

Department für Zahnheilkunde der Universität Ulm
Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
Ärztlicher Direktor (komm.):
Professor Dr. Dr. Stefan Haase

Effektive Strahlenbelastung bei der Digitalen Volumentomographie

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

von
Roman Schilling
aus Überlingen

2012

Amtierender Dekan: Prof. Dr. Thomas Wirth

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Margrit-Ann Geibel

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Uwe Mauer

Tag der Promotion: 14.11.2013

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	III
1 Einleitung	1
1.1 Historische Entwicklung	1
1.2 Strahlenbelastung und Strahlenexposition	2
1.3 Strahlenschutz beim Röntgen	4
1.4 Thermolumineszenzdosimetrie	6
1.5 Zielsetzung	9
2 Material und Methoden	10
2.1 Verwendete Materialien	10
2.1.1 Phantom	10
2.1.2 Thermoluminiszenzdosimeter	11
2.1.3 Verwendete Digitale Volumentomographen	11
2.2 Untersuchungsmethoden	12
2.2.1 Positionierung des Phantoms	12
2.2.2 Platzierung der Dosimeter	15
2.2.3 Gemessene Volumen	19
2.2.4 Auswertung der Dosimeter	22
2.2.5 Berechnung der Effektiven Dosis	27
3 Ergebnisse	34
3.1 KaVo 3D eXam	35
3.1.1 Ergebnisse Messung 1	35
3.1.2 Ergebnisse Messung 2	36
3.1.3 Ergebnisse Messung 3	37
3.1.4 Ergebnisse Messung 4	38
3.1.5 Ergebnisse Messung 5	39

3.1.6	Ergebnisse Messung 6	40
3.1.7	Ergebnisse Messung 7	41
3.1.8	Ergebnisse Messung 8	42
3.1.9	Ergebnisse Messung 9	43
3.1.10	Ergebnisse Messung 10	44
3.1.11	Ergebnisse Messung 11	45
3.2	KaVo Pan eXam Plus 3D	46
3.2.1	Ergebnisse Messung 12	46
3.2.2	Ergebnisse Messung 13	47
3.2.3	Ergebnisse Messung 14	48
3.2.4	Ergebnisse Messung 15	49
3.2.5	Ergebnisse Messung 16	50
3.2.6	Ergebnisse Messung 17	51
3.2.7	Ergebnisse Messung 18	52
3.2.8	Ergebnisse Messung 19	53
3.2.9	Ergebnisse Messung 20	54
3.3	Vergleich der Dosiswerte nach ICRP 60 und ICRP 103	55
3.4	Vergleich der Dosiswerte mit Messergebnissen aus der Literatur	56
3.4.1	Vergleich der Messungen am 3D eXam	56
3.4.2	Vergleich der Messungen am Pan eXam Plus	57
4	Diskussion der Messergebnisse	58
4.1	Prozentuale Abweichung zwischen den Messungen	58
4.2	Abhängigkeit von Auflösung und Expositionszeit	60
4.3	Abhängigkeit von Volumen und Position	62
4.4	Vergleich der Messergebnisse nach ICRP 103 und ICRP 60 Richtlinien .	65
4.5	Vergleich mit anderen Messergebnissen der Literatur	68
4.6	Schlussfolgerung	71
5	Zusammenfassung	75
6	Literaturverzeichnis	77

Abkürzungsverzeichnis

BfS	Bundesamt für Strahlenschutz
BMU	Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit
Cs	Cäsium
CT	Computertomographie
D	Energiedosis in μGy , entspricht Joule pro Kilogramm
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
DVT	Digitale/dentale Volumetomographie
E	Effektive Dosis in μSv , gebildet aus der Summe aller gewichteten Organdosen
EURADOS	European Radiation Dosimetry Group
FOV	Field of View
Gy	Gray, physikalische Einheit ionisierender Strahlung
H	Äquivalentdosis in μSv , gebildet aus der Energiedosis unter Anwendung des Strahlenwichtungsfaktors
H_H	Handhabungsdosis, entspricht der Dosisleistung pro Tag durch Hintergrundstrahlung
H_j^m	Äquivalentdosis mit der fortlaufenden Nummer j am Messpunkt m
H_T	Organdosis im Gewebe T
ICRP	International Commission on Radiological Protection

ICRU	International Commission on Radiation Units & Measurements
Ind A	Individuelles Ansprechvermögen eines Thermolumineszenzdosimeters
KIT	Karlsruher Institut für Technologie
k_K	Korrekturfaktor zur Klima- und Langzeitkorrektur
k_L	Korrekturfaktor zur Linearitätskorrektur
$k_{E,\beta}$	Korrekturfaktor zur Energie- und Richtungskorrektur
kV	Kilovolt
mA	Milliampere
mAs	Milliamperesekunde
MEACR	Mass energy absorption coefficient ratio
NA	Nullanzeige
OK	Oberkiefer
PSA	Panoramaschichtaufnahme
PTB	Physikalisch-Technische Bundesanstalt
RöV	Röntgenverordnung - Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlung
Sv	Sievert, physikalische Einheit gewichteter Strahlendosen
T	gewichtetes Gewebe / Organ
TLD	Thermoluminiszenzdosimeter
UK	Unterkiefer
W_R	Strahlen-Wichtungsfaktor
W_T	Gewebe-Wichtungsfaktor

1 Einleitung

1.1 Historische Entwicklung

Seit Erfindung der Röntgentechnologie am 8. November 1895 durch Wilhelm Conrad Röntgen in Würzburg hat sich diese Diagnosemöglichkeit der Durchleuchtung des menschlichen Körpers weltweit durchgesetzt. Die erste zahnmedizinische Anwendung der „X-Strahlen“, wie sie von ihrem Entdecker genannt wurden, erfolgte vermutlich Ende Januar 1896 durch den wissenschaftlich aktiven Zahnarzt Dr. O. Walkhoff (1860-1934) in Braunschweig: Bei der Zahnaufnahme handelte es sich um einen Selbstversuch Walkhoffs mit einer Expositionszeit von 25 Minuten. Aus heutiger Sicht eine im Hinblick auf den Strahlenschutz undenkbare Zeitspanne. Die Expositionszeiten heutiger Einzelbildaufnahmen liegen im Bereich von unter 0,5 Sekunden. Vom 2. Februar des selben Jahres stammen Aufnahmen des Physikers W. König aus Frankfurt, die dessen Ober- und Unterkiefer zeigen. Die Aufnahmen hatten jedoch keine diagnostische Qualität. Ab 1905 werden die ersten rein zahnärztlichen Röntgeneinheiten durch die Firma Reiniger, Gebbert & Schall hergestellt. Während die erste Geräte noch eine räumliche Trennung von Hochspannungserzeugung und Röntgenröhre mit freiliegender Hochspannungsleitung im Raum besitzen, sind diese bei später folgenden Geräten mit Einkesselbauweise in einem Schutzgehäuse zusammengelegt. Ein Beispiel ist die Siemens-Röntgenkugel von 1934, die bis in den 70er Jahren Verwendung fand. Der nächste entscheidende Schritt in der bildgebenden Diagnostik der Zahnheilkunde erfolgt mit der Einführung der Panoramaschichtaufnahme (PSA) im Jahr 1961 durch das OP3-Röntgengerät der Firmen Palomex und Siemens. Die Grundlagen dafür wurden bereits 1933 von Hisaji Numata mit der Panographie geschaffen, die schließlich 1949 durch den Finnen Paatero zur Panoramaschichtaufnahme und 1951 zum ersten funktionstüchtigen Gerät weiterentwickelt wurde. Der Schritt in das digitale Zeitalter des zahnärztlichen Röntgens wurde 1987 durch den Franzosen Francis Mouyen durch die Radiovisiographie eingeleitet: Den Röntgenfilm ersetzen dabei digitale Bildsensoren.

Die im Jahr 1998 eingeführte und von den Italienern Mozzo und Procacci entwickelte digitale Volumentomographie (DVT) ist die neueste Entwicklung in diesem Bereich und erweitert ihn um die dritte Dimension (Rother 2006, S. 3-7) (Düker 2006, S. 2-5). Der Anwendungsbereich der digitalen Volumentomographie ist groß: Er umfasst die Beurteilung von Knochenpathologien und Strukturanomalien, die Kiefer und Gesichtstraumatologie, die knöcherne Darstellung des Verlaufs von Nerv- und Gefäßkanälen, die Bestimmung von Lageanomalien der Zähne oder die Darstellung von apikalen Veränderungen und Wurzelfrakturen (Geibel 2011), um ein paar Beispiele zu nennen.

1.2 Strahlenbelastung und Strahlenexposition

Eine entscheidende Rolle in der Röntgenanwendung spielt nach wie vor die Strahlenbelastung für den menschlichen Körper. Man unterscheidet zwischen deterministischen und stochastischen Strahlenwirkungen. Letztere treten mit einer von der Dosis abhängigen Wahrscheinlichkeit auf, sind in ihrem Schweregrad dosisunabhängig und besitzen keinen Schwellenwert unterhalb dem keine Wirkung auftritt. Deterministische Strahlenwirkungen hingegen treten oberhalb einer Schwellendosis in jedem Fall auf und sind in ihrem Schweregrad dosisabhängig. Zu den Folgen stochastischer Wirkung zählen beispielsweise Leukämie und Krebs, Beispiele für deterministische Wirkungen können nach Stunden bis Wochen ein Erythem, eine Ulzeration oder Strahlenkrankheit und nach Wochen bis Monaten Strahlenkatarakt, Gefäßschäden oder Gewebefibrosierung sein (Rother 2006, S. 26). Deterministische Strahlenschäden können frühestens ab einer Schwellendosis von 100 mGy auftreten (BfS 2009, S. 48). Wegen der niedrigen Dosis moderner Röntgengeräte ist daher die stochastische Strahlenwirkung relevant. Die Röntgendiagnostik, sowie nuklearmedizinische Untersuchungen und die Anwendung von radioaktiven Stoffen und ionisierender Strahlung in der Medizin (ohne Therapie) werden unter dem Begriff der zivilisatorischen Strahlenexposition zusammengefasst. Hierzu gehört außerdem die Strahlenexposition durch kerntechnische Anlagen, den Reaktorunfall von Tschernobyl und durch den Fallout von Kernwaffenversuchen, die jedoch nur einen sehr geringen Anteil von jeweils unter 0,01 mSv pro Jahr hat. Die mittlere effektive Dosis der zivilisatorischen Strahlenexposition beläuft sich nach Angaben des Bundesamtes für Strahlenschutz im Jahr 2009 auf ca. 1,8 mSv. Unter dem Begriff der natürlichen Strahlenexposition werden die Dosen aus kosmischer Strahlung,

terrestrischer Strahlung, aus Inhalation von Radonfolgeprodukten und aus Ingestion von natürlich radioaktiven Stoffen zusammengefasst. In der Summe ergeben sich für 2009 hierfür 2,1 mSv pro Jahr. Die gesamte mittlere effektive Dosis für das Jahr 2009 beträgt daher etwa 3,9 mSv (BfS 2010, S. 11). Alle Angaben sind jeweils auf die Bundesrepublik Deutschland bezogen. Betrachtet man nun die prozentualen Anteile der unterschiedlichen Röntgenmaßnahmen im Jahr 2008 (siehe Abbildung 1 auf der nächsten Seite), so ist die Zahnmedizin mit 37 % in etwa zu einem Drittel beteiligt und macht gleichzeitig den größten Anteil aus. Auf Grund der niedrigen Strahlendosen trägt sie jedoch lediglich 0,3 % zur kollektiven effektiven Dosis der gesamten Röntgenmaßnahmen bei. Im Gegensatz dazu haben CT-Aufnahmen einen Anteil von 8 % an der Häufigkeit der Röntgenmaßnahmen, sie machen aber mit 60 % den größten Anteil an der kollektiven effektiven Dosis aus. Die geringe Strahlenbelastung in der Zahnmedizin lässt sich auch durch die Betrachtung der natürlichen Strahlenexposition von 2,1 mSv pro Jahr verdeutlichen, die umgerechnet etwa 6 μ Sv pro Tag beträgt. Unter Annahme einer effektiven Dosis von 10 μ Sv für eine Panoramaschichtaufnahme entspricht diese also in etwa einer natürlichen Strahlenbelastung von 2 Tagen (Düker 2006, S. 36). Ein Vergleich mit der Strahlenexposition für den Hin- und Rückflug der Strecke Frankfurt - New York, die ungefähr 100 μ Sv (Düker 2006, S. 37) durch die erhöhte kosmische Strahlung beträgt, verursacht eine Panoramaschichtaufnahme nur etwa ein Zehntel an Strahlenbelastung. Bei der digitalen Volumentomographie werden jedoch teilweise deutlich höhere Strahlendosen erzielt. So wurde beispielsweise in einer Veröffentlichung von Ludlow und Ivanovic aus dem Jahr 2008 eine 3- bis 44-fach erhöhte effektive Dosis gemessen, verglichen mit einer Panoramaschichtaufnahme (Ludlow und Ivanovic 2008).

Neben der Art der Röntgenuntersuchungen, sollte jedoch auch deren Anzahl pro Jahr beachtet werden. Die Abbildung 2 auf Seite 5 zeigt die mittlere Anzahl der Röntgenuntersuchungen pro Einwohner und Jahr für die Bundesrepublik Deutschland für den Zeitraum von 1996 bis 2008. „Für die Jahre 2007 und 2008 wurde für Deutschland eine Gesamtzahl von etwa 135 bzw. 136 Millionen Röntgenuntersuchungen abgeschätzt (ohne zahnmedizinischen Bereich: etwa 85 bzw. 86 Mio. Röntgenuntersuchungen). Die Häufigkeit von Röntgenuntersuchungen in Deutschland nahm während des betrachteten Zeitraums 1996 bis 2008 insgesamt ab. Der Wert für die Gesamthäufigkeit für die Jahre 2007 und 2008 liegt im Mittel bei etwa 1,65 Röntgenuntersuchungen pro Einwohner und Jahr. Die zahnmedizinische Röntgendiagnostik (Zähne und Kiefer) beläuft

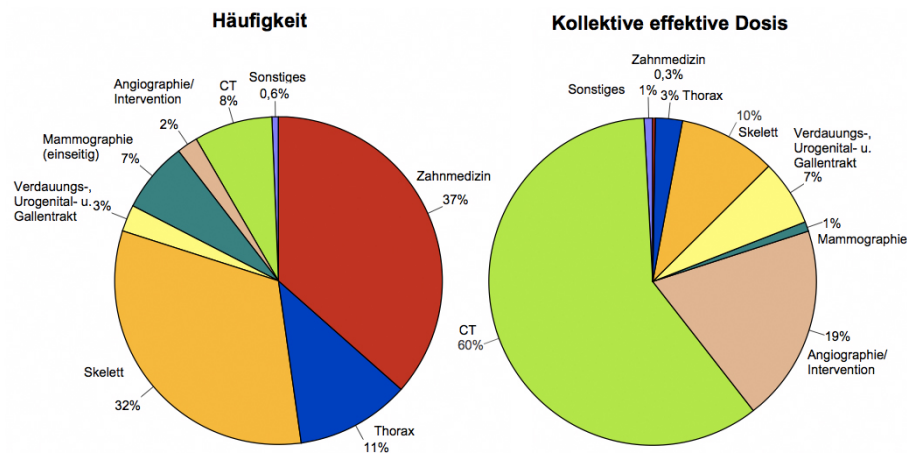


Abbildung 1: Prozentualer Anteil der verschiedenen Röntgenuntersuchungsarten an der Gesamthäufigkeit von Röntgenuntersuchungen (links) und an der kollektiven effektiven Dosis (rechts) für das Jahr 2008.

Quelle: (BfS und BMU 2011, S. 48)

sich nahezu konstant auf etwa 0,6 Röntgenuntersuchungen pro Einwohner und Jahr, was ca. einem Drittel der Gesamtanzahl der Röntgenuntersuchungen entspricht“ (BfS 2010, S. 245).

1.3 Strahlenschutz beim Röntgen

Die Vorgaben zum Strahlenschutz für die Röntgenanwendung sind in Deutschland durch die Röntgenverordnung (RöV) festgelegt (BMU 2011). Der Gesetzgeber verfolgt damit die Rechtfertigung und Optimierung der Bedingungen, die Begrenzung der Strahlenexposition und die Aktualisierung des Kenntnisstandes der Anwender durch kontinuierliche Fortbildung (Rother 2006, S. 52). §32 legt die Begrenzung der Strahlenexposition für die Bevölkerung fest: „Für Einzelpersonen der Bevölkerung darf die effektive Dosis den Grenzwert von 1 Millisievert im Kalenderjahr nicht überschreiten“ (BMU 2011, S. 30). Diese Begrenzung wird jedoch durch §25 (4) für die medizinische Anwendung von Röntgenaufnahmen aufgehoben: „Die Vorschriften über die Dosisgrenzwerte und über die physikalische Strahlenschutzkontrolle nach §35 gelten nicht für Personen, an denen nach Absatz 1 Röntgenstrahlung angewendet wird“, der besagt: „Röntgenstrahlung darf am Menschen nur in Ausübung der Heilkunde oder Zahnheil-

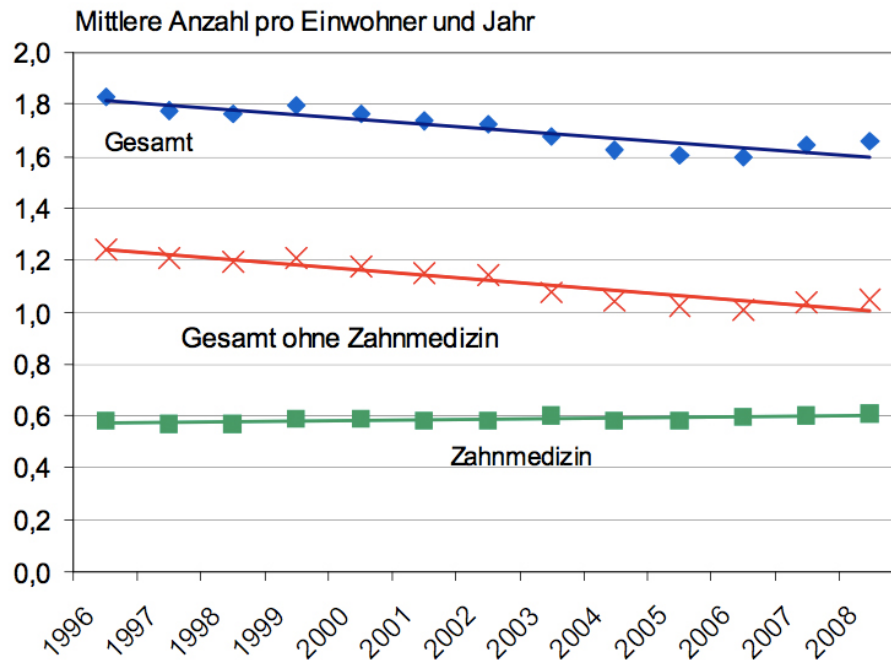


Abbildung 2: Mittlere Anzahl der Röntgenuntersuchungen pro Einwohner und Jahr von 1996 bis 2008, mit und ohne Röntgenaufnahmen in der Zahnmedizin.

Quelle: (BfS 2010, S. 245)

kunde [...] angewendet werden“ (BMU 2011, S. 23). Eine Einschränkung ist daher durch die Stellung der rechtfertigenden Indikation nach §23 gegeben, wonach unter anderem erforderlich ist, „dass der gesundheitliche Nutzen der Anwendung am Menschen gegenüber dem Strahlenrisiko überwiegt. Andere Verfahren mit vergleichbarem gesundheitlichen Nutzen, die mit keiner oder einer geringeren Strahlenexposition verbunden sind, sind bei der Abwägung zu berücksichtigen“ (BMU 2011, S. 22). Auch die Anwendungsgrundsätze nach §25 (2) besagen: „Die durch eine Röntgenuntersuchung bedingte Strahlenexposition ist so weit einzuschränken, wie dies mit den Erfordernissen der medizinischen Wissenschaft zu vereinbaren ist. Bei der Röntgenbehandlung müssen Dosis und Dosisverteilung bei jeder zu behandelnden Person nach den Erfordernissen der medizinischen Wissenschaft individuell festgelegt werden; die Dosis außerhalb des Zielvolumens ist so niedrig zu halten, wie dies unter Berücksichtigung des Behandlungszwecks möglich ist“ (BMU 2011, S. 23).

Die Grundlage zur Bewertung der Strahlenbelastung in der RöV ist die bei den vorherigen Werten bereits erwähnte effektive Dosis nach §2 (6). Dabei wird die unterschiedliche Empfindlichkeit der Organe und Gewebe des menschlichen Körpers gegenüber ionisierender Strahlung durch Anwendung von Wichtungsfaktoren berücksichtigt. Diese sind in Anlage 3 der Röntgenverordnung zu finden und stammen aus den Richtlinien der International Commission on Radiological Protection (ICRP). Basierend auf dem aktuellen Kenntnisstand der ICRP, wurden diese Richtlinien in der Vergangenheit immer wieder überarbeitet.

1.4 Thermolumineszenzdosimetrie

Zur Messung der Strahlenbelastung ist heute der Einsatz von Thermolumineszenz-Dosimetern (TLD) weit verbreitet. Die Haupteinsatzgebiete sind unter anderem Personenüberwachung im medizinischen Bereich bei Röntgenanlagen und Radionuklidquellen, sowie im kerntechnischen Bereich beim Umgang mit Strahlern, Reaktoren und Beschleunigern (KIT 2011b), In-vivo Dosimetrie, z.B. in der Brachytherapie, für Dosimetrievergleiche und -überprüfungen und Dosismessungen in anthropomorphen Phantomen (Hartmann und Schlegel 2006). Denn „Untersuchungen zur Ermittlung der Strahlenexposition direkt am Patienten sind kaum möglich. Deshalb kommen Phantome zum Einsatz, bei denen die Wechselbeziehungen zwischen ionisierender Strahlung und Materie (Absorption und Streuung) denen des menschlichen Organismus etwa identisch sind“ (Rother 2006, S. 66). Auf Grund ihrer geringen Größe bieten TLDs eine hervorragende Platzierbarkeit auf kleinstem Raum. Zur Messung der Strahlendosis macht man sich die Eigenschaft der Thermolumineszenz zu Nutze: „Als Thermolumineszenz bezeichnet man die durch Wärme angeregte Emission von Licht aus Atomen, Molekülen oder Kristallen. Die Energieübertragung durch ionisierende Strahlung bewirkt in bestimmten Kristallen einen Zustand, der für die Thermolumineszenz ausgenutzt werden kann“ (Hartmann und Schlegel 2006, S. 66). Dieser Zustand lässt sich vereinfacht mit einem Energiebändermodell beschreiben (Krieger 2011) (Hartmann und Schlegel 2006): Beim Detektormaterial handelt es sich um einen Festkörper, der aus einer regelmäßigen Anordnung vieler Atome besteht, im Gesamten als Kristallgitter bezeichnet. Jedes Atom ist von Hüllenelektronen verschiedener Energieniveaus umgeben, wobei die Elektronen der inneren Niveaus dem einzelnen Atom fest zugeordnet sind und die

Elektronen der äußeren Niveaus durch Wechselwirkung mit anderen Atomen im Kristallgitter einzelnen Gitterplätzen nicht mehr zugeordnet werden können. Diese äußeren Niveaus werden daher auch als Energiebänder bezeichnet. Das letzte Energieband, das im Grundzustand vollständig besetzt ist, ist das so genannte Valenzband. Durch das Auftreffen von Photonen, z. B. durch Röntgenstrahlung, können die Elektronen des Valenzbandes auf das noch höher energetische Leitungsband übertragen werden. Hier sind die Elektronen frei im Kristall beweglich. Die Differenzenergie zwischen den beiden Bändern steht in diesem Fall durch die Photonen als Anregungsenergie zur Verfügung. Je geringer die Energiedifferenz zwischen den beiden Bändern ist, umso leichter können bereits Elektronen bei Raumtemperatur übertreten. Beim Übertritt hinterlässt jedes Elektron ein Elektronenloch, auch Defektelektron genannt. Normalerweise kehren Elektronen vom Leitungsband direkt wieder in das Valenzband zurück, sie können jedoch auch in der Bandlücke zwischen beiden Bändern, auch als Gap bezeichnet, an Störstellen festgehalten werden. Diese Elektronenfallen oder Traps entstehen durch Dotierung des Detektormaterials mit Fremdatomen. Sie liegen energetisch unterhalb des Leitungsbandes, aber oberhalb des Valenzbandes. Es gibt verschiedene Arten von Traps, die nach ihrer relativen energetischen Lage zum Leitungsband unterschieden werden. Damit die Elektronen wieder von diesen Traps über das Leitungsband in das Valenzband zurückkehren können, muss eine Anregungsenergie, z. B. in thermischer Form durch Erhitzen, aufgebracht werden, die mindestens der Energiedifferenz zwischen Trap und Leitungsband entspricht. Werden die Elektronen schließlich auf dem Weg zurück zum Valenzband in so genannten Leuchtzentren eingefangen, die durch die zuvor genannten Defektelektronen aktiviert wurden, kommt es bei der Rekombination von Elektron und Defektelektron zur Aussendung von elektromagnetischer Strahlung in Form von Photonen. Bei LiF:Mg,Ti TLDs liegt das Emmissionsmaximum bei 400 nm (Krieger 2011, S. 293).

Diese Thermolumineszenz lässt sich mit einem Photomultiplier messen und in einer sogenannten Glowkurve aufzeichnen. Hierzu werden die Dosimeter mit ansteigender Temperatur erhitzt und die erhaltenen Lichtimpulse gegen den Temperaturverlauf aufgetragen. Betrachtet man die Glowkurve, so sind mehrere Intensitätsmaxima (Peaks) sichtbar, „deren Form und Größe neben der den Eigenschaften des Kristalls (energetische Lage der Traps, Dotierung) auch von der Heizrate, also dem zeitlichen Verlauf des Temperaturanstiegs im Detektor und der thermischen und Strahlungs-Vorgeschichte

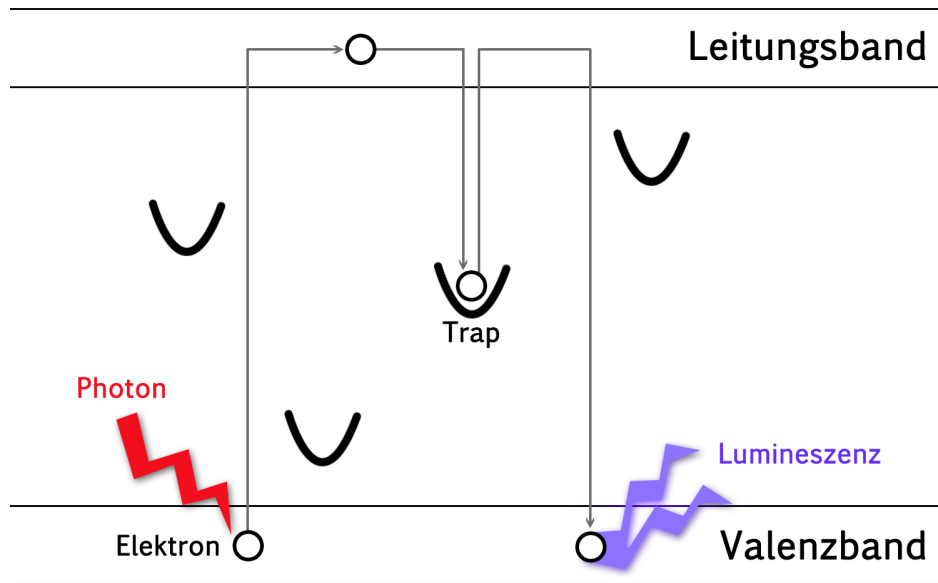


Abbildung 3: Bändermodell zu Veranschaulichung der Elektronenbewegung beim Vorgang der Thermolumineszenz in einem Detektormaterial.

Quelle: Eigene Darstellung

des Detektors abhängt. Die Höhe der Maxima bzw. die Flächen der Glowpeaks sind ein Maß für die Zahl der während der Bestrahlung besetzten metastabilen Niveaus, ihre Lage auf der Temperaturachse korrespondiert mit der energetischen Tiefe der Traps. Je schneller die Heiztemperatur erhöht wird, umso höher werden die Amplituden der Glowkurven-Peaks“ (Krieger 2011, S. 292). Da dieser Vorgang zuvor mit einer bekannten Strahlenquelle zur Kalibrierung durchgeführt wird und man so eine Zuordnung einer definierten Dosis zu der Anzahl an erhaltenen Impulse hat, kann aus der Glowkurve die auf den TLDs aufgezeichnete Dosis durch Integralbildung ermittelt werden. Dieser Kalibriervorgang ist vor jeder Messung erneut erforderlich, denn „Thermolumineszenzdosimeter können nur als Relativ-Dosimeter verwendet werden, da ihre Anzeige in quantitativ nicht vorhersehbarer Weise von den individuellen Eigenschaften und der Strahlungsvorgeschichte des Detektormaterials abhängt. Die Detektoren müssen also in geeigneten Referenzstrahlungsfeldern individuell kalibriert werden“ (Krieger 2011, S. 291).

1.5 Zielsetzung

„Die DVT bildet zum derzeitigen Stand eine ergänzende Röntgentechnik, die möglicherweise zukünftig auch für bestimmte Fragestellungen die herkömmlichen zweidimensionalen Techniken ersetzen kann“ (DGZMK 2009, S. 4). Trotz des Mehrwerts an Information für die Anwender wird dies, wie bereits erwähnt, auf Grund der Aufnahmetechnik zwangsläufig auch zu höheren Strahlenbelastungen für die Patienten führen. Umso wichtiger ist es daher, die Möglichkeiten der Strahlenreduzierung so effektiv wie möglich auszuschöpfen, was insbesondere für jüngere Personengruppen und Kinder zutrifft, da diese anfälliger für Folgeschäden der Strahlenwirkung sind (Horner et al. 2004). Die Zielsetzung der Arbeit soll daher sein, Anhaltspunkte zur Abschätzung der Strahlenbelastung und deren Reduzierung aufzuzeigen, um bei der Anwendung den Vorgaben der Röntgenschutzverordnung besser gerecht werden zu können. Durch die Messung der effektiven Dosis und der Organdosen an einem Kopfphantom soll daher geprüft werden, welche Auswirkung unterschiedliche Einstellungen am digitalen Volumentomograph auf die Strahlenbelastung für den Patienten haben. Hierbei sollen unterschiedliche Expositionseinstellungen, Volumengrößen und Auflösungen, sowie verschiedene Positionen des Field of View (FOV) zum Einsatz kommen, die ein möglichst großes Spektrum der Möglichkeiten der digitalen Volumentomographie und damit ihrer unterschiedlichen Einsatzgebiete abdecken.

2 Material und Methoden

2.1 Verwendete Materialien

2.1.1 Phantom

Die Messungen wurden an einem Alderson Rando[®] Phantomkopf (ART) durchgeführt. Dieser besteht aus gewebeäquivalentem Kunststoff, in das Hartgewebe aus menschlichem Knochenmaterial eingebettet ist. Das verwendete Modell entspricht einer männlichen, 175 cm großen und 73,5 kg schweren Person. Es wurden die Ebenen 1-9 verwendet, die dem Kopf- und Halsbereich entsprechen. Jede Ebene hat eine Dicke von 2,5 cm. In einem Rasterabstand von 3 x 3 cm sind 5 mm große Bohrungen vorhanden, die zur Platzierung der Dosimeter verwendet wurden. Die genaue Anordnung ist in Tabelle 2 auf Seite 19, sowie in Abbildung 10 auf Seite 18 einzusehen.



Abbildung 4: Für die Messungen verwendeter Alderson Rando Phantomkopf, bestehend aus den Ebenen 1-9 in der Frontal- und Lateralansicht.

2.1.2 Thermoluminiszenzdosimeter

Bei den für die Messungen verwendeten TLDs handelt es sich um gewebeäquivalente Lithium-Fluorid-Thermoluminiszenz-Dosimeter der Firma RadPro International GmbH¹. Die Auswertung und Ausgabe der TLDs erfolgte durch das Karlsruher Institut für Technologie (KIT) in der Abteilung Festkörperdosimetrie². Die TLDs haben eine Größe von 3x3x0,9 mm mit quadratischem Querschnitt, eine Dichte von 2,4 g/cm³ und bestehen aus einem Lithium-Fluorid-Kristallgitter, das mit Magnesium und Titan dotiert ist. Da die Dosimeter empfindlich gegen äußere Beschädigungen an der Oberfläche wie Kratzer oder Abbrüche, sowie gegen Staub und Fett sind, wurden diese in Schrumpfschläuchen aus PE Folie (1 mg / cm²) eingeschweißt angeliefert und erst kurz vor der Auswertung im KIT wieder entpackt. Dadurch kann auch die Handhabung und Einbringung im Phantomkopf erleichtert werden, da keine Platzierung mittels Pinzette notwendig ist. Zur Auswertung im KIT kam der TLD Reader Harshaw Nuclear Systems 2000a zu Einsatz. Der routinemäßige Messbereich der verwendeten TLDs und des Auswertegerätes liegt zwischen 100 µSv und 100 mSv. Kalibriert wurden die TLDs vor jeder Messung mit einer Dosis von 10 mSv in der eigenen Cs-137 Kalibrieranlage. Einzelheiten zur Kalibrierung und Auswertung sind in Abschnitt 2.2.4 auf Seite 22 zu finden.

Wichtige Qualitätskriterien für die TLDs sind die Reproduzierbarkeit und Linearität der GlowKurve, nur so kann eine Proportionalität der Impulse eines TLD zur Dosis gewährleistet werden (KIT 2011a). Darüber hinaus ist „die Unabhängigkeit der Dosimeteranzeige von der Dosisleistung (Impulsverhalten), Strahlungsqualität und Strahlungsart“ (Krieger 2011, S. 294) und eine gute Kalibrierungsfähigkeit entscheidend.

2.1.3 Verwendete Digitale Volumentomographen

Die Messungen wurden an 2 digitalen Volumentomographen der Firma KaVo durchgeführt: Dem 3D eXam und dem Pan eXam Plus 3D. Während das 3D eXam ein reines DVT mit besonders großen Volumen von bis zu 23x17 cm ist, bietet das Pan eXam Plus 3D einen modularen Aufbau für Panorama-Röntgen, Fernröntgen und digitaler

¹RadPro International GmbH - Bürgerstr. 28 - 42929 Wermelskirchen

²Karlsruher Institut für Technologie (KIT) KSM Sicherheitsmanagement - Festkörperdosimetrie - Hermann-von Helmholtz-Platz 1 - 76344 Eggenstein-Leopoldshafen



Abbildung 5: Beschriftete Thermolumineszenzdetektoren in PE-Folie eingeschweißt. Die 24 Dosimeter entsprechen den 24 Messstellen für einen Messdurchgang.

Volumentomographie mit kleineren Volumen, wobei sich die Dosismessungen an diesem Gerät auf das 3D-Röntgen beschränken. Die technischen Daten beider Geräte sind in Tabelle 1 auf Seite 15 einzusehen.

2.2 Untersuchungsmethoden

2.2.1 Positionierung des Phantoms

Das Kopfphantom wurde über eine speziell angefertigte Halterung auf einem Stativ aufgestellt. Die Höhe ist über das Stativ variabel einstellbar, die Neigung des Kopfes lässt sich über drei Schrauben fein justieren. So konnte der Phantomkopf innerhalb der beiden DVTs am jeweiligen Laservisier und der Kinnstütze ausgerichtet werden. Um bei aufeinander folgenden Messungen wieder die gleiche Positionierung zu gewährleis-

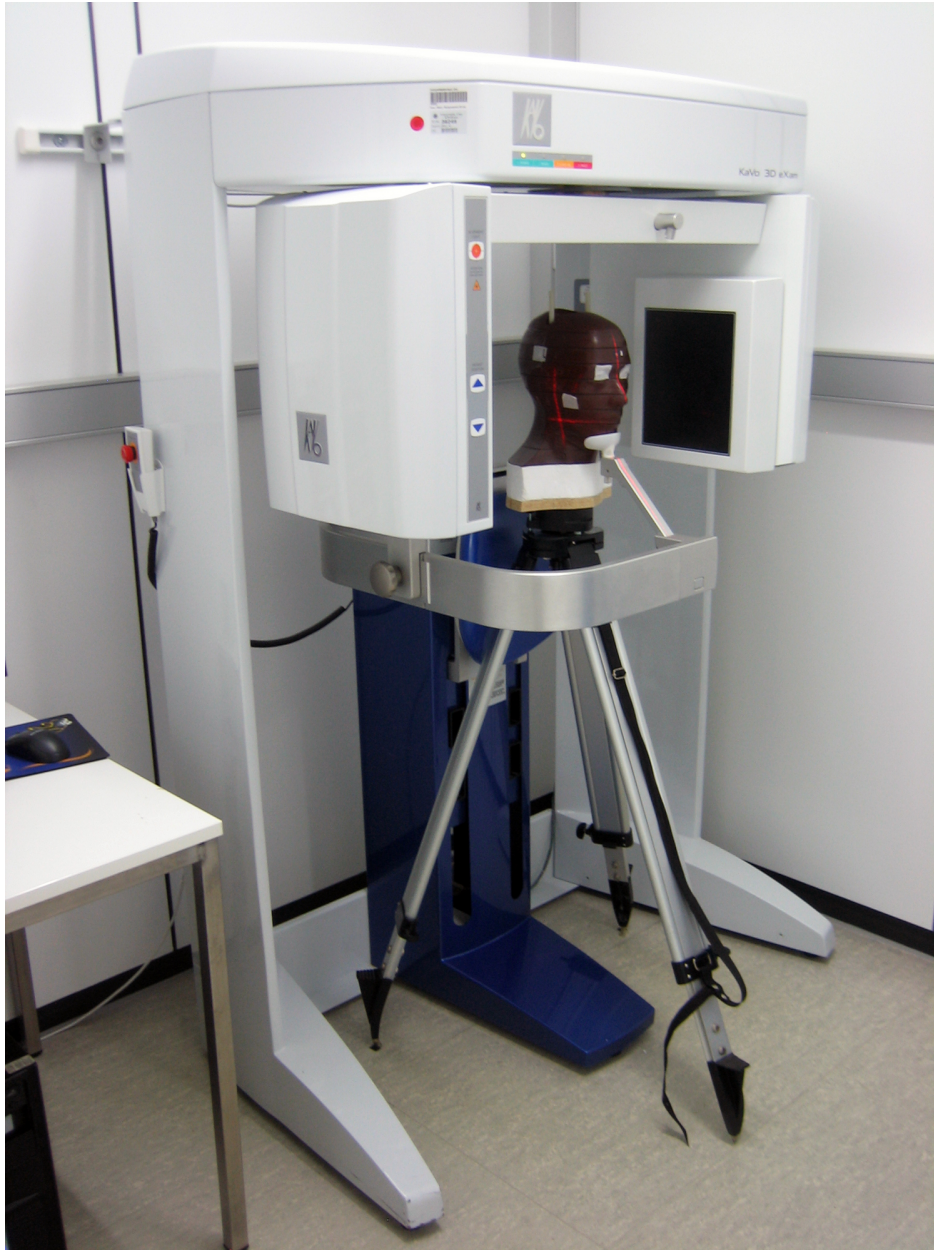


Abbildung 6: Positionierung des Phantomkopfes mittels Stativ im 3D eXam.

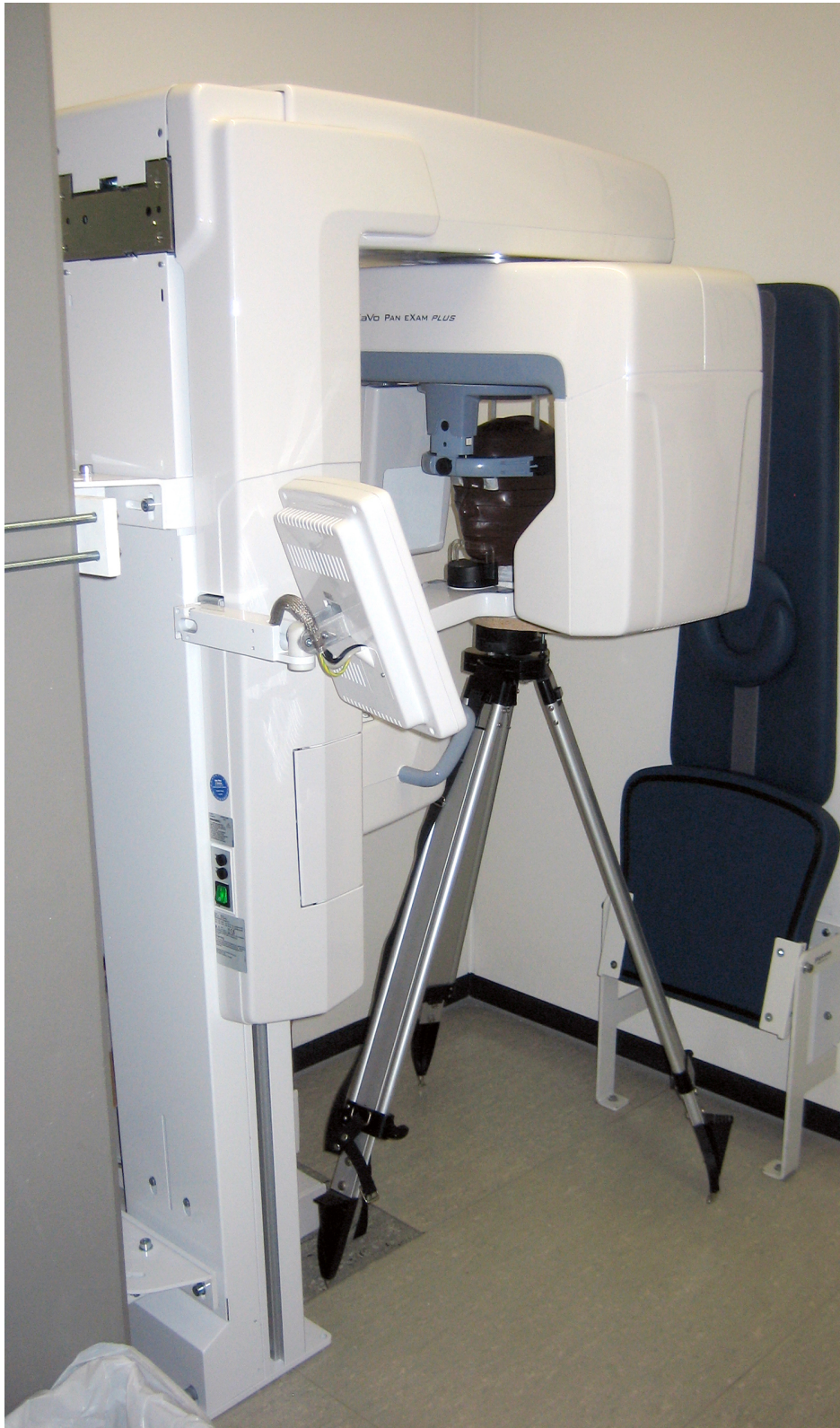


Abbildung 7: Positionierung des Phantomkopfes mittels Stativ im Pan eXam Plus.

Tabelle 1: Überblick über die technischen Daten der verwendeten Digitalen Volumentomographen (Herstellerangaben)

	3D eXam	Pan eXam Plus 3D
Strahlprofil	Cone Beam	Cone Beam
Fokus	0,5 mm	0,5 mm
Röhrenspannung	90 - 120 kV	57 - 90 kV
Röhrenstrom	3 - 8 mA	4 - 16 mA
Bilddetektor	amorpher Silizium-Flat-Panel-Detektor	
Scan-Zeit	4,8 - 26,9 s	10 - 20 s
Expositionszeit	3,7 - 7,4 s gepulst	2,34 - 12,5 s gepulst
Volumen (H x D)	8 x 8 - 17 x 23	6,1 x 4,1 - 6,1 x 7,9
Voxelgröße	0,12 mm - 0,4 mm	0,133 mm - 0,3 mm
Patientenposition	sitzend	stehend

ten, wurden für die Laservisierlinien kleine Markierungen am Phantomkopf, sowie für die Stativaufstellung Markierungen am Boden gesetzt. Das 3D eXam projiziert eine Vertikallinie in der Schädelmedianen, sowie eine Horizontallinie zur Ausrichtung auf die Okklusionsebene. Eine weitere Vertikallinie dient der sagittalen Platzierung des Volumens und sollte nach Herstelleranleitung ca. 3,8 cm vor den Kondylen platziert werden. Beim Pan eXam Plus 3D wird für die Aufnahme von 3D-Röntgenbildern eine Vertikallinie in der Schädelmedianen, sowie zwei Horizontallinien im Abstand von 6 cm für die Ober- und Untergrenze des FOV projiziert.

2.2.2 Platzierung der Dosimeter

Für jede Messung wurden TLD-Sensoren an 24 Positionen im und am Phantomkopf platziert (siehe Tabelle 2 auf Seite 19). Um die Messergebnisse vergleichbar zu machen, wurden als Grundlage für die Messstellen die etablierten Veröffentlichungen von John B. Ludlow (Ludlow und Ivanovic 2008) (Ludlow et al. 2006) (Ludlow et al. 2003) herangezogen. Für die Platzierung der Sensoren innerhalb der Schädelkalotte wurde daher auch die Technik von Underhill (Underhill et al. 1988) angewandt: Auf der Grundlage von White und Rose (White und Rose 1979), die 10 Messstellen für die Schädelkalotte verwendeten, konnten diese in der Veröffentlichung von Underhill auf 3 Messstellen bei ähnlichen Ergebnissen reduziert werden, nämlich Kalotte anterior, Kalotte links



Abbildung 8: Ausrichtung des Phantomkopfes im 3D eXam mittels Laservisier.

und Kalotte posterior. Auch wurde nur die Strahlenbelastung in Ebene 1-9 gemessen (Ludlow und Ivanovic 2008). Dies beruht auf einer Studie von Daly, in der bei einer Ausgangsstrahlung des DVT von 10 mGy in 35 cm Entfernung von der Mitte eines zylindrischen Acryl-Kopfphantoms mit 16 cm Durchmesser eine Strahlenbelastung von 0,26 mSv und in 2 m Abstand von 0,005 mSv gemessen werden konnte. Weitere Reduzierung konnte durch die Verwendung einer 0,5 mm dicken, blei-äquivalenten Schürze erreicht werden, wie sie bei zahnärztlichen Röntgenaufnahmen Standard ist: 0,06 mSv im Abstand von 35 cm und 0,001 mSv im Abstand von 2 m (Daly et al. 2006, S. 3778).

Um der individuellen Anatomie des Schädels im Phantomkopf und der vorhandenen Bohrungen gerecht zu werden, wurden im Vergleich zu Ludlow jedoch leichte Modifizierungen bei der Platzierung der Dosimeter im Phantomkopf vorgenommen: Der Corpus Mandibulae wurde anterior und links in Ebene 7, die Gl. submandibularis links und rechts in Ebene 8 und die Parotis links und rechts in Ebene 5 gemessen.

Zusätzlich zu den jeweils 24 TLDs pro Messung wurden 4 weitere TLDs als Transportdosimeter verwendet, die nicht bestrahlt wurden und so eine eventuell aufgenom-

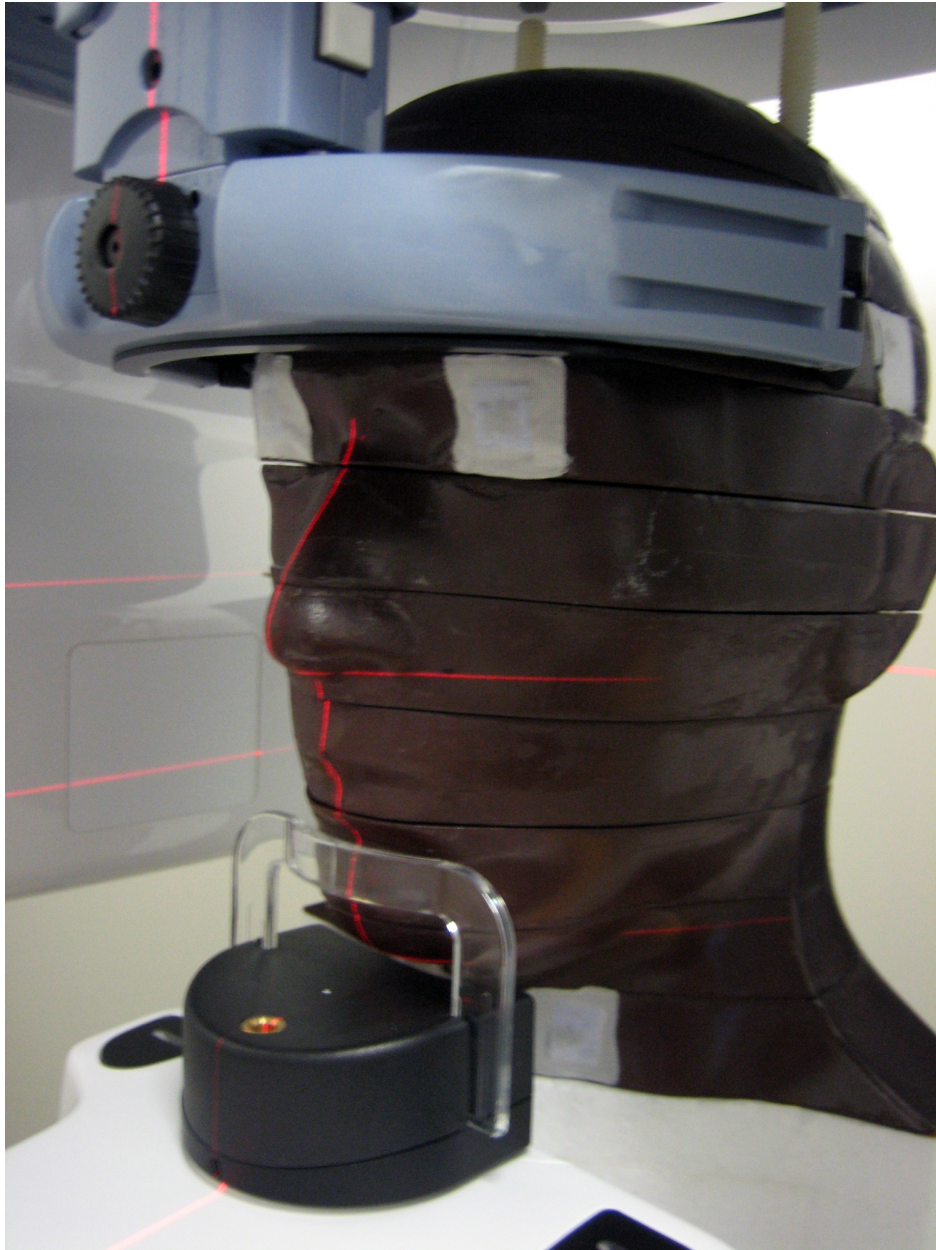


Abbildung 9: Ausrichtung des Phantomkopfes im Pan eXam Plus mittels Laservisier

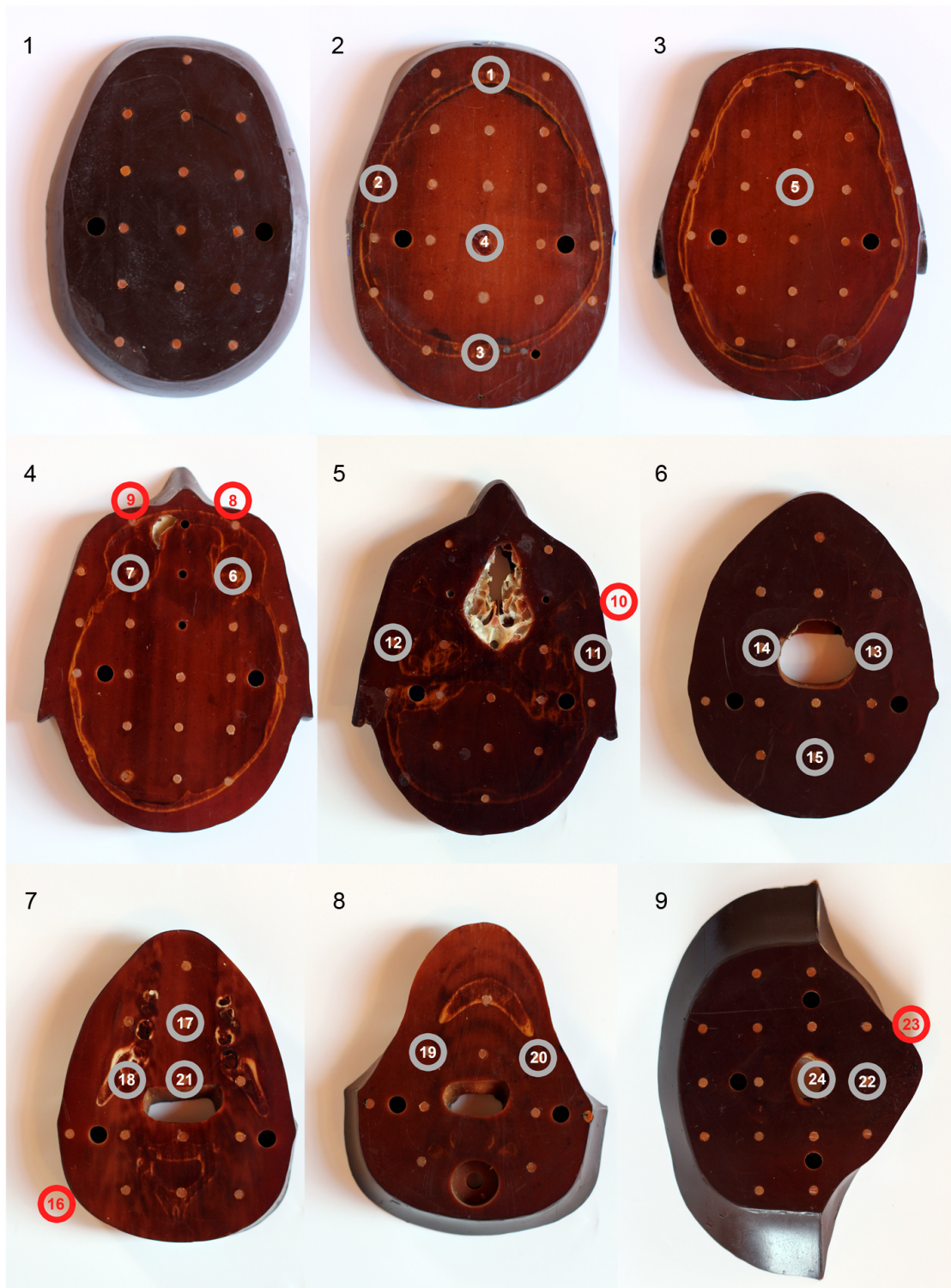


Abbildung 10: Darstellung der 24 Messstellen in den Ebenen 1-9 des Phantomkopfes

mene Strahlung wiedergeben, die während des Transports bzw. der Lagerung aufgenommen worden ist. Siehe hierzu Abschnitt 2.2.4 auf Seite 24.

Tabelle 2: Übersicht der Platzierung der Dosimeter im Phantomkopf unter Angabe der Sensornummer, der Position und der Phantomkopfebene.

Sensornummer	Position	Phantom-Ebene
1	Kalotte anterior	2
2	Kalotte links	2
3	Kalotte posterior	2
4	Mittelhirn	2
5	Hypophyse	3
6	Rechte Orbita	4
7	Linke Orbita	4
8	Rechte Augenlinse	3
9	Linke Augenlinse	3
10	Rechte Wange	5
11	Rechte Parotis	5
12	Linke Parotis	5
13	Rechter Ramus	6
14	Linker Ramus	6
15	Zentrum Halswirbelsäule	6
16	Hinterer linker Hals	7
17	Corpus mandibulae anterior	7
18	Corpus mandibulae links	7
19	Glandula Submandibularis links	8
20	Glandula Submandibularis rechts	8
21	Glandula Sublingualis	7
22	Mittellinie Schilddrüse	9
23	Oberfläche Schilddrüse links	9
24	Ösophagus	9

2.2.3 Gemessene Volumen

Auf Grund der Vielzahl an Einstellmöglichkeiten und der Platzierungsmöglichkeiten der Volumen im Schädel, wurde versucht mit den vorgenommenen Messungen ein möglichst großes Spektrum abzubilden. Dies reicht bei den Volumengrößen von 6 x 4 cm bis hin zu

23 x 17 cm und bei den Auflösungen von 0,1 mm bis 0,4 mm Voxelgröße. Die gemessenen Volumen sind in den Tabellen 3 und 4 auf Seite 23 zu finden.

Die Volumen wurden bei beiden Geräten jeweils anterior in der Schädelmedianen und je nach Messung bei kleineren Volumen in der Höhe des UK oder OK platziert. Das FOV schließt dabei bei UK-Aufnahmen immer den gesamten Unterrand der Mandibula ein und reicht je nach Höhe des Volumens bis in den OK-Bereich. Bei OK-Aufnahmen beginnt das FOV etwas unterhalb der Okklusionsebene und schließt den Bereich der Kieferhöhlen mit ein. Die größeren Volumen mit 16 x 8 cm, 16 x 13 cm und 23 x 17 cm hingegen decken mit ihrer Größe bereits den OK- und UK-Bereich gemeinsam ab und reichen je nach Volumen bis an den oberen Orbitalrand bzw. das Os Frontale.

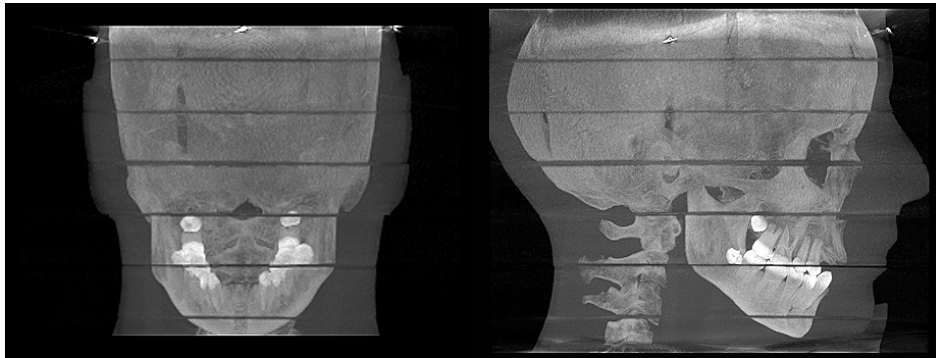


Abbildung 11: 3D eXam-Röntgenaufnahme des Phantomkopfes in der Frontal- und Lateralansicht mit der Volumengröße 23 x 17 cm bei 0,4 mm Voxelgröße.

3D eXam

Auf Grund der Volumengrößen ist die Platzierung des Volumens in der Frontalebene beim 3D eXam automatisch in der Schädelmedianen zentriert. In der Vertikalen kann das Volumen entweder durch die Wahl von unterschiedlichen Volumengrößen oder im benutzerdefinierten Modus durch die Kollimierung mit Blenden von oben und unten eingestellt und begrenzt werden. Die Platzierung richtet sich jedoch immer nach der zuvor mittels Lichtvisier eingestellten Okklusionsebene. Die sagittale Position des FOV wurde ebenfalls zuvor mittels Lichtvisier durch die Platzierung der seitlichen Vertikallinie bestimmt. Im benutzerdefinierten Modus ist zu beachten, dass der Durchmesser hier immer 16 cm beträgt und nur die Höhe variiert werden kann.

Pan eXam Plus 3D

Beim Pan eXam Plus 3D lässt sich das FOV in der Transversalen frei mittels Touchscreen verschieben. Die genaue Position wird dabei mit x- und y-Koordinaten und einer Winkelangabe angezeigt. Wird vor der eigentlichen Aufnahme ein Pre-Scan durchgeführt, so lässt sich diese Positionierung anschließend noch in der Sagittalen nach anterior bzw. posterior und in der Frontalen nach rechts und links verschieben. Die vertikale Platzierung des Volumens ist zuvor durch die Einstellung der beiden Horizontalinien des Lichtvisiers festgelegt worden, die durch die Verstellung der Kinnstütze nach oben oder unten verschoben werden können. Der Abstand der Linien und somit die Höhe des FOV beträgt hierbei jedoch immer 6 cm.

Messung des Pre-Scans

Für die genaue Volumenplatzierung bieten beide Geräte die Möglichkeit eines Pre-Scans, der mit geringer Strahlungsleistung ein Vorschaubild erzeugt, an Hand dessen eine genaue Platzierung und Kontrolle des Volumens ermöglicht wird. Für jedes Gerät wurde die Effektivdosis dieses Pre-Scans einzeln gemessen. Dabei wurde das größtmögliche Volumen für jedes Gerät ausgewählt. Wegen der zu erwartenden niedrigen Dosis wurden die Dosimeter fünfzig mal hintereinander bestrahlt. Die Strahlung des Pre-Scans wurde jedoch nur in diesen beiden Messungen aufgenommen, was bedeutet, dass die effektiven Dosen der anderen Messungen die reine Strahlenbelastung der Hauptaufnahme ohne Pre-Scan wiedergeben. Da in der Praxis normalerweise ein Pre-Scan vor der eigentlichen Aufnahme durchgeführt werden sollte, müssen also für die Gesamtstrahlenbelastung beide effektiven Dosen berücksichtigt werden.

Messung von Abweichungen

Um zu überprüfen, ob es zwischen identischen Aufnahmen Abweichungen in der Dosis gibt, wurde für jedes Gerät jeweils eine Messung mit exakt gleichen Einstellungen und gleicher Phantomkopfpositionierung zwei mal durchgeführt (Messung 4 und Messung 17), um anschließend die prozentuale Abweichung für die Organdosen und die effektive Dosis ausrechnen zu können. Daher wurden auch die Dosimeter bei jedem Messdurchgang (M1 und M2) jeweils nur einmal bestrahlt. Die Messungen sind in den Tabellen 3 und 4 auf Seite 23 mit einem * gekennzeichnet. Bei allen anderen Messun-

gen, mit Ausnahme der Pre-Scans, wurden die Dosimeter drei mal in Folge bestrahlt. Die später berechneten Dosen entsprechen daher dem arithmetischen Mittelwert der durchgeführten Messdurchgänge.

Tabelle 3: Gemessene Volumengrößen beim KaVo 3D eXam unter Angabe der jeweiligen Messnummer, der Voxelauflösung (mm), der Umlauf- und Expositionszeit (s), der Röhrenspannung (kV), der Röhrenstromstärke (mA) und der applizierten Milliamperesekunden (mAs).

Mess.	Volumen (cm)	Voxel (mm)	Umlauf / Exposition (s)	kV	mA	mAs
1	23 x 17 Pre-Scan	-	- / 0,12	120	5	0,6
2	23 x 17	0,4	8,9 / 3,7	120	5	18,54
3	16 x 13	0,3	8,9 / 3,7	120	5	18,54
4*	16 x 8	0,25	26,9 / 7,4	120	5	37,07
5	16 x 8	0,3	4,8 / 2,0	120	5	10
6	16 x 4 OK	0,125	26,9 / 7,4	120	5	37,07
7	16 x 4 OK	0,3	8,9 / 3,7	120	5	18,54
8	16 x 4 UK	0,125	26,9 / 7,4	120	5	37,07
9	16 x 4 UK	0,3	8,9 / 3,7	120	5	18,54
10	8 x 8	0,125	26,9 / 7,4	120	5	37,07
11	8 x 8	0,3	8,9 / 3,7	120	5	18,54

Die mit * gekennzeichnete Messung wurde zur Berechnung der prozentualen Abweichung zwei mal durchgeführt.

2.2.4 Auswertung der Dosimeter

Die gesamte Kalibrierung und Auswertung der Thermolumineszenzdetektoren wurde vom Karlsruher Institut für Technologie (KIT) in der Abteilung Festkörperdosimetrie³ durchgeführt. Der nachfolgende Abschnitt soll daher einen Überblick über den Arbeitsablauf des KIT geben.

Kalibrierung der TLDs

Wie bereits beschrieben, müssen die TLDs zunächst in einem Referenzstrahlenfeld kalibriert werden, um später die aufgezeichnete Dosis bestimmen zu können. Dies wird

³Karlsruher Institut für Technologie (KIT) KSM Sicherheitsmanagement - Festkörperdosimetrie - Hermann-von Helmholtz-Platz 1 - 76344 Eggenstein-Leopoldshafen

Tabelle 4: Gemessene Volumengrößen beim KaVo Pan eXam Plus 3D unter Angabe der jeweiligen Messnummer, der Voxelauflösung (mm), der Umlauf- und Expositionszeit (s), der Röhrenspannung (kV), der Röhrenstromstärke (mA) und der applizierten Milliampere Sekunden (mAs).

Mess.	Volumen (cm)	Voxel (mm)	Umlauf / Exposition (s)	kV	mA	mAs
12	6,4 x 7,8 Pre-Scan	-	-	90	13	0,52
13	6,4 x 4,1 OK	0,2	10,1 / 2,3	90	10	23
14	6,4 x 4,1 OK	0,133	10,1 / 6,1	90	8	48,8
15	6,4 x 4,1 UK	0,2	10,1 / 2,3	90	10	23
16	6,4 x 4,1 UK	0,133	10,1 / 6,1	90	8	48,8
17*	6,4 x 7,8 OK	0,3	20,1 / 4,7	90	10	47
18	6,4 x 7,8 OK	0,2	20,1 / 12,5	90	6,3	79,38
19	6,4 x 7,8 UK	0,3	20,1 / 4,7	90	10	47
20	6,4 x 7,8 UK	0,2	20,1 / 12,5	90	6,3	79,38

Die mit * gekennzeichnete Messung wurde zur Berechnung der prozentualen Abweichung zwei mal durchgeführt.

beim KIT in der eigenen CS-137 Kalibrieranlage mit einer definierten Dosis von 10 mSv durchgeführt. Die bestrahlten TLDs werden anschließend 2 Tage gelagert und danach ausgewertet, wodurch man über die Anzahl der erhaltenen Lichtimpulse den exakten Kalibrierfaktor N ermitteln kann. Die Lagerungszeit von 2 Tagen dient der Festigung der Elektronen im Kristallgitter der Dosimeter, um eine optimale Reproduzierbarkeit (Standardabweichung von maximal 2,5 %, normalerweise unter 1 % nach Angaben des KIT) zu erzielen. Dieser Vorgang wird vor jeder Messreihe erneut durchgeführt. Entscheidend für die Genauigkeit ist, dass die Auswertung der Kalibrier-TLDs exakt gleich wie die spätere Auswertung der zur Messung verwendeten TLDs erfolgt (siehe hierzu unter Abschnitt 2.2.4 auf der nächsten Seite: Dosisbestimmung).

Bestimmung des individuellen Ansprechvermögens

Da alle TLDs eine geringe Variabilität im Ansprechverhalten auf Bestrahlung aufweisen, die Ergebnisse aber untereinander vergleichbar sein müssen, werden die TLDs zu Gruppen von 200 Stück zusammengelegt, in denen die Einzelergebnisse der TLDs durch den Ind A angepasst werden. Ind A steht für individuelles Ansprechvermögen und muss für jedes einzelne TLD in Bezug auf seine Gruppe berechnet werden. Zur Bestimmung

werden alle TLDs einer Gruppe zunächst nummeriert, bestrahlt und ausgewertet. Anschließend werden die Impulse jedes einzelnen TLD durch den Mittelwert der Impulse der ganzen Gruppe dividiert (siehe Gleichung 2.1). Die so errechneten Werte dienen bei der späteren Auswertung der Dosis als Korrekturfaktoren für jedes TLD (siehe Gleichung 2.2 auf Seite 26). Alle Messungen wurden daher mit der selben TLD Gruppe durchgeführt, um die Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu gewährleisten.

$$Ind A = \frac{\text{Impulse des einzelnen TLD}}{\text{Mittelwert der Gruppe}} \quad (2.1)$$

Dosisbestimmung

Für die Dosisbestimmung sind mehrere Dosimeter erforderlich: Neben den TLDs die für die eigentliche Messung im Phantomkopf bestimmt sind, wurden zusätzlich bei jeder Lieferung die vier bereits erwähnten Transportdosimeter mitgeliefert. Diese stammen ebenfalls aus der gleichen TLD-Gruppe, wurden aber nicht bestrahlt, jedoch nach dem Rückversand mit den anderen TLDs ebenfalls ausgewertet. Dies dient der Sicherstellung, dass alle versendeten Dosimeter keiner Bestrahlung während des Transportvorgangs ausgesetzt waren. Entsprechend darf bei der Auswertung also keine Dosis (außer der Handhabungsdosis, siehe unten) auf den Transportdosimetern nachweisbar sein, sonst müsste die Messreihe wiederholt werden. Darüber hinaus verbleiben so genannte Nullanzeige-TLDs, ebenfalls aus der selben TLD-Gruppe, im KIT. Dies ist notwendig, da von jedem TLD, bereits ohne Bestrahlung, bei der Auswertung im Photomultiplier eine geringe Lumineszenz ausgeht. In Form von Imp_{NA} werden diese Impulse daher von den eigentlichen gemessenen Impulsen subtrahiert (siehe Gleichung 2.2 auf Seite 26).

Der Heizzyklus zur Auswertung der TLDs lässt sich in drei Phasen einteilen: Die Vorheizphase, die Lese- und die Nachheizphase. In der Vorheizphase, auch als Pre-Annealing bezeichnet, werden die TLDs zunächst für 20 Minuten bei 80 °C vorgeheizt. Dies dient der Entleerung der Traps, die dicht unter dem Leitungsband liegen, so dass deren Elektronen bereits bei niedrigen Temperaturen wieder in das Leitungsband übergehen können. So kann die in diesen Traps aufgezeichnete Dosisinformation bereits bei Raumtemperatur verloren gehen, was als thermisches Fading bezeichnet wird (Krieger 2011, S. 293). Aus diesem Grund werden die Informationen aus diesen

Traps nicht zur Dosisbestimmung herangezogen und das emittierte Lumineszenzlicht wird nicht ausgelesen.

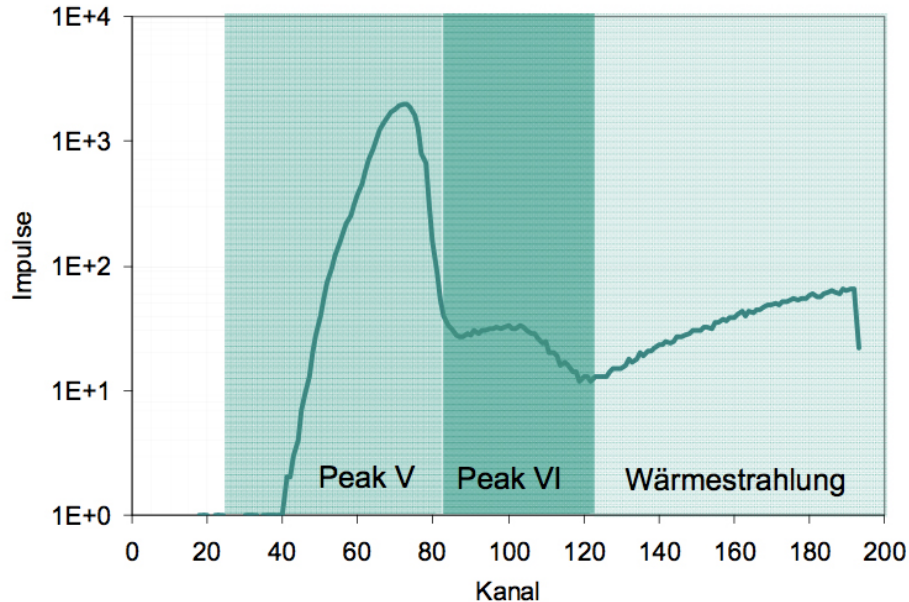


Abbildung 12: Glowkurvendarstellung bei der TLD-Auswertung mit deutlich sichtbarem Peak V, Peak VI und der einsetzenden Wärmestrahlung.

Quelle: (KIT 2011a, S. 7)

Es folgt die Lesephase, das so genannte Annealing. Hierbei kam der Photomultiplier Harshaw Nuclear Systems 2000a zum Einsatz. Jeder vortemperierte Detektor wurde dabei einzeln im Gerät eingelesen und nach einem Heizprofil von 10°C/s auf 280°C erhitzt, gleichzeitig wurde das emittierte Licht registriert. Die so aufgezeichnete Glowkurve für jedes TLD weist mehrere Peaks auf, wie in Abbildung 12 zu sehen. Zur Auswertung wurde nur Peak V herangezogen. In diesem Bereich ist zum einen die beste Ablesbarkeit und Abgrenzbarkeit des Peaks gewährleistet, zum anderen weist dieser Bereich eine hohe Linearität und Reproduzierbarkeit auf. Peak VI ist deutlich schlechter erkennbar und wird bereits durch die eintretende Wärmestrahlung beeinflusst, die sich mit steigender Temperatur erhöht. Unter Peak V wird nun das Integral gebildet, das proportional zur Lichtsumme ist, nachfolgend als Imp_{TLD} bezeichnet. Nach der Gleichung 2.2 auf der nächsten Seite kann nun die Äquivalentdosis (H) für den Messpunkt m mit der fortlaufenden Nummer j berechnet werden. Wie bereits beschrie-

ben fließen nun die zuvor bestimmten Ind A Werte für jedes TLD zum Ausgleich der Variabilität im Ansprechverhalten und die Impulse der Nullanzeige-TLDs, ebenfalls mit Ind A_{NA} in die Berechnung mit ein. Über den bei der Kalibrierung bestimmten Kalibrierfaktor N kann nun den Ergebnissen eine Dosis zugeordnet werden.

$$H_j^m = N \cdot \left[\frac{Imp_{TLD}}{Ind A_{TLD}} - \frac{Imp_{NA}}{Ind A_{NA}} \right] \quad (2.2)$$

Da die Dosimeter sowohl beim Transport als auch bei der Lagerung Hintergrundstrahlung ausgesetzt waren, die zum Ergebnis der eigentlichen Messungen hinzukommt, existieren beim KIT zuvor ermittelte Werte für die Dosisleistung pro Tag, auch Handhabungsdosis H_H genannt. Diese wurde in Versuchsreihen des KIT mittelwertig bestimmt. Die Handhabungsdosis beträgt bei der Lagerung in einer Stahlkammer 0,0005 mSv pro Tag und bei der Lagerung im Institut bzw. während dem Transport 0,0022 mSv pro Tag. Durch die Dokumentation von Versand und Rücklauf der TLDs vom und zum KIT, konnte so die Handhabungsdosis für die einzelnen Tage bestimmt werden. Die Lagerung im KIT selbst erfolgte in einer Stahlkammer. Gleichung 2.3 zeigt, wie die Handhabungsdosis neben weiteren Korrekturfaktoren in die Berechnung der Äquivalentdosis (H) einfließt.

$$H_j = k_K \cdot k_L \cdot k_{E,\beta} \cdot \overline{H_j^m} - H_H \quad (2.3)$$

Die Korrekturfaktoren sind auf die TLD-Art, den Photomultiplier und die Auswertungsabfolge abgestimmt und wurden vom KIT festgelegt. Sie setzen sich wie folgt zusammen: K_K zur Klima- und Langzeitkorrektur, K_L zur Linearitätskorrektur der TLDs und $K_{E,\beta}$ zur Energie- und Richtungskorrektur. Der letzte Faktor ist notwendig, um den Unterschied der zur Kalibrierung der TLDs verwendeten CS-137 Quelle mit hochenergetischer Gammastrahlung zur relativ niedrigen Energie der gemessenen Röntgenstrahlung auszugleichen. Diese lag beim 3D eXam bei 120 kV und beim Pan eXam Plus bei 90 kV. Der diesen kV-Werten entsprechende Korrekturfaktor zur Normierung ist für das 3D eXam 0,8 und für das Pan eXam Plus 0,78.

Es folgt die dritte Phase des Heizzyklus, die so genannte Nachheizphase oder Post-Read-Annealing. Zwar ist der eigentliche Ausleseprozess abgeschlossen, um die TLDs jedoch für nachfolgende Messungen wieder verwenden zu können, werden die TLDs in einem Heizofen nach einem festgelegten Heizprofil erhitzt. Dieses läuft über einen

Zeitraum von 5 Stunden und hat ein Temperaturmaximum von 380 °C. Ziel der Nachheizphase ist das Entleeren sämtlicher Traps in den Detektoren. Dies ist vor allem entscheidend für die Traps, bei denen die thermische Energie des normalen Auswertungsprozesses (280 °C) nicht ausreichend ist, um die Elektronen herauszulösen. Verbliebene besetzte Traps können bei nachfolgenden Messungen zu Untergrundsignalen führen, was Auswirkungen auf die Genauigkeit zukünftiger Messergebnisse hat.

Qualitätssicherung während des Auswertungsprozesses

Um eine gleichbleibende Qualität der Auswertung zu gewährleisten, werden im KIT täglich vor jeder Messreihe Gerätetests durchgeführt. Diese beinhalten eine Überprüfung des Ansprechvermögens des Photomultipliers, sowie der Hochspannung, der Elektronik und des Zustandes des Geräts. Die Überprüfung des Messverfahrens wird zum einen durch interne, zum anderen durch die Teilnahme an nationalen und internationalen Vergleichsbestrahlungen, beispielsweise durch die Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) oder durch die European Radiation Dosimetry Group (EURADOS), sichergestellt (KIT 2011a). Trotz sorgfältiger Kalibrierung und hohen Qualitätssicherungsstandards wird vom KIT für den gesamten Auswertungsprozess eine Unsicherheit von 16 % angegeben.

2.2.5 Berechnung der Effektiven Dosis

Umrechnung der Dosisarten

Die Ergebnisse des KIT wurden in Form der Äquivalentdosis (H), errechnet aus der Energiedosis (D), für jeden Sensor einzeln geliefert. Und nach den Richtlinien der ICRP (BfS 2009) in die effektive Dosis umgerechnet.

Die Energiedosis D hat die physikalische Größe Gray (Gy) und entspricht bei 1 Gy der Energieabsorption von 1 Joule / kg. D berücksichtigt jedoch nicht die unterschiedliche stochastische Wirkung verschiedener Strahlenarten (R) auf den menschlichen Körper. Daher wurde von der ICRP der Strahlen-Wichtungsfaktor W_R eingeführt. Dieser ist in Tabelle 5 auf der nächsten Seite einzusehen. Die Energiedosis multipliziert mit dem Strahlenwichtungsfaktor und gemittelt über ein Organ bzw. Gewebe ergibt dann die Äquivalentdosis bzw. Organdosis, die für Röntgenstrahlung der Energiedosis entspricht. Ihre Einheit ist μSv .

Tabelle 5: Die Strahlenwichtungsfaktoren (W_R) zur Berechnung der Äquivalentdosis für die unterschiedlichen Strahlungsarten.

Strahlungsart	Strahlen-Wichtungsfaktor W_R
Photonen	1
Elektronen und Myonen	1
Protonen und geladene Pionen	2
Alphateilchen, Spaltfragmente und Schwerionen	20
Neutronen	2,5 - 21 abh. v. Neutronenenergie

Quelle: (BfS 2009, S. 60)

Die Organdosis H_T berücksichtigt jedoch noch nicht die unterschiedliche Empfindlichkeit verschiedener Organe und Gewebe (T) auf stochastische Strahlenschäden. Hierfür muss diese daher noch mit dem entsprechenden Gewebewichtungsfaktor W_T multipliziert, sowie die Summe aus allen gewichteten Organdosen gebildet werden, wodurch man die effektive Dosis erhält. Diese ist wie folgt definiert:

$$E = \sum_T W_T H_T = \sum_T W_T \sum_R W_R D_{T,R} \quad (2.4)$$

Hierbei gilt $\sum W_T = 1$. „Die Summe wird über alle Organe und Gewebe des menschlichen Körpers berechnet, die als empfindlich in Bezug auf die Induktion stochastischer Effekte gelten. Die W_T -Werte werden so gewählt, dass sie den relativen Beitrag einzelner Organe und Gewebe zu den gesamten, durch stochastische Effekte verursachten Strahlenschäden darstellen“ (BfS 2009, S. 63-64).

Erstellt wurden die Wichtungsfaktoren 1990 durch die ICRP „ausgehend von epidemiologischen Studien über die Krebsinduktion in exponierten Bevölkerungsgruppen und der Risikobewertung für Erbschäden. Diese stellen Mittelwerte dar, gemittelt über Menschen beider Geschlechter und aller Altersgruppen, und beziehen sich somit nicht auf die Eigenschaften einzelner Personen“ (BfS 2009, S. 64). Es gibt eine Unterteilung in einzeln bewerte Organe mit eigenem Wichtungsfaktor und die Gruppe der restlichen Gewebe, die sich einen gemeinsamen Wichtungsfaktor teilen.

Im Jahr 2007 wurden die Wichtungsfaktoren durch die Richtlinie ICRP 103 teilweise geändert. Die wichtigsten Neuerungen sind die Aufnahme der Speicheldrüsen und des Gehirns in die Gruppe der einzeln gewerteten Organe, die Gewichtung der restlichen

Gewebe-Gruppe von Faktor 0,05 auf 0,12, sowie die Aufnahme von den oberen Atemwegen, der Gallenblase, dem Herz, den Lymphknoten, der Mundschleimhaut und der Prostata (σ). Außerdem wurden einige Faktoren der einzeln gewichteten Organe verändert. Eine Gegenüberstellung der Wichtungsfaktoren nach ICRP 60 und ICRP 103, sowie den zugehörigen Organen und Geweben aus der Gruppe der restlichen Gewebe ist in Tabelle 6 zu finden.

Tabelle 6: Die Gewebewichtungsfaktoren für die einzeln gewichteten Organe und Gewebe und die Gruppe der restlichen Gewebe, festgelegt von der International Commission on Radiological Protection (ICRP) im ICRP 60 und ICRP 103 Standard.

Gewebe / Organ	ICRP 60 (1990)	ICRP 103 (2007)
Knochenmark (rot)	0,12	0,12
Kolon	0,12	0,12
Lunge	0,12	0,12
Magen	0,12	0,12
Brust	0,05	0,12
Keimdrüsen	0,20	0,08
Blase	0,05	0,04
Ösophagus	0,05	0,04
Leber	0,05	0,04
Schilddrüse	0,05	0,04
Knochenoberfläche	0,01	0,01
Gehirn	in Gruppe restliche Gewebe	0,01
Speicheldrüsen	nicht definiert	0,01
Haut	0,01	0,01
restliche Gewebe	0,05*	0,12**

* von der International Commission on Radiological Protection (ICRP) festgelegte Organe für den ICRP 60 Standard: Nebennieren, Gehirn, Dickdarm, Dünndarm, Nieren, Muskelgewebe, Bauchspeicheldrüse, Milz, Thymus, Gebärmutter (φ)

** von der International Commission on Radiological Protection (ICRP) festgelegte Organe für den ICRP 103 Standard: Nebennieren, Obere Atemwege, Gallenblase, Herz, Nieren, Lymphknoten, Muskelgewebe, Mundschleimhaut, Bauchspeicheldrüse, Prostata (σ), Dünndarm, Milz, Thymus, Gebärmutter/Gebärmutterhals (φ)

Quelle: (BfS 2009)

Für die Auswertung der Messergebnisse wurde sowohl der Standard ICRP 60, als auch der Standard ICRP 103 zur Berechnung und anschließenden Gegenüberstellung angewandt. Auf Grund der ausschließlichen Messungen im Kopf- und Halsbereich und der bereits in Abschnitt 2.2.2 auf Seite 15 erwähnten Studie von Daly zur Strahlenabnahme wurden nicht alle Wichtungsfaktoren verwendet. Aus der Gruppe der einzelnen gewichteten Organe wurden nur das Knochenmark (rot), der Ösophagus, die Schilddrüse, die Knochenoberfläche, das Gehirn (bei ICRP 103), die Speicheldrüsen (bei ICRP 103) und die Haut in die Berechnung mit einbezogen. Aus der Gruppe der restlichen Gewebe wurde das Muskelgewebe, sowie für den ICRP 60 Standard das Gehirn und für den ICRP 103 Standard die oberen Atemwege, die Lymphknoten und die Mundschleimhaut verwendet.

Während die Berechnung nach ICRP 60 keine geschlechtsspezifische Trennung vorsieht, ist nach den ICRP 103 Richtlinien eine arithmetische Mittelwertbildung beider Geschlechter bei Berechnung der effektiven Dosis vorgesehen. „In Anbetracht der Unsicherheiten, die im Bereich der Zahlenwerte der Gewebewichtungsfaktoren und der Abschätzung des Detriments bestehen, hält die Kommission es für zweckmäßig für den Strahlenschutz, alters- und geschlechtsgemittelte Gewebewichtungsfaktoren und numerische Risikoabschätzungen zu verwenden. Das Schutzsystem ist hinreichend robust, um einen angemessenen Schutz für beide Geschlechter zu erzielen. Außerdem wird damit die Forderung nach geschlechts- und altersspezifischer Strahlenschutzkriterien umgangen, die sich als unnötig diskriminierend erweisen könnten“ (BfS 2009, S. 41). „Die effektive Dosis wird dann aus den für das Organ und oder Gewebe T des männlichen und weiblichen Referenzmensen ermittelten Organdosen (H_T^M bzw. H_T^F) nach folgender Gleichung berechnet“ (BfS 2009, S. 65):

$$E = \sum_T W_T \left[\frac{H_T^M + H_T^F}{2} \right] \quad (2.5)$$

Da die Messungen dieser Arbeit jedoch keine geschlechtsspezifischen Organe beinhalten, wurde kein geschlechtsunabhängiger arithmetischer Mittelwert berechnet.

Die genaue Zuordnung der 24 Messstellen zu den einzelnen Organen und Geweben ist in Tabelle 7 auf Seite 33 zu finden. Manchen Geweben und Organen sind mehrere Messstellen zugeordnet, so dass aus den Ergebnissen der einzelnen Dosimeter jeweils

für das entsprechende Gewebe und Organ der arithmetische Mittelwert gebildet wurde. Da die Gewebe und Organe in der Gruppe der restlichen Gewebe nicht einzeln sondern gemeinsam bewertet werden, wurde auch hier der Mittelwert für die gesamte Gruppe berechnet. Hier ist zu beachten, dass die Gesamtanzahl der Gewebe und Organe in dieser Gruppe nach ICRP 103 13 ist, da Prostata und Gebärmutter / Gebärmutterhals nur geschlechtsspezifisch vorkommen. Nach ICRP 60 beträgt die Anzahl in dieser Gruppe 10. Die Organdosis H der restlichen Gewebe-Gruppe errechnet sich nach ICRP 103 also folgendermaßen, wobei T für ein Gewebe aus dieser Gruppe steht:

$$H_{\text{RestlicheGewebe}} = \frac{1}{13} \sum_T^{13} H_T \quad (2.6)$$

Für die Berechnung nach ICRP 60 wird das gleiche Verfahren angewandt, jedoch durch 10 anstatt 13 dividiert. Hinzu kommt die so genannte Splitting-Regel: „In den besonderen Fällen, in denen ein einzelnes Organ oder Gewebe der „Übrigen Organe und Gewebe“ eine Äquivalentdosis erhält, die über der höchsten Dosis in einem der zwölf Organe liegt, für die ein Wichtungsfaktor angegeben ist, sollte für dieses Gewebe oder Organ ein Wichtungsfaktor von 0,025 angewendet werden und ein Wichtungsfaktor von 0,025 für die mittlere Dosis in den „Übrigen Organen und Geweben“ (BfS 1993, S. 97). Mit dem Erscheinen von ICRP 103 wurde diese Regel abgeschafft.

Die effektive Dosis bezieht sich auf die Auswirkung durch Strahlenschädigung am gesamten Körper, bestrahlt wurde jedoch nur der Kopf- und Halsbereich. Um dies zu berücksichtigen wurde für jedes Organ und Gewebe durch Ludlow und Ivanovic (Ludlow und Ivanovic 2008) der bestrahlte prozentuale Anteil am Gesamtkörper festgelegt. Hierbei wurde für die Festlegung der prozentual bestrahlten Bereiche des Knochenmarks vom Gesamtknochenmark mit 1,3 % für den Unterkiefer, 11,8 % für die Schädelkalotte und 3,4 % für die Wirbelsäule auf eine Veröffentlichung von White und Rose (White und Rose 1979) zurückgegriffen, wobei die verwendeten Werte ursprünglich von Ellis (Ellis 1961) stammen. Der Wert der der jeweiligen Messstelle bzw. der Mittelwert bei mehreren Messstellen pro Organ / Gewebe wurde daher mit dem entsprechenden prozentualen Anteil verrechnet (siehe Tabelle 7 auf Seite 33).

Eine Besonderheit ergibt sich bei der Berechnung der Knochenoberflächendosis. Hierfür wurde die Berechnung des MEACR (Mass energy absorption coefficient ratio) nach

Ludlow und Ivanovic (Ludlow und Ivanovic 2008) verwendet, die auf Daten des ICRU Report 10b (*Physical aspects of irradiation. NBS handbook no. 85* 1964, S. 3) beruht:

$$Knochenoberflächendosis = Knochenmarkdosis \cdot \frac{Knochen}{Muskel} MEACR \quad (2.7)$$

$$MEACR = -0,0618 \cdot \frac{2}{3} kV_{peak} + 6,9406 \quad (2.8)$$

Tabelle 7: Bestrahlter prozentualer Anteil der gemessenen Organe und Gewebe und deren Zuordnung zu den einzelnen Messstellen im Phantomkopf.

Organ / Gewebe	Bestrahlter Anteil	TLD Nummer
Knochenmark	16,5%	
- Unterkiefer	1,3%	13, 14, 17, 18
- Schädelkalotte	11,8%	1, 2, 3
- Wirbelsäule	3,4%	15
Schilddrüse	100%	22, 23
Ösophagus	10%	24
Haut	5%	8, 9, 10, 16
Knochenoberfläche	16,5%	
- Unterkiefer	1,3%	13, 14, 17, 18
- Schädelkalotte	11,8%	1, 2, 3
- Wirbelsäule	3,4%	15
Speicheldrüsen	100%	
- Gl. Parotidea	100%	11, 12
- Gl. Submandibularis	100%	19, 20
- Gl. Sublingualis	100%	21
Gehirn**	100%	4, 5
restliche Gewebe		
- Gehirn*	100%	4, 5
- Lymphknoten**	5%	11-15, 17-22, 24
- Muskelgewebe	5%	11-15, 17-22, 24
- Obere Atemwege**	100%	6, 7, 11-15, 17-22, 24
- Mundschleimhaut**	100%	11-14, 17-21
Hypophyse	100%	5
Augen	100%	6, 7, 8, 9

* nach ICRP 60 Standard

** nach ICRP 103 Standard

Quelle: (Ludlow und Ivanovic 2008)

3 Ergebnisse

Die Ergebnisse der Messungen sind nach den beiden digitalen Volumentomographen aufgeteilt und nach der jeweiligen Nummer der Messung sortiert. Der Übersichtlichkeit halber ist jede Messung auf einer eigenen Seite zu finden. Für jede Messung sind zunächst die technischen Einstellungen aufgeführt. Es folgen die Organdosen für die gemessenen Organe und in einer weiteren Tabelle die daraus berechneten effektiven Dosen nach ICRP 60 und ICRP 103 Standard der International Commission on Radiological Protection.

Die Dosimeter wurden bei Messung 4 und 17 einmal, bei Messung 1 und 12 fünfzigmal (Pre-Scan) und bei allen anderen Messungen drei mal in Folge bestrahlt, wie bereits in Abschnitt 2.2.3 auf Seite 19 beschrieben. Bei den aufgelisteten Messergebnissen und den daraus berechneten Werten handelt es sich daher bei mehreren Messdurchgängen um den arithmetischen Mittelwert aus diesen 3 bzw. 50 Ergebnissen. Bei Messung 4 und Messung 17 wurden mit identischen Einstellungen zwei Messdurchgänge durchgeführt, bei denen die Dosimeter jedoch jeweils nur einmal bestrahlt wurden. Neben der effektiven Dosis, die aus dem arithmetischen Mittelwert beider Durchgänge berechnet wurde, finden sich auch die effektiven Dosen und Organdosen aus den einzelnen Durchgängen mit der jeweiligen prozentualen Abweichung. Ein Vergleich der effektiven Dosen für die Berechnungen nach ICRP 60 und ICRP 103 Wichtungsfaktoren ist mit angegebener prozentualer Abweichung in Abschnitt 3.3 auf Seite 55 zu finden. Die in Abschnitt 3.4 auf Seite 56 aufgeführten Tabellen vergleichen die Messergebnisse dieser Arbeit mit denen anderer Veröffentlichungen.

3.1 KaVo 3D eXam

3.1.1 Ergebnisse Messung 1

Es folgen die Ergebnisse der Messung 1 mit einem Volumen von 23 x 17 cm Pre-Scan, 0,00 s / 0,12 s Umlauf- und Expositionszeit, 120 kV Röhrenspannung und 5 mA Röhrenstromstärke.

Da es sich beim Pre-Scan des 3D eXam um eine rein zweidimensionale Aufnahme handelt, ist die Umlaufzeit mit 0,0 s angegeben.

Tabelle 8: Organdosen der Messung 1 (μSv) für die gemessenen Organe/Gewebe.

Organ / Gewebe	Organdosis (μSv)
Knochenmark	1,2
Ösophagus	0,7
Schilddrüse	10,9
Knochenoberfläche	2,5
Gehirn	36,4
Speicheldrüsen	78,9
Haut	3,0
Obere Atemwege	59,6
Lymphknoten	2,9
Muskelgewebe	2,9
Mundschleimhaut	74,3

Tabelle 9: Effektive Dosis der Messung 1 in μSv , berechnet aus den Organdosen nach den Vorgaben der International Commission on Radiological Protection (ICRP) für die unterschiedlichen Wichtungsfaktoren der ICRP 60 und ICRP 103 Veröffentlichung.

Wichtungsