + high-Z)}}$). Also plotted are the difference spectra ($\phi_{\text{Excess Electrons}}$) as determined using equation 1. For the same photon energy,a change in the direction of beam incidence leads to no significant change in the spectrum of back-scattered electrons (e.g. comparing figures 2a and 2c). For the same direction of incidence, the fluence of back-scattered electrons increases with photon energy (e.g. comparing figures 2a and 2b).
For region D, at the distal end of the gold-to-water interface, the dominant effect of photon attenuation is clearly visible in the magnitude of electrons originating from the Au insert, compared to the flux of electrons within water at the same depth (see figure 3). Once more, there is only a slight change in the fluence of scattered electrons from the Au inplant for a change in the angle of incidence for the same beam energy. An additional trend worth noting is an increased flux of forward-generated electrons with increased beam energy. The negative values of the different spectra are refelected in the shapes of the depth dose curves in figure 1, with a slight dose build-up region after the Au interface, due to electron deficiency as more electrons are scattered out in the forward direction from the Au layer, compared to those scattered back from the surrounding low-Z medium.

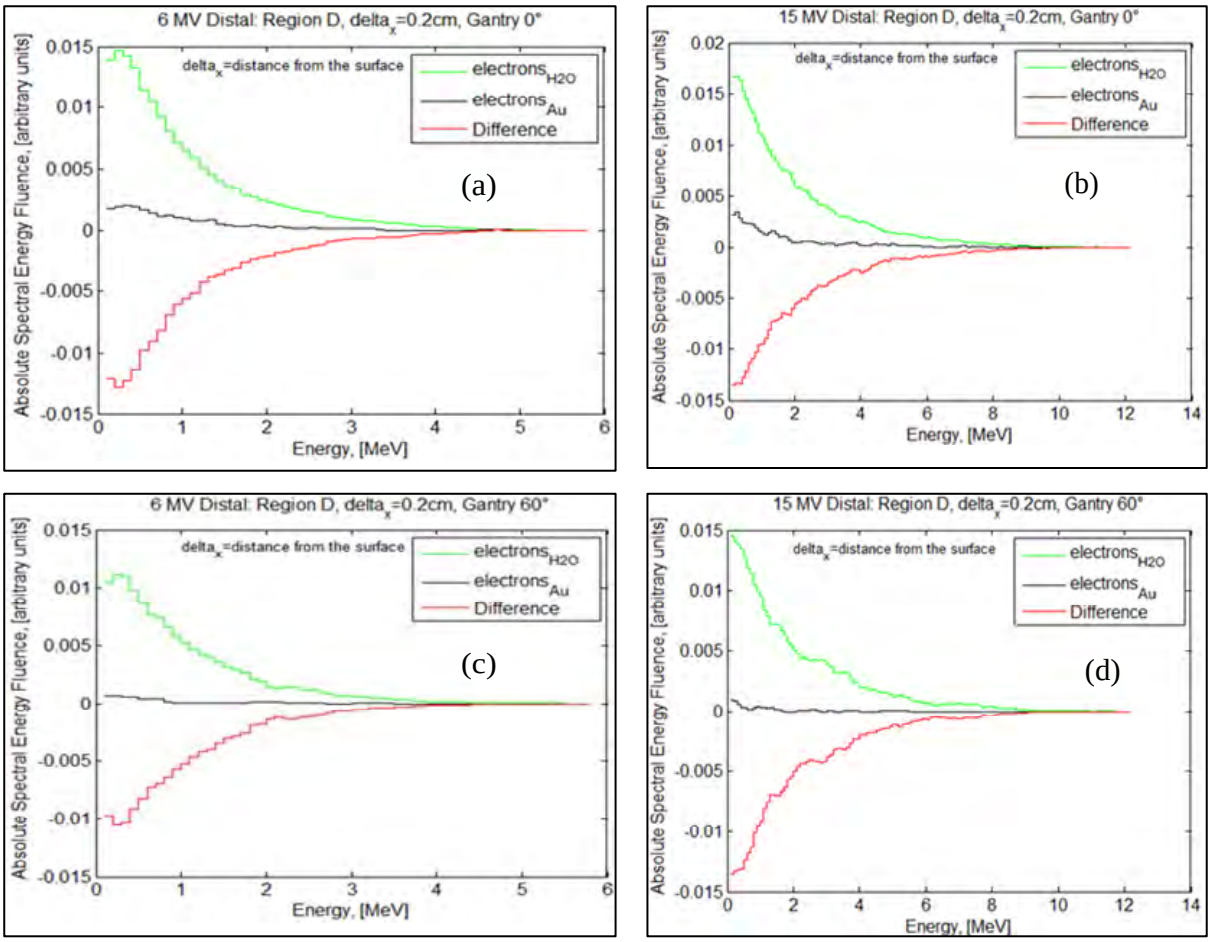


Figure 3: Electron fluence spectra at distal region D within 0.2 cm outside the gold-to-water interface. The difference spectra indicate electron deficiency at the distal end within the water phantom.

Such spectral information may benefit researchers interested in those effects associated with irradiation through high-Z implants, such as necrosis of surrounding tissue. While raising awareness with regards to the necessity of good practice during treatment planning for patients with protheses, one must also mention the dosimetric challenges at determining the magnitude of dose enhancement or perturbation effects at such interfaces. Typical dosimetric issues result mainly due to the water inequivalence of radiation detectors, as well as dose averaging effects due to the relatively large sensitive region of the detectors intended for point-dose determination.

Literature

[1] Thilmann C *et al* Med. Dosim. 1996; 12:149-154
[2] Kawrakow and Rogers 2003 NRCC Report PIRS-701, Ottawa, ON:NRCC

P 107 Beurteilung der Durchblutung am Pferdekopf im Infrarotbild unter Berücksichtigung von Umgebungstemperatur und Felllänge

C. Siewert[1], M. Hellige[2], N. Heuchert[1], D. Busley[1], P. Schrock[1], P. Stadler[2], H. Seifert[1]
[1]Stiftung Tierärztliche Hochschule Hannover, FG Allgem. Radiologie und Med. Physik, Hannover, Deutschland
[2]Stiftung Tierärztliche Hochschule Hannover, Klinik für Pferde, Hannover, Deutschland

Fragestellung: Um die Infrarot (IR)-Bildgebung künftig auch zur nichtinvasiven Beurteilung der Durchblutung am Pferdekopf einsetzen zu können, wurde der Einfluss der Parameter „Umgebungstemperatur“ und „Felllänge“ auf die relevanten Temperaturdifferenzen zwischen unter anatomischen Gesichtspunkten ausgewählten ROIs im IR-Bild untersucht.

Material und Methoden: Mit der IR-Kamera „VarioCAM hr Inspec“ (Fa. InfraTec, Mikrobolometer-Detektor: 384 x 288 Pixel; thermische Auflösung: 50 mK) wurden IR-Bilder des Pferdekopfes von 23 klinisch unauffälligen Pferden (2 Untergruppen: Tiergruppe A1 und A2 (s. Tab.1): Tiergruppe B besteht nur aus hoch- und mittelgradigen Schmerzpatienten (n = 7, Mittelwert: 103 ng/ml Adrenalin im Blutplasma) und einer eingeschränkten Umgebungstemperatur und Haarlänge. Die Regions of interest (ROIs) wurden am medialen Augenwinkel (ROI1), der Augenregion (ROI2) und auf Arealen über den Gefäßen (A./V. transversa facei, A./V. facialis, A./V. labialis inferior und superior, A./V. lateralis nasi, V. angularis occuli) festgelegt (s. Abb.1 u. Tab. 2). Intraindividuell wurden Temperaturdifferenzen zwischen der Maximaltemperatur von ROI 1 und der Durchschnittstemperatur der übrigen ROIs gebildet und statistisch ausgewertet. Zusätzlich wurde auch die Temperaturdifferenz zwischen der Maximaltemperatur der ROI 2 und der Durchschnittstemperatur von ROI 1 ausgewertet.

Ergebnisse: Die Ergebnisse sind in den Tab. 3 bis 5 zusammengefasst. Bei der Tiergruppe A1 (40 Kopfseiten, Felllänge im seitl. Kopfbereich: 10,8 ± 1,7 mm) vergleiche Tab. 3 sind zwei hoch signifikante Korrelationen (k = -0,73 bzw. -0,76) von den Temperaturdifferenzen ϑ_{max}(ROI1)-ϑ_{m}(ROI5.2) und ϑ_{max}(ROI1)-ϑ_{m}(ROI6) mit der Umgebungstemperatur nachweisbar. Bei der Tiergruppe A2 (22 Kopfseiten, Felllänge im seitlichen Kopfbereich: 9,8 ± 2,9 mm, Range: 5-15 mm, HF: 30,5 ± 2,5 min^{-1}) vgl. Tab.4. sind signifikante Korrelationen (k = -0,49 bzw. -0,43) mit der Haarlänge im seitlichen Kopfbereich vorhanden. Bei der Tiergruppe B (14 Kopfseiten, enger Bereich der Umgebungstemperatur Tu = 14,0 - 17,5 °C, eingeschränkte seitliche Felllänge: 9 ± 2 mm) vgl. Tab.5. ist für die Temperaturdifferenz ϑ_{max}(ROI1)-ϑ_{m}(ROI6) eine statistische signifikante Korrelation (k =0,57; p = 0,031) mit der Herzfrequenz nachweisbar.

Zusammenfassung: Die Temperaturdifferenz ΔROI6, also die Differenz zwischen der Maximaltemperatur der Region „vorderer Augenwinkel“ (ROI1) und der mittleren Temperatur der Region „angularis occuli Arterie“ (ROI 6) könnte geeignet sein, die Durchblutung am Pferdekopf nichtinvasiv zu beurteilen, da eine statistisch signifikante Korrelation (k = 0,575; p = 0,031) mit der Herzfrequenz vorliegt. Die Voraussetzung ist jedoch eine enge Einschränkung der Umgebungstemperatur (T_U: 15,7 ± 1,7 °C) und der seitlichen Felllänge (HL: 9 ± 2 mm).

Literatur

[1] Budras, Röck (2009): Atlas der Anatomie des Pferdes, 6. üb. Aufl., Verlag Schlütersche, S.3

Anhang 1

Tiergruppen	Umgebungstemperatur (T_u)	Haarlänge (HL)
A1	5 – 20 °C	10,8 ± 1,7 mm
A2	6 – 10 °C	5 – 15 mm
B (n = 7)	14 – 17,5 °C	9 ± 2 mm

Tab.1: Übersicht Tiergruppen

Anhang 2

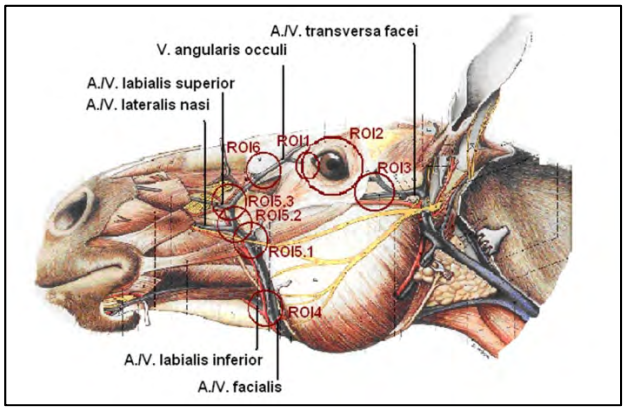


Abb.1: Anatomie Pferdekopf (mod. n. Budras et al. 2009 [1]).

Anhang 3

Definition der ROIs	Anatomischer Zielbereich
ROI 1	Medialer Augenwinkel, Tränendrüse
ROI 2	Augenbereich inklusive beide Augenwinkel
ROI 3	Arteria (A.)/ Vena (V.) transversa facei, Musculus (M.) masseter
ROI 4	A./V. facialis et A./V. labialis inferior, M. depressor labii inferioris, M. cutaneus faciei, M. masseter
ROI 5.1 ROI 5.2 ROI 5.3	A./V. facialis et A./V. labialis superior et A./V. lateralis nasi, M. levator nasolabialis, M. lebator labii superioris, M. caninus, M. zygomaticus, M. buccinator
ROI 6	V. angularis occuli, M. levator nasolabialis, M. lebator labii superioris

Tab. 2: Definition der anatomischen Regionen und jeweiligen ROIs.

Anhang 4

Temperaturdifferenz	ϑ_{max}(ROI1)- ϑ_m(ROI5.2) [°C]	ϑ_{max}(ROI1) - ϑ_m(ROI6) [°C]
Abkürzung	ΔROI5.2	ΔROI6
k (Tu), Spearman, Rang Korrelation	-0,731	-0,758
p-Wert	0,000	0,000
Lineare Regression (x = T_U)	y = -0,412 x + 9,608	y = -0,335 x + 9,138
Wert vom Korrelationskoeffizienten k (Spearman, Rang-Korrelation): statistisch **hoch signifikant** wurde grau unterlegt (p ≤ 0,001)		

Tab.3: Korrelation der Umgebungstemperatur

Anhang 5

Temperaturdifferenz	ϑ_{max}(ROI1) - ϑ_m(ROI5.2) [°C]	ϑ_{max}(ROI1) - ϑ_m(ROI6) [°C]
Abkürzung	ΔROI5.2	ΔROI6
k (HL), Spearman, Rang Korrelation	-0,488	-0,431
p-Wert	0,021	0,045
Lineare Regression (x = HL)	y = -0,433 x + 9,899	y = -0,293 x + 8,919

Tab.4: Korrelation der seitlichen Felllänge (5-15 mm); Tu = 6 – 10°C T_U = 5 - 20°C

Anhang 6

	ϑ_{max}(ROI2)-ϑ_m(ROI1) [°C]	ϑ_{max}(ROI1)-ϑ_m(ROI3) [°C]	ϑ_{max}(ROI1)-ϑ_m(ROI4) [°C]	ϑ_{max}(ROI1)-ϑ_m(ROI5.2) [°C]	ϑ_{max}(ROI1)-ϑ_m(ROI6) [°C]	ϑ_m(ROI4)-ϑ_m(ROI6) [°C]
Abk.	ΔROI1	ΔROI3	ΔROI4	ΔROI5.2	ΔROI6	ΔROI4_6
k (HF)	0,196	0,367	0,223	0,39	0,575	0,079
p-Wert	0,502	0,197	0,444	0,168	0,031	0,788

Werte der Korrelationskoeffizienten k (Spearman, Rang-Korrelation) mit jeweiligem p-Wert: statistisch **signifikant** grau unterlegt (0,01 < p ≤ 0,05), Mittelwert vom Adrenalin im Blutplasma: 103 ng/ml

Tab.5: Korrelation der Herzfrequenz (HF) mit den relevanten Temperaturdifferenzen.

P 108 Charakterisierung eines microCT-Systems für die Kleintierbestrahlung

M. Felix[1], J. Fleckenstein[2], T. Fiebig[3], M. Brockmann[4], F. Wenz[2], F. Giordano[2], G. Glatting[1]
[1]Universitätsmedizin Mannheim, Medizinische Fakultät Mannheim, Universität Heidelberg, Medizinische Strahlenphysik/Strahlenschutz, Mannheim, Deutschland
[2]Universitätsmedizin Mannheim, Medizinische Fakultät Mannheim, Universität Heidelberg, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Mannheim, Deutschland
[3]Universitätsmedizin Mannheim, Medizinische Fakultät Mannheim, Universität Heidelberg, Abteilung für Neuroradiologie, Mannheim, Deutschland
[4]Klinikum der RWTH Aachen, Klinik für Diagnostische und Interventionelle Neuroradiologie, Aachen, Deutschland

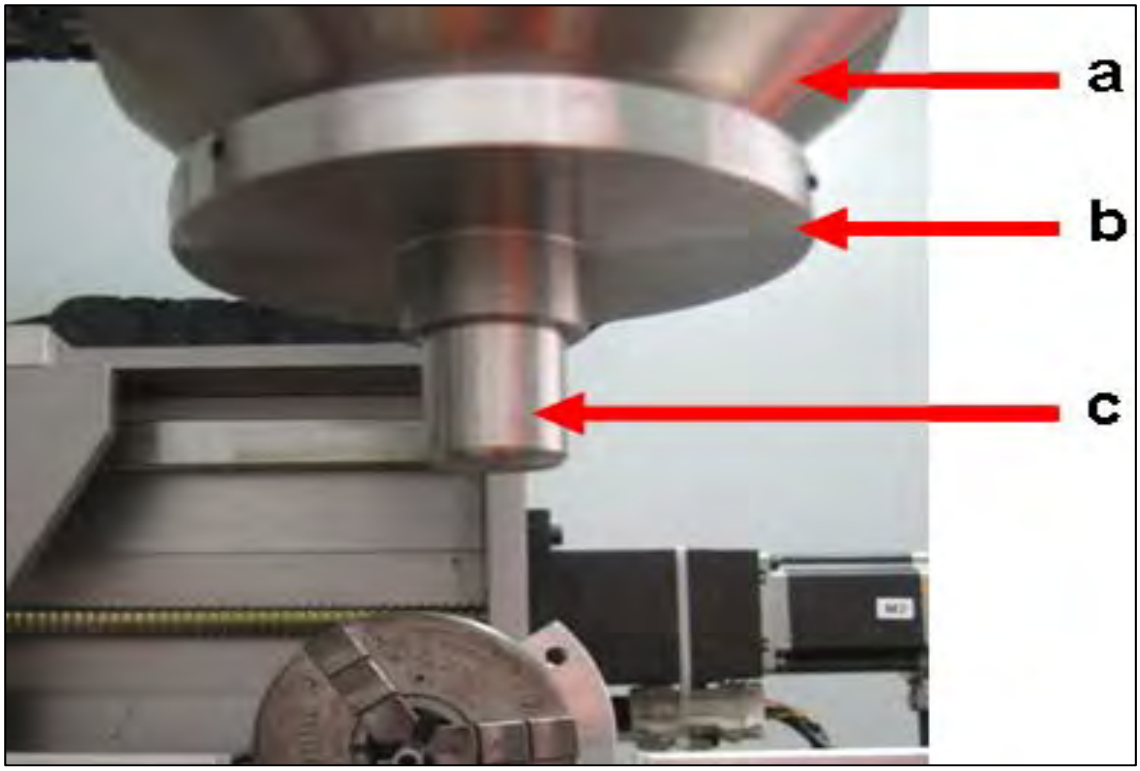
Fragestellungen: In vielen präklinischen Studien wird die Implementierung der Strahlentherapie im Tiermodell aufgrund ihres massiven technischen Aufwandes nicht berücksichtigt. Dabei stellt die Strahlentherapie eine der entscheidenden Säulen der Krebstherapie dar. Durch die Erforschung z.B. des Zusammenspiels von Pharmaka und Radiatio im Tiermodell können teils unerwartete Nebenwirkungen entdeckt, sowie auch bislang unbekannte positive Effekte *in-vivo* aufgedeckt werden.
Ziel dieser Arbeit war es daher ein industrielles Röntgeninspektionssystem für den Einsatz in der Bestrahlung von Kleintieren zu charakterisieren und relevante Faktoren wie die adäquate Flatness, Symmetrie und Steilheit des Strahlenfelds zu messen, um somit eine genaue und homogene Dosisverteilung im Zielvolumen erreichen zu können.

Material und Methoden: Das Grundsystem stellt das microCT Y.Fox (YXLON GmbH, Hamburg) dar, das als Kompaktsystem vertrieben wird. Die Hauptbestandteile des für industrielle Zwecke konzipierte microCT sind der Flachbilddetektor PaxScan 2520D/CL (Varian Medical Systems Inc., Salt Lake City, UT, USA), der Manipulator, an den ein Objektträger angebracht und durch CNC-basierte Technik punktgenau rotiert und positioniert werden kann, sowie eine Transmissionsröntgenröhre des Typs FXE-160.51. Die Transmissionsröhre kann Beschleunigungsspannungen von bis zu 160 kV und Emissionsströme von bis zu 1 A bereitstellen. Des Weiteren stehen drei verschiedene Brennfleckgrößen von 1 µm, 3 µm und 5 µm zur Verfügung. Der Nutzstrahl lässt sich ohne weitere Einflüsse durch etwaige Austrittsfenster direkt nach dem Target verwenden und kollimieren. Um den Nutzstrahl zu kollimieren wurde ein Tubussystem entwickelt, dessen Grundstruktur an die Targethalterung montiert werden kann (Abb. 1).
Für die Charakterisierung der Flatness, der Symmetrie, der Penumbra sowie der Halbwertsbreite (FWHM) des Strahlenfeldes im Isozentrum des Systems wurden zwei Tubi mit einem konischen Bohrdurchmesser von 1 mm und 5 mm am Austrittspunkt verwendet. Die zylinderförmigen Systeme lassen sich durch Schraubgewinde an die Grundstruktur befestigen. Als Messmittel wurden die Ionisationskammer M22342 (PTW Freiburg GmbH, Freiburg) und GAFCHROMIC® EBT-Filme (ISP, Wayne, NJ, USA) verwendet.

Ergebnisse: In Tabelle 1 sind die Ergebnisse der Messungen zur Charakterisierung des Strahlenfeldes für beide Tubusgrößen dargestellt. In Abbildung 2 sind die Dosisprofile der beiden Tubi bei einer Röhrenspannung von 90 kV dargestellt.
Die Symmetrie und die Flatness verhalten sich über alle Röhrenspannungen und bei beiden Tubi gleich. Alle Penumbragrößen liegen unterhalb 1 mm und sind durch die Scanauflösung der Filme limitiert. Weiterhin treten keine signifikanten Änderungen in der FWHM bei unterschiedlicher Röhrenspannung auf.

Zusammenfassung: Die gemessen Größen zeigen, dass das microCT Y.Fox ein Strahlenfeld liefert, welches sich für eine Kleintierbestrahlung eignet. Die gleichmäßige Flatness und Symmetrie des Strahlenfeldes in allen Röhrenspannung und in beiden untersuchten Tubi lassen eine homogene Dosisverteilung im Zielvolumen zu. Weiterhin lässt sich das Zielvolumen durch die besonders scharfe Penumbra und dem stabilen FWHM von dem umliegenden Gewebe sehr gut abgrenzen.

Anhang 1



Anhang 2

	Tubusdurchmesser					
	5 mm			1 mm		
	60 kV	90 kV	120 kV	60 kV	90 kV	120 kV
Flatness (%)	115,1	118,5	117,3	117,8	112,8	112,9
Penumbra (mm)	0,27	0,53	0,53	0,27	0,27	0,27
Symmetrie (%)	101,9	99,4	97,3	101,3	103,5	102,6
FWHM (mm)	8,75 ± 0,27	8,48 ± 0,27	8,48 ± 0,27	1,59 ± 0,27	1,59 ± 0,27	1,86 ± 0,27

Tab. 1: Ergebnisse der Charakterisierungsmessungen bei einem Emissionsstrom von 75 mA im Isozentrum.

Anhang 3

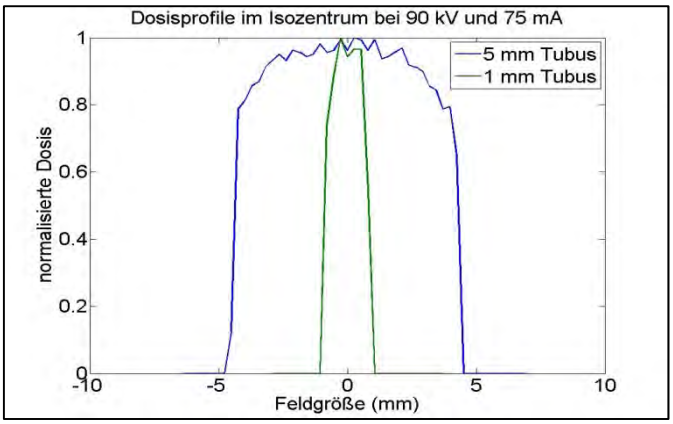


Abb.2: Dosisprofile im Isozentrum bei einer Röhrenspannung von 90 kV und einem Anodenstrom von 75 mA mit einer Tubusöffnung von 5 mm (blau) und 1 mm (grün).

P 109 Entwicklung szintillatorbasierter Echtzeit-Detektoren für laserbeschleunigte Protonen

J. Metzkes[1,2], L. Karsch[3], S. D. Kraft[1], J. Pawelke[1,3], C. Richter[1,3,2], M. Schürer[3], M. Sobiella[4], K. Zeil[1,2], U. Schramm[1,2]
[1]Helmholtz-Zentrum Dresden - Rossendorf, Laser-Teilchenbeschleunigung, Dresden, Deutschland
[2]TU Dresden, Dresden, Deutschland
[3]OncoRay - National Center for Radiation Research in Oncology, TU Dresden, Dresden, Deutschland
[4]Helmholtz-Zentrum Dresden - Rossendorf, Dresden, Deutschland

Fragestellungen: Ionenstrahlen sind auf Grund ihrer im Vergleich zu Photonenstrahlen invertierten Tiefendosisverteilung vielversprechend für die Strahlentherapie von Tumoren und sie werden seit Jahrzehnten erfolgreich zur Therapie genutzt. Da die Erzeugung hochenergetischer Ionenstrahlen instrumentell aber sehr aufwändig ist, beschränkt sich deren Anwendung bis heute auf weltweit wenige spezialisierte Zentren. Potentielle alternative Quellen stellen die seit einigen Jahren intensiv untersuchten Laser-Plasma-Beschleuniger für Ionen dar, die prinzipiell deutlich kompakter als herkömmliche Beschleuniger gebaut werden können [1], aber sowohl bezüglich der erreichbaren Energien als auch der zuverlässigen Nutzung noch intensiv weiterentwickelt werden müssen.
Die erfolgreiche Weiterentwicklung dieser Beschleuniger bedarf unter anderem spezieller Detektoren, die sowohl an die Eigenschaften der laserbeschleunigten Ionen (Pulsung, breite spektrale Verteilung, großer Divergenzwinkel) als auch an die experimentelle Umgebung eines Laser-Plasma-Beschleunigers (Strahlungsuntergrund, starker elektromagnetischer Puls) angepasst sind. In diesem Beitrag stellen wir von uns entwickelte szintillatorbasierte Detektoren für die Echtzeit-Charakterisierung laserbasierter Protonenquellen vor [2,3]. Die Detektoren vermessen die erzeugte Protonenverteilung in einer bzw. in zwei Dimensionen winkel- und energieaufgelöst.

Material und Methoden: Das Signal entsteht in beiden Detektoren durch Energiedeposition in einem Szintillator, dessen Lichtemission mit CCD-Kameras abgebildet wird. Für die Energieauflösung wird für beide Detektoren die Energie-Reichweiten-Korrelation von Protonen genutzt, die eine Rekonstruktion des Spektrums erlaubt.
Die Detektoren wurden am 6 MV-Tandetron-Beschleuniger am Helmholtz-Zentrum Dresden - Rossendorf (HZDR) mit Protonen charakterisiert und der 1D-Detektor auch zur Messung laserbeschleunigter Protonen am Hochintensitätslaser Draco am HZDR eingesetzt werden. Für den 2D-Detektor wurde eine Auswertungsroutine entwickelt, die die Rekonstruktion winkelaufgelöster Spektren aus den Messdaten erlaubt.

Ergebnisse: In den Messungen am Tandetron-Beschleuniger konnte die prinzipielle Funktionsweise beider Detektoren bestätigt werden und deren Sensitivität, d.h. die Lichtausbeute pro absorbiertem Proton, bestimmt werden. Für den 1D-Detektor wurde das theoretisch vorhergesagte räumliche Auflösungsvermögen von ~1,3 mm bestätigt und für den 2D-Detektor das optimale Design bezüglich des räumlichen Auflösungsvermögens bestimmt. Bei der Messung mit laserbeschleunigten Protonen konnte gezeigt werden, dass unser Detektorprinzip den experimentellen Anforderungen eines Laser-Plasma-Beschleunigers genügt und trotz vorhandenem Strahlungsuntergrund von Elektronen und Röntgenstrahlung ein ausreichendes Signal-Rausch-Verhältnis erzielt werden kann.

Zusammenfassung: Auf Grund der Möglichkeit zur energie- und winkelaufgelösten Echtzeit-Charakterisierung laserbeschleunigter Protonen stellen beide Detektoren eine wertvolle Ergänzung der bisher an Laser-Plasma-Beschleunigern eingesetzten Diagnostiken bestehend aus radiochromen Filmen, die nur nachträglich ausgewertet werden können, und Thomson-Parabel-Spektrometern, die nur einen kleinen Raumwinkel der Winkelverteilung vermessen, dar.

Literatur
[1] S. V. Bulanov, *et al*., Phys. Lett. A 299, 240 (2002)
[2] J. Metzkes, *et al*., Rev. Sci. Instrum. 83, 123301 (2012)
[3] N. Stiller, *Entwicklung eines orts- und energieauflösenden Spektrometers für laserbeschleunigte Protonen*, Diplomarbeit, Technische Universität Dresden (2012)

P 110 Evaluation der elektrischen Impedanztomographie zur Bewertung der Lungenventilation im Vergleich zu Computertomographie in der Veterinärmedizin

F. Nasirimanesh[1,2], P. Shirvanchi[1,2], M. Kramer[2], M. Fiebich[1]
[1]Technische Hochschule Mittelhessen (THM), Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz (IMPS), Gießen, Deutschland
[2]Justus-Liebig-Universität, Klinik für Kleintiere, Chirurgie, Gießen, Deutschland

Einleitung: Die Atmungsorgane des Menschen und der Säugetiere dienen dem Gasaustausch zwischen Körper und Umgebung. Voraussetzung dafür ist eine ausreichende Ventilation der Lunge. Daher ist die Bestimmung der Lungenbelüftung bei vielen unterschiedlichen Lungenerkrankungen, zum Beispiel bei der chronischen Bronchitis, der Bronchopneumonie und dem Lungenemphysem für die Diagnostik von Bedeutung. Bei diesen Lungenerkrankungen können durch einen erhöhten Atemwegwiderstand erhebliche Ventilations-Perfusions-Verteilungsstörungen entstehen, welche zu einer arteriellen Hypoxämie führen. Die chronisch-obstruktiven Lungenerkrankungen gehen oft mit einer gesteigerten Totraumventilation einher, was eine irreversible Schädigung der elastischen Lungenstrukturen zur Folge hat. Chronische Bronchitiden treten besonders häufig bei Pferden, Hunden und Katzen auf [3].
Für die Darstellung der Lungenbelüftung gibt es verschiedene Verfahren. Hierzu zählt u.a. die elektrische Impedanztomographie (EIT). Hierbei handelt es sich um eine Methode zur Visualisierung der Ventilationsverteilung sowie der Änderungen des Lungenvolumens während der Atmung. Die EIT arbeitet nicht-invasiv und ohne Strahlenbelastung [1]. Sie ist bisher die einzige klinische Methode, die kontinuierlich in Echtzeit der regionalen und globalen Überwachung von Atmung und Beatmung durch die Impedanzänderung dient. Das Verfahren liefert ein bei ALI-Patienten (akutes Lungenversagen) nötiges direktes Feedback, um die Beatmung entsprechend zu regeln. Ein anderes Verfahren für die Darstellung der Lungenventilation ist die Computertomographie (CT). Hierbei handelt es sich um eine spezielle Röntgenuntersuchung, die es ermöglicht, Schichtaufnahmen des Körpers zu erstellen. Das Verfahren liefert statische, regionsspezifische Informationen mit hoher Kontrastauflösung und guter räumlicher Auflösung [2]. Ein Nachteil des Verfahrens ist jedoch die damit verbundene Strahlenexposition.
In der vorliegenden Arbeit wird die regionale Tidalvolumenverteilung von belüfteten Lungenarealen mit minderbelüfteten Arealen verglichen. Hierzu werden die durch das elektrische Impedanztomographie-gerät (EIT) aufgenommen Daten den durch die Computertomographie (CT) bestimmten Volumenanteilen derselben Region gegenübergestellt. Es soll aufgezeigt werden, ob die EIT als preiswertes, mobiles, strahlungsfreies und schnelles Verfahren für die Bestimmung der Lungenventilation die CT ersetzen kann.

Material und Methoden: Die Untersuchung wird am narkotisierten Schwein durchgeführt. Um belüftete Bereiche in der Lunge besser von nicht belüfteten zu unterscheiden und diesen Unterschied bewerten zu können, soll eine selektive Beatmung erfolgen. Hierzu wird ein Bronchusblocker in einem Lungenast platziert, um diesen anschließend durch eine aufblasbare Blockmanschette abzudichten. Die somit hervorgerufene Minderbelüftung wird mit der anderen, belüfteten Lungenhälfte verglichen.
Die elektrische Impedanztomographie wird mit dem PulmoVista 500 der Firma Dräger durchgeführt. Das System besteht aus einem Elektrodengürtel mit 16 Elektroden, welcher um die Brust des Tieres gelegt wird. Die Aufzeichnung und Darstellung erfolgt mit Hilfe eines Rechners. Das Versuchstier wird in Rückenlage so fixiert, dass während der Messung keine übermäßigen Bewegungen stattfinden. Anschließend wird der Elektrodengürtel um die Brust des Tieres auf der Ebene des Xyphoids gelegt (Abb. 1). Um alle Messungen an verschiedenen Elektroden auf das gleiche elektrische Potential referenzieren zu können, wird eine Elektrode als Referenzelektrode in der Mitte des Bauchbereiches fixiert. Anschließend wird der Gürtel mit dem EIT-Monitor verbunden und die Ventilationsverteilung visuell und quantitativ im der rechten und linken Thoraxhälfte in transversaler Ebene aufgenommen.
Die CT-Untersuchung wird an einem 16-Zeilen-Spiral-Computertomograph der Firma Philips durchgeführt (Abb. 2). Das Versuchstier wird auf dem Rücken liegend lateral fixiert und der Kopf zum Scanner positioniert (Tischvorschub in caudal-cranialer Richtung, Röhrenspannung 120 kV, Röhrenstrom-Zeit-Produkt 200 mAs, Pitch 0.938, Schichtdicke 3mm, Matrix 512). Die Bildrekonstruktion wird dabei mit einem kantenverstärkenden und einem Standard-Filter durchgeführt.

Ergebnisse: Durch die EIT wird die Tidalvariation jedes Lungenflügels in transversaler Ebene dargestellt (Abb. 3). Die EIT-Bilder zeigen, dass der größte Teil der Ventilation in einem Lungenflügel auftritt. Die Ursache für die ungleichmäßige Verteilung ist tatsächlich der Bronchusblocker, der auf derselben Seite eingesetzt ist. Auch beim CT-Scan sind die minderbelüftet Areale auf dieselbe Ebene zu sehen.

Um die EIT-und CT-Bilder miteinander vergleichen zu können, wird die ventral-dorsale Höhe jede Lunge in vier gleichen Abständen geteilt. Die durch die EIT ermittelte globale und regionale Tidalvariation wird mit den mittels CT gemessenen globalen und regionalen Gasvolumina verglichen. Zudem werden die Regressionsanalyse und die Korrelationskoeffizienten zwischen der Tidalvariation (EIT) und Gasvolumen (CT) dargestellt.

Zusammenfassung: Die EIT ist in der Lage, die globalen und regionalen Veränderungen des Tidalvolumens einer transversalen Lungenebene zu zeigen. Es existiert eine Korrelation zwischen den EIT-und CT-Bildern. Das EIT-Verfahren ist nicht-invasiv, ohne Strahlenbelastung und visualisiert kontinuierlich die regionale Tidalvolumenverteilung mit einer sehr guten zeitlichen Auflösung.

Literatur

[1] Frerichs, I. et al.: Patient examinations using electrical impedance tomographysources of interference in the intensive care unit. Physiol Meas 32 (2011), S. 1-10
[2] Lange, S.: Radiologische Diagnostik der Thoraxerkrankungen. 4. Aufl. Thieme, Kap. 1, 2010
[3] Von Engelhardt, W.: Physiologie der Haustiere. 3. Aufl. Enke, Kap. 11, 2010

Anhang 1

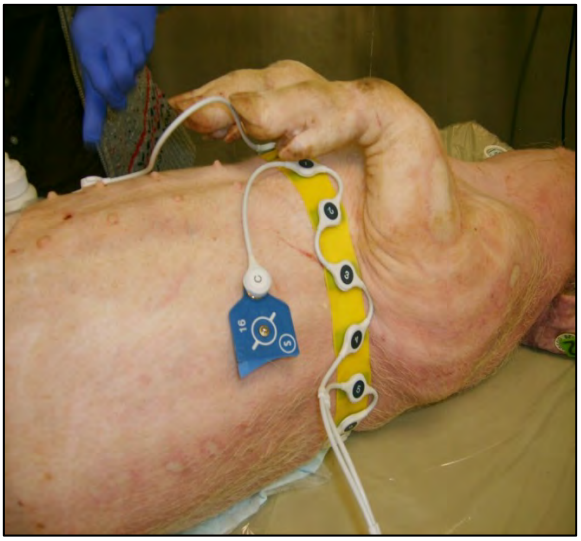


Abb.1: Elektrodengürtel mit angeschlossenem

Anhang 2



Abb.2: Die CT-Untersuchung Patientenkabel

Anhang 3

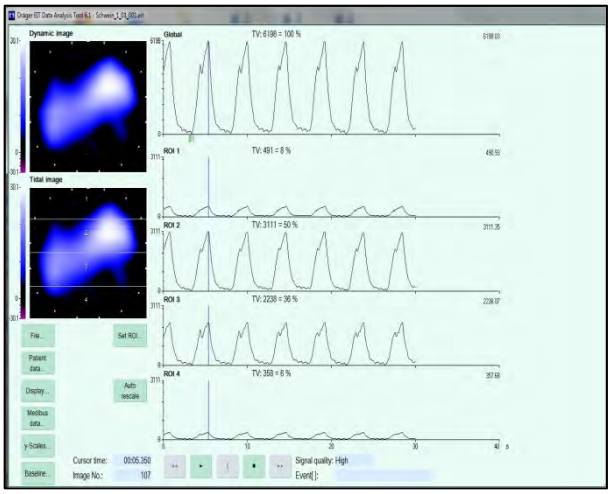


Abb.3: Tidalvariation (EIT) in transversaler Ebene

Anhang 4

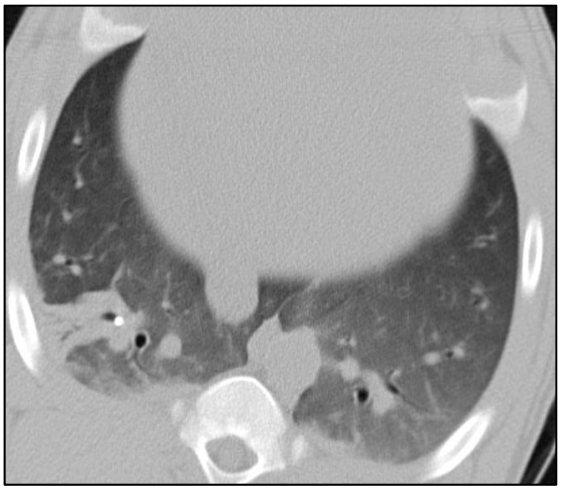


Abb.4: CT-Lunge in transversaler Ebene

P 111 pH-sensitive capsules as intracellular optical reporters for monitoring the lysosomal pH upon stimulation

M. Nazarenus[1], P. Rivera Gil[1], S. Ashraf[1], W.J. Parak[1]
[1]Universität Marburg, Fachbereich Physik, Marburg, Deutschland

Intracellular pH is an important quantity concerning diseases on the cellular level. Monitoring the pH-value in cells therefore is desired for diagnostic purposes.
We here present a long-term study of the lysosomal pH-value of MCF-7 breast cancer cells. As sensor we used polyelectrolyte capsules of 2 to 5 μm in diameter filled with the pH-sensitive fluorescent dye seminaphthorhodafluor-1 (SNARF-1). This dye has two emission maxima. At pH 6 the maximum lies at 585 nm, while at pH 9 the maximum lies at 640nm. Therefore it is possible to determine the pH-value from the ratio of the intensities at these wavelengths. The capsules are taken up by the cells spontaneously and are stored in the lysosomes. They stay in the lysosomes for up to some days as optical reporters, making it possible to monitor a long-term profile of the lysosomal pH-value. Our experiments usually went between 48 and 70 hours and were carried out on a fluorescence microscope.
When some capsules had been internalized, the cells were treated with one of four different pH-active substances. The effect on the lysosomal pH was reported by the internalized capsules. Capsules still in the cells' exterior served as control capsules.

P 112 Investigating nanoparticle internalization patterns by time-resolved quantitative colocalization analysis

R. Hartmann[1], P. Rivera Gil[1], W. J. Parak[1]
[1]Philipps Universität Marburg, Biophotonik, Marburg, Deutschland

Designing nanomaterials for specific biological or medical applications requires the knowledge of their uptake mechanisms including endocytic cell entry routes, endosomal sorting and resulting intracellular pathways to control their fate, efficiency and toxicity. Time-resolved quantitative colocalization analysis is a method based on confocal fluorescence microscopy being well suited to characterize nano-sized materials with respect to their intracellular trafficking in a sophisticated manner.[2]
The capabilities of this method are demonstrated but studying the internalization pathways of two oppositely charged superparamagnetic maghemite nanoparticle species.

P 113 Kostenoptimierung bei der Bereitstellung von I-125-Seeds für die stereotaktische Brachytherapie von Hirntumoren

A. Gierich[1], K. Luyken[1], M. Hoevels[1], S. Hunsche[1], V. Visser-Vandewalle[1], M. Ruge[1], J. Karpe[2], H. Treuer[1]
[1]Uiniklinik Köln, Stereotaxie, Köln, Deutschland
[2]Fachhochschule Köln, Institut für Distance Learning, Gummersbach, Deutschland

Fragestellungen: Die niedrige Quantenenergie von ≤35.5 keV und die relativ lange Halbwertszeit von 59.4 Tagen sowie die Verfügbarkeit in röntgensichtbarer Form machen I-125-Seeds zu dem bevorzugten Strahler für die stereotaktische Brachytherapie von Hirntumoren [1,2]. Die Behandlung zielt auf die Erzeugung fokaler und konformer Dosisverteilungen mit 50–65 Gy Randdosis mittels Temporär- oder Permanent-Implantation von individuell berechneten I-125-Seeds im Aktivitätsbereich von 0.2–12 mCi. Die Bereitstellung der erforderlichen Seeds am Operationstag erfordert einen hohen logistischen Aufwand. Röntgensichtbare Seeds mit Aktivitäten unter 1 mCi sind am Markt nicht erhältlich und die Lieferzeit von 14 Tagen ist aus klinischer Sicht (und aus Kostengründen) meist nicht akzeptabel. Um trotzdem eine optimale Versorgung der Patienten zu gewährleisten, wird in unserer Klinik deshalb ein eigener Seed-Pool bevorratet. Ziel der Arbeit ist es, das bereitzustellende Aktivitätsspektrum zu ermitteln und den regelmäßigen Zukauf an Seeds auf seine Kosten hin zu optimieren.

Material und Methoden: Seit 1988 wurden in unserer Klinik stereotaktische I-125-Seed-Implantationen durchgeführt und hierfür ein eigener Seed-Pool vorgehalten. Seit 1998 erfolgte die Bestückung des Seed-Pools durch einen „Dauerauftrag“, d.h. 14-tägig wurden 2x2 mCi, 2x4 mCi, 2x6 mCi 2x8 mCi und 1x12 mCi I-125-Seeds (IMC6711, Amersham) vom Hersteller geliefert.
Im Zeitraum vom 01.01.2001 bis 31.01.2013 wurden in unserer Klinik 669 stereotaktische Implantationen von I-125-Seeds durchgeführt und für diese Arbeit ausgewertet. Die Operations- und Bestrahlungsplanung erfolgte mit STP3.5 (Leibinger) auf der Basis eines stereotaktischen CTs und präoperativer MR- (und PET)-Bildgebung. Die bei der Planung bestimmten Seed-Aktivitäten wurden mit den im Seed-Pool aktuell verfügbaren Aktivitäten verglichen und die am besten passenden Aktivitäten für die Implantation ausgewählt.
Die Daten der Implantationen wurden in eine Excel-Tabelle eingetragen und mit diversen Methoden auf Richtigkeit überprüft. Auf Grundlage dieser Tabelle ist mit Hilfe von Visual Basic ein Simulationsprogramm erstellt worden. Dabei wurden verschiedene Bestellschemata simuliert und die Zahl der damit durchführbaren Operationen ermittelt. Die mit den Bestellschemata verbundenen Kosten und die zugehörige Rate direkt durchführbarer Operationen wurden als Streudiagramm dargestellt und daraus die Pareto-Kurve ermittelt. Ziel war es, ausgehend vom aktuellen Bestellschema, das Pareto-Optimum zu bestimmen.

Ergebnisse und Diskussion: Die mediane Größe des Zielvolumens war 8 ml (Mittelwert 11.68 ml, Spannweite: 96.1 – 0.2 ml). Die mediane verordnete Dosis war 50 Gy (Mittelwert 53 Gy, Spannweite: 25 - 65 Gy). Die Mehrzahl der Tumoren waren Astrozytome (25.41%), gefolgt von Metastasen (19,13%), Glioblastomen (16.44%) und Gliomen (7,47%).
Insgesamt wurden 2622 Seeds implantiert, pro Patienten im Median 3 Seeds (Mittelwert 3.9, Spannweite: 1 - 17). Die Aktivitäten variierten dabei zwischen 0.047 und 14.5 mCi (Median 1.64 mCi, Mittelwert 2.54 mCi). 58.1% aller implantierten Seeds lagen im niedrigaktiven Bereich zwischen 0.04 und 2 mCi (zwischen 0 und 1 mCi 31.24% und zwischen 1 und 2 mCi 26.89%).
Die Operationsfrequenz war im Mittel 1/6.58 Tage (Median: alle 4 Tage eine OP, Minimum: 0 Tage, Maximum: 49 Tage zwischen 2 OPs).
Mit dem aktuellen Bestellschema wurden 52 mCi bestellt. Die Rate der damit direkt durchführbaren Operationen war 88.4%. Durch Modifikation des Bestellschemas konnten bei gleicher Bestellaktivität 97.9% der Operationen abgedeckt werden. Alternativ wäre auch möglich durch Absenken der Aktivität auf 30 mCi 89.1% der OPs direkt durchzuführen.

Zusammenfassung: Es konnte gezeigt werden, dass das bislang in unserer Klinik verwendete Bestellschema nicht Pareto-Optimal ist. D.h. bei gleicher Gesamtaktivität im Dauerauftrag kann durch Anpassung des Aktivitätsspektrums Rate direkt durchführbarer Operationen um 10% gesteigert werden, bzw. die regelmäßig bezogene Gesamtaktivität um 42% gesenkt werden.

Literatur

[1] Ruge MI, Grau S, Treuer H, Sturm V (2012). Stereotactic Brachytherapy for Brain Tumors, in Brachytherapy. Kazushi Kishi (Ed.), InTech, Available from: http://www.intechopen.com/books/brachytherapy/Stereotactic Brachytherapy for Brain Tumors.

[2] Ruge MI, Simon T, Suchorska B, Lehrke R, Hamisch C, Koerber F, Maarouf M, Treuer H, Berthold F, Sturm V, Voges J. Stereotactic brachytherapy with iodine-125 seeds for the treatment of inoperable low-grade gliomas in children: long-term outcome. J Clin Oncol. 2011; 29: 4151-9.

Autorenindex

A

Abbas, J. P 57
Abolmaali, N. D. 150, 155, 157
Ackermann, B. P 102, P 104
Adamchic, I. 15
Admietz, I. A. P 69
Aeffner, S. P 24
Afahaene, N. 181
Aichler, M. 76
Aigner, R. 138
Akcakaya, M. 192
Akselrod, M. S. P 98
Albers, D. P 95
Alborzi, H. 166
Aldawood, S. 129
Alheit, H. P 68
Alikhani, B. 16, 78
Allinger, T. 166
Allmendinger, T. 59
Amunts, K. 88
Anna, T. P 89
Antoch, G. 32, 148, 159
Anton, M. 123
Antweiler, G. 89
Arenbeck, H. P 33
Arnhold, S. 91
Arns, A. 97
Ashraf, S. P 111
Assheuer, J. P 27
Axer, M. 85, 88
Azhari, H. 165

B

Bach, M. P 50
Bachert, P. 30, 31, 89, P 39, P 40, P 43, P 48 P 51
Baer, M. 110
Baltas, D. P 9, P 67
Bamberg, F. 75
Bär, E. P 61, P 77
Bartel, T. P 15
Bartling, S. 114
Bartz, J. A. P 98
Basha, T. 192
Bauer, J. 130
Baumann, M. P 69
Baumgarten, T. P 42
Baus, W. W. 117, P 66, P 81, P 88, P 96
Beaumont, S. P 93
Bech, M. 75, 76
Becker, E. P 82
Becker, J. P 2, P 73
Becker, J. 169
Beetz, W. P 87
Beham, A. 138
Behl, N. P 51
Behr, V. 61
Behrmann, C. P 57
Bendl, R. P 79
Bente, K. 45
Berg, A. P 21
Berg, S. 192
Berger, K. P 65
Berger, M. 89
Bert, C. 82, 83, P 31
Bert, J. 134
Berthold, L. P 32
Berton, M. P 84
Beuing, O. P 105
Beutner, D. 51
Biederer, J. 99
Biermann, J. P 53
Blanck, O. 58, 119, 170, P 91
Blank, E. 154
Blank, H. P 68
Blank, J. 124
Blessing, M. 97
Block, A. 96, 118, 161, P 82, P 83
Block, W. 190
Bock, J. 176
Boggula, R. P 70
Böhme, H.-J. 155, 157
Bohrer, E. 111, 115
Bordas, R. P 105
Bornemann, C. 71, P 33
Borowski, M. 160, 167, P 86
Bortfeld, T. 130
Bortfeldt, J. 129
Bouabdallaoui, M. P 90, P 93
Brand, T. 28, 53
Brandenburg, S. P 29
Braren, R. 76
Bratengeier, K. P 76
Braun, F. 178, P 13
Brehm, M. 108, 109, 114
Breit, H. 193
Brendemühl, A. P 81, P 96
Breyer, H.-W. 119
Bringout, G. 45, 48
Brix, G. P 84
Brockmann, M. P 108
Brons, S. P 102, P 104, P 98
Bruder, R. 58, 87, 95
Brüggl, M. 41
Bruggmoser, G. 25
Buchali, A. 154
Buchgeister, M. P 30
Buehrer, M. 33
Büermann, L. 16, 78
Burkard, E. P 26, 99
Busley, D. P 107
Büther, F. 135, 136, 180
Buzug, T. M. 45, 46, 48, 49

C

Cai, W. 156

Cankaya, E. 159
Carlsson Tedgren, Å. 101
Cavan, A. 140
Cervantes, B. P 8
Chabior, M. 74, P 8
Chofor, N. 142, P 2, P 18, P 36, P 73, P 106
Choquet, P. P 13
Christ, G. P 37
Christ, U. P 1, 158
Clausen, S. P 78, P 87
Cleve, M. P 38
Coninx, F. 64
Connan, M. P 93
Cremers, F. P 95, 121, 183
Czarnecki, D. P 74, 24
Czekalla, B. 180

D
Damme, M.-C. 119, P 91
Datzmann, G. P 99, P 103
Dawood, M. 135
de la Cruz, O. 167
de las Heras Gala, H. P 91
Debbeler, C. 45
Debes, M. 166
Debus, J. 84, P 94
Dechent, J. F. P 44
Deistung, A. P 45, P 46
Denecke, T. P 55
Denger, P. 166
Dhaouadi, N. P 67
Diekhaus, G. P 32
Digeser, F. 21
Dobler, B. P 71
Dohm, O. 176
Dohmen, M. 88
Dörner, K.-J. 174
Dreher, W. P 27
Drzezga, A. 182
Düber, C. P 44
Duma, M. N. 98
Dunst, J. 119
Durante, M. 82
Dzierma, Y. P 63

E
Ebenau, M. 103, 104
Eble, M. J. 71, P 33
Echner, G. P 69
Ecker, S. 126, P 104
Eggers, H. 190
Eich, H. T. 188
Eichberger, P. 41
Eichmann, M. 86, 103, 104, 105, P 101
Eickel, K. P 54
El Majdoub, F. 149
Engelhardt, J. 113
Engenhart-Cabillic, R. 141
Enghardt, W. 57, 128, 157, 175, P 92, P 97
Englbrecht, F. P 103
Ernst, F. 58, 87, 95
Ernst, I. 18, 188
Eroglu, Z. P 17, P 34
Eschner, W. 8, 9
Escobar-Corral, N. 71, P 33

F
Faby, S. 110
Fach, K. P 60
Fechter, T. P 1
Fehlauer, F. P 4
Feldmann, D. 60
Felix, M. P 108
Fennan, N. P 52
Fidler, F. 61
Fiebich, M. 111, 112, 115, 156, P 3, P 110, P 56
Fiebig, T. P 108
Fiederle, M. P 12
Fiedler, F. 57, 125, 128, 145, 175, P 97
Fife, I. P 85
Findeisen, A. P 100
Fink, C. P 84
Fior, G. P 8
Fischer, H. P 27, P 86
Fischer, S. 195
Fischer, T. 91, 182
Flach, B. 114
Fleckenstein, J. P 108
Flohr, T. 59
Fluhr, H. 166
Flühs, D. 86, 103, 104, 105, P 101
Fouassi, R. P 96
Franke, J. 46, 49
Fränzel, W. P 62
Frenzel, T. 121, 184
Freund, H. J. 38
Frey, K. 130
Friedrich, J. 60, 151, 152
Fukahori, M. 126
Fürweger, C. 40

G
Gademann, G. P 10
Gaens, M. 133, 134
Gallas, R. 122
Galster, M. 163
Garbe, S. 4, 187, P 25
Gargioni, E. P 95
Gast, K. 151
Gauer, T. 7, P 95
Geinitz, H. 98
Geisel, D. P 55
Georg, H. 146
Gerlach, R. P 22, P 62, P 64
Gerzer, R. 92
Geyer, P. P 92

Ghorbanpour, M. P 17, P 34, P 35
Gierich, A. 107, P 113
Giese, D. 33
Gieseke, J. 190
Gigengack, F. 135, 136
Gillmann, C. 126
Giordano, F. P 108
Glatting, G. 11, 137, P 49, P 108
Glessmer, S. P 4
Glowa, C. 84
Goddu, B. 192
Goerke, S. P 40
Goetz, C. P 13
Golnik, C. P 97, 128
Gompelmann, D. 56
Göpfert, F. 168
Gottschlag, H. P 17, P 34
Gotz, M. 144
Graafen, D. 194
Gräfe, K. 45
Granja, C. 127
Gräser, M. 45, 48
Gräßel, D. 88
Greilich, S. 80, 122, P 98
Greiter, M. 169
Grimm, A. P 22
Grimm, G. 52
Groh, C. 120
Grohmann, C. 121
Grossmann, G. P 61
Grünwald, F. 179
Grüttner, M. 45, 48
Grugel, L. 51
Gstettner, C. 138
Guerin, B. 195
Guhl, C. 163
Güllmar, D. P 59
Günther, M. 83, 174, P 27, P 58
Gussew, A. P 38
Gwosch, K. 127

H

Haase, R. 150, 155, 157
Hahn, D. 191
Haider, M. 165
Halkola, A. 48
Haneder, S. 35
Happel, C. 179
Hardenacke, K. 38
Harder, D. 26, 142, 170, 171, 172, P 18, P 28 P 29, P 36
Häring, P. P 16, P 61
Hartmann, B. 127
Hartmann, R. P 112
Hashemi, S. M. P 34, P 35
Häsler, S. P 90
Hass, P. P 10
Hast, A. 21
Hauffe, J. P 99, P 103
Hauptmann, C. 13, 15
Hautzel, H. P 14
Haverkamp, U. 188
Hebbinghaus, D. P 5
Heberlein, K. P 42
Heidel, K. 128
Heidenreich, M. 46, 49
Heinen, U. 46, 49
Hellbach, K. 75
Hellige, M. P 107
Henkel, T. 106
Henkner, K. P 104
Hennig, A. P 68
Henniger, J. P 15
Herrmann, K.-H. P 46
Herth, F. 56
Herzen, J. P 8
Herzog, H. 133, P 14
Hescheler, J. 91
Heß, M. 135
Heuchert, N. P 107
Heusch, P. 148
Heußer, T. 109
Hewener, H. P 58
Hiepe, P. P 38
Hietschold, V. 150
Hilbert, F. 191
Hildebrandt, G. P 91, 119
Hilger, T. P 81
Hilgert, M. P 51
Hillbrand, M. P 103, P 99
Hindel, S. 100, P 41, P 47, P 55
Hipp, A. P 8
Hipp, M. P 71
Hodapp, N. 2
Hoeschen, C. 10, 167, 169
Hoevels, M. 3, 9, 70, 107, P 113
Hoffmann, C. 151, 152
Hoffmann, L. 143
Hoffmann, W. 164
Hohmann, V. 52
Hoinkis, C. P 92
Holdt, M. P 101
Holube, I. 63
Hönes, A. P 37
Hoogenboom, N. P 42
Höpfel, D. 89
Hoppe, U. 21
Hormann, V. P 27
Horn, J. P 102
Hosten, N. 113
Huber, P. E. 84
Huber, R. 18
Hübsch, P. P 64
Hueso Gonzalez, F. 128
Hünemohr, N. 80, 122
Hunsche, S. 3, 9, 70, 107, 149, P 113

Hürtgen, G. 71, P 33
Hüsgen, A. P 6

I

Ic, F. 187, P 25
Idrissi Mesbahi, R. 188
Ihrig, A. 86
Igelmund, P. 65
Ernst, I. 180
Ivchenko, O. 30, P 40

J

Jäkel, O. 80, 122, 126, 127, P 21, P 98, P 102 P 104
Jakob, P. 61
Jakubek, J. 127
Janich, M. P 22, P 64
Janiga, G. P 105
Janke, J. P 50
Jaroslawzew, S. 106
Jaspard, F. 46
Jauer, P. 58
Jellus, V. 32
Jenne, J. 83, P 58
Jensen, J. M. P 5, P 85
Jungk, L. 187
Juran, R. P 30

K

Kachelrieß, M. 59, 108, 109, 110, 114
Kaderka, R. 83
Kaethner, C. 45
Kahmann, F. 106
Kakoschke, A. P 103
Kalayciyan, R. 35
Kampfer, S. 98
Kanematsu, N. 126
Kapsch, R. 22, 27, 146
Karger, C. P. 79, 84, 99, P 26
Karpe, J. P 113
Karsch, L. 144, P 100, P 109
Kasch, K.-U. 106
Kaulich, T. W. 139
Kegel, S. P 49
Keil, B. 195
Kellermeier, M. 77
Kerschbaumer, S. 138
Ketelhut, S. 22, 27
Khalil, N. 32
Khonsari, A. S. 29
Kirchberger, M. 20
Kirsch, A. P 90
Kirsch, S. P 49
Kissinger, K. V. 192
Klaus, L. P 96
Kleinert, K. 24, P 74
Kletting, P. 11
Kluge, A. 162
Klüter, S. 6, P 94
Knörgen, M. P 57
Koch, P. P 7
Kocher, M. 3
Koelewijn, T. 64
Kölbl, O. P 71
Kollmeier, B. 50, 53
Konietschke, R. 43
König, I. P 95
Konvalinka, C. P 15
Kooijman, H. P 56
Kormoll, T. 128, 145
Korzowski, A. P 39
Köstler, H. 34, 191
Kozerke, S. 33
Kraft, S. D. P 109
Kramer, M. P 41, P 56, P 110
Kramer, S. 64
Krämer, M. P 46, P 53
Kranert, W. T. 179
Krause, T. P 101
Kreitner, K.-F. P 44, P 52
Kremer, N. 40
Kriegelstein, H. P 65
Kriehuber, R. 91
Krombach, G. A. 111, 115
Kronfeld, A. 181
Krüger, J. 4
Krüger, M. 154
Kruppa, K. P 72
Kuch, S. 104
Kuchenbecker, S. 110, P 77
Kuder, L. 158
Kueres, R. 114
Kuhlmann, C. 47
Kuhn, J. 38
Kukuk, G. M. 190
Kullmann, W. 61
Kuntz, J. 114
Kurz, C. 83
Kurzeja, J. P 69

L

Lachmund, J. 164
Lahrmann, S. P 104
Landwehr, M. 19
Lang, C. 129
Lang, C. P 16, P 61
Lang, N. 90
Langhans, M. P 61, P 69
Langner, S. 113
Lang-Roth, R. 19
Lanzman, R. S. 32, 148
Latzel, H. P 102
Laube, K. 57
Laun, F. P 50
Leben, R. P 30

Lechel, U. P 84
Lee, J.-G. 156
Leger, S. 15, 155
Lehmann, I. 166
Lehrke, R. 90
Lell, M. 110
Lenartz, D. 149
Lenz, J. 96, P 82
Li, H. P 46
Li, W. B. 10
Licht, N. P 63
Liebmann, M. 162, P 27
Liebscher, T. 21
Lipski, S. 17, 51
Lissner, S. 6, P 94
Lohr, F. 97, P 70
Looe, H. K. 26, 172, P 2, P 28, P 36, P 73
Lorens, A. 64
Lorenz, J. 166
Löschcke, M. P 83
Lother, S. 61
Lotze, S. 71
Lücking, P.-S. P 60
Lüdemann, L. 93, 100, P 41, P 47, P 54 P 55, P 72
Lüdtke-Buzug, K. 45
Ludwig, F. 47
Luebke, J. P 12
Lukas, P. 41
Lüllau, T. 162
Lüpke, M. 167, P 32
Lutz, B. 181
Luyken, K. 3, 9, 70, 107, P 113

M

Maarouf, M. 38
Maaß, C. 11
Maaß, M. P 41
Mäder, U. P 75
Maier, L. 129
Malzacher, M. 35
Manning, W. J. 192
Marschner, M. P 8
Martisikova, M. 127
Masood, U. P 100
Matsufuji, N. 126
Matzkies, M. 91
Maus, S. 181
Meinel, F. G. 75
Meis, M. 54
Meißner, J.-E. 31
Meister, H. 19, 51, 62, 65
Meister, I. 51
Merla, K. 73
Mesbahi Idrissi, R. 188
Metzkes, J. P 109
Meyer, C. 30, 31
Meyer, J. 140
Micke, O. P 83
Miederer, I. 181
Milickovic, N. P 67, P 9
Milz, S. 69
Min, C. H. 130
Mir-Salim, P. 66
Mix, M. 178, 158, P 1, P 12, P 13
Mohammad, M. 149
Mohammadi, M. P 31
Molina-Duran, F. 137
Mönnich, D. 12, 176
Moser, T. 99, P 26
Moustakis, C. 18, 188
Muacevic, A. 40
Mücke, A. P 65
Müdder, T. 4, 187
Müller, J. 53
Mühlnickel, W. 173
Muhm, M. P 87
Müller, A. 66
Müller, B. 98
Müller, L. P 50
Müller, M. 75
Müller, R. 77, P 31
Müller-Forell, W. 181
Müller-Lutz, A. 32, 148
Murr, N. P 80
Muru, A. P 2, P 73

N

Nasirimanesh, F. P 56, P 110
Naumann, J. P 21
Nazarenus, M. P 111
Neher, T. 52
Nekolla, E. P 84
Nestle, U. 158, P 1
Nezafat, R. 192
Nickl, R. P 105
Niebuhr, N. 122
Niemann, V. 46, 49
Nikolaou, K. 75
Nikolova, I. P 9
Nill, S. P 16, 56
Niven, D. P 85
Nüsken, F. P 63
Nwankwo, O. 72, P 78

O

Oeh, U. 10
Oehler, W. P 65
Oelfke, U. 56, 94
Oelhafen, M. 108
Oeltzschner, G. 32, 148, 159, P 42
Oetzel, D. P 94
Ork, N. 174
Ortmann, M. 51, 62
Osinga, J.-M. P 98
Otto, W. P 63

P

Paganetti, H. 8, 130
Parak, W. J. P 111, P 112
Parodi, K. 83, 129, 130, P 103
Pau, M. 138
Pausch, G. P 97, 128, 145
Pawelke, J. 144, P 100, P 109
Paysan, P. 108
Penchev, P. P 3, P 75
Pensold, S. 73
Pentang, G. 32, 148
Perez-Calatayud, J. 101
Perrin, R. 157
Peschke, P. 84
Petoussi-Henss, N. 169
Petzoldt, J. 145
Pfanner, F. 59
Pfeiffer, F. 75, 76, P 8
Pichotka, M. P 12
Piefel, K. P 4
Piel, C. 156
Pietrzyk, U. 88, 134, 177, 178
Piotrowska, A. 64
Platt, T. P 39
Platz, V. P 95
Plessow, B. 113
Podein, M. P 13
Polednik, M. P 87
Pommer, H. 179
Pomplun, E. 91
Popovych, O. V. 37
Poppe, B. 26, 142, 162, 170, 171, 172, 174
P 2, P 18, P 28, P 29, P 36, P 73, P 106
Poppenborg, F. P 96
Poppinga, D. 17, 171
Pospisil, S. 127
Pöttgen, C. 100
Prall, M. 83
Prantner, A. 41
Priegnitz, M. 57
Procz, S. P 12
Prott, F. J. 5
Pychlau, C. 146
Pyschny, V. 19

R

Raczkowsky, J. 42
Rählmann, S. 62
Rank, C. 122
Reckfort, J. 88
Gunreddy, K. R. 160
Reetz, E. 66
Reichelt, U. P 15
Reichenbach, J. R. P 38, P 45, P 46, P 53, P 59
Reinhardt, S. P 103
Reiser, M. F. 75
Rerich, E. P 43, P 48
Ribeiro, A. P 14
Richter, C. P 109
Ritschl, L. 109
Rivera Gil, P. P 111, P 112
Rivoire, J. 151, 152
Rochor, S. P 20
Röder, F. 56
Rogge, F. P 27
Rohling, H. P 97, 128, 175
Rohn, R. P 82, P 83
Roll, M. P 30
Roloff, C. P 105
Römer, K. 145
Rommerscheid, J. 164
Rößle, M. 143
Rota Kops, E. P 14
Roth, A. P 60
Rothe, G. P 92
Royer, H.-D. 91
Rübe, C. P 63
Rückert, M. 61
Ruge, M. 3, 107, P 113
Ruhm, W. 46, 49
Ruigendijk, E. 16
Runge, M. 149
Runz, A. 122, 99, P 26, P 69
Rzanny, R. P 38

S

Saager, M. 84
Saboori, M. P 31
Sangarapillai, N. P 89
Santinha, C. P 90, P 93
Sarti, C. 83, P 58
Sattel, T. F. 48
Sauer, O. A. 120, P 24, P 76
Sauerbrey, A. P 41
Sauerwein, W. 100, 103, 104, 105, P 101
Sauerzapf, S. 178
Saum, R. 25
Sauner, D. 149
Sawall, S. 109
Schaart, D. R. 129
Schad, L. 35, P 49
Schaeffter, T. 33
Schäfers, K. 135, 136, 180
Schaks, M. P 22
Schegerer, A. P 84
Scheins, J. 133, 177
Schick, P. P 11
Schiel, P. 147
Schiestl, B. 41
Schild, H. H. 190
Schilling, M. 47
Schilling, P. 73
Schläfer, A. P 7, 39
Schlattl, H. 169
Schleede, S. 75
Schlegel, W. P 69
Schmachtenberg, A. 71, P 33

Schmidt, M. P 31
Schmidt, R. 112, 168
Schmidt, R. 193, 194
Schmidt, T. 66
Schmitt, B. 32
Schmitt, D. 56
Schneider, F. 72, P 78
Schneider, T. P 4
Schneider, T. 143
Schnitzler, A. P 42
Schnurr, M. 89
Schock, J. P 8
Schoene, S. 128
Schöfer, F. P 91
Scholz, M. 84
Schomäcker, K. 9, 91, 182
Schöne, S. 175
Schönfeld, A. 17, 171
Schoroth, F. 4, 187
Schrader, T. 154
Schramm, U. P 109
Schreckenberger, M. 181
Schreiber, A. 73
Schreiber, L. M. 60, 124, 147, 151, 152, 193 194, 195, P 44, P 52
Schreitmüller, S. 51, 62, 65
Schrock, P. P 107
Schroeder, C. P 85
Schröder, R. 116
Schubert, K. 6, P 94
Schubert, M. P 64, P 65
Schüller, S. 110
Schulte, M. 54, 63
Schünke, P. P 43
Schuppert, M. 124, 195
Schürer, M. P 109
Schwaab, J. 83, P 58
Schwahofer, A. P 16, P 61, P 77
Schwandtner, R. P 69
Schwarz, M. P 79
Schweikard, A. 58, 87, 95
Schwenkenbecher, K. P 15
Schweser, F. P 45, P 46, P 59
Seco, J. 80
Sedlacik, J. P 45
Seegenschmiedt, H. M. P 83
Seifert, H. P 32, P 107
Seifert, S. P 91
Seifferth, M. P 68
Sekar, Y. P 70
Selbach, H.-J. 142
Serowy, S. P 105
Shah, N. J. 131, 133, 134, 177
Sheta, A. 185, 186
Shirvanchi, P. P 110, P 56
Siddique, M. Z. P 18
Siebert, F.-A. 101, P 5, P 7, P 85
Siewert, C. P 107
Sihono, D. S. K. 72
Simiantonakis, I. P 11, P 17, P 34, P 35
Siveke, J. 76
Skalej, M. P 105
Skalsky, C. P 99
Sobiella, M. 128, P 109
Sommer, H. 86, P 101
Sommer, K. 193
Sothmann, T. 7
Soukup, P. 127
Souti, M.-E. P 86
Spaan, B. 86, 96, 103, 104, 105, P 101, P 82
Spahn, U. 5
Speicher, D. P 58
Sperling, W. 23, 24
Spielmann, R. P. P 57
Spielmann, V. 10
Sprinkart, A. M. 190
Sroka-Perez, G. 1
Stadler, P. P 107
Stahl, A. 71, P 33
Stahl, J. P. 161
Stahl-Arnsberger, C. P 61
Stamm, G. P 32
Stein, M. 150
Steinberg, F. 164
Stelljes, T. S. 172, P 28, P 29
Sterzing, F. P 79
Stieltjes, B. P 50
Stöber, U. 188, P 82
Strauß, D. P 65
Störmer, V. 63
Strohmaier, R. 29
Stroop, R. 90
Stsepankou, D. 97
Stüber, P. 87, 95
Sturm, V. 38, 149
Sudbrock, F. 91, 182
Sué, M. P 6
Süselbeck, T. P 84
Svatko, Z. P 57

T

Tabbì, G. 88
Tapfer, A. 75, 76
Tass, P. A. 15, 37
Tenner, W. 45, 48
Terekhov, M. 60, 151, 152
Teske, H. P 79
Theilig, B. 73
Theisinger, B. P 49
Thévenin, D. P 105
Thiel, C. 50
Thirolf, P. 129
Thölking, J. P 70
Thorwarth, D. 12, 176
Thurner, C. 41
Timmermeyer, A. 48

Todorovic, M. P 95
Torwarth, D. P 37
Toussaint, A. P 76
Träber, F. 190
Tran-Gia, J. 34
Tretbar, S. P 58
Treuer, H. 3, 9, 70, 107, 149, P 113
Treutwein, M. P 71
Troost, E. G. C. 12
Tsagogiorgas, C. P 49
Tsitsekidis, S. 176
Tümmler, H. 73

U

Ubrich, F. 141
Ueltzhöffer, S. P 69
Ullrich, W. 69
Ulrich, H. P 62
Umathum, R. P 39
Unholtz, D. 130
Uppenkamp, S. 50

V

van der Kolff, H. 129
van Goethem, M.-J. P 29
Vasquez, A. P 94
Vaupel, K. P 19
Velroyen, A. 75
Venselaar, J. 101
Verhaegen, F. 102
Viskivis, D. 134
Visser-Vandewalle, V. 3, 9, 70, 107, P 113
Vogel, P. 61
Vogele, M. 41
Voigt, J. M. 111, 112, 115
Voigt, O. P 37
Vollmar, S. 153, P 6
von Boetticher, H. 162, 164, P 89
von Voigts-Rhetz, P. 28
Vordermark, D. P 22

W

Wack, L. 12
Wagener, K. 54
Wagner, A. 128
Wagner, B. 87, 95
Wagner, C. 60
Wagner, D. P 90, P 93
Wagner, M. 147
Wagner, P. 19
Wahrburg, J. 44
Walch, A. 76
Wald, L. 195
Waletzko, O. P 82, P 83
Walger, M. 19, 51, 62, 65
Walke, M. P 10
Wawrzik, T. 47
Weber, M. 45
Weber, S. 194, P 44, P 52
Weber, U. 81
Weber, W. 178, P 13
Wech, T. 191
Weick, M. P 103
Weigelt, H. P 80
Wein, S. P 44
Weingärtner, S. 192
Weirich, C. 133
Weitkamp, T. 76
Weller, J. 148
Wendt, D. 53
Wenz, F. 72, 97, P 70, P 78, P 87, P 108
Werner, R. 121
Wertz, H. 97, P 70
Wester, X. P 94
Wetscherek, A. P 50
Wetzel, F. 167
Wieland, M. P 21
Wiencierz, M. P 72
Wiese, H. 88
Wieseotte, C. 147, 193
Wiezorek, T. 68
Wilhelm-Buchstab, T. 4
Wilkens, J. J. 69, 98
Willborn, K. 172, P 28, P 29
Willner, M. 76, P 8
Willomitzer, C. P 23, 154, 189
Windschuh, J. 89
Winkelhausen, S. P 88
Winkler, J. 91
Wirths, J. 9, 70
Wissel, T. 87, 95
Witt, M. 81
Wittsack, H.-J. 32, 148, 159, P 42
Wojtczyk, H. 45, 48
Wolf, A. P 75
Wolf, U. 68, 166, 185, 186, P 80
Wolf, U. 151, 152
Wölfelschneider, J. 82
Wolff, H. A. P 90
Wowra, B. 40
Wrede, S. P 86
Wulff, J. 23, 141
Wurzer, H. 36
Wust, P. 106, P 47

Y

Yanchuk, S. 37
Yarahmadi, M. P 24
Yaroshenko, A. 75
Yildirim, A. 75
Yoshida, H. 156

Z

Zahid, S.	P 106
Zahn, P.	P 92
Zaiß, M.	30, 31, P 40, P 43, P 48
Zakaria, G. A.	165, 173
Zanette, I.	76
Zankl, M.	10, 169
Zeil, K.	P 109
Zekveld, A.	64
Ziegler, S.	132
Zindler, T.	173
Zink, K.	23, 24, 28, 81, 82, 141, 168, P 19 P 74, P 75
Zöphel, K.	157
Zweig, C.	P 20
Zylka, P.	P 55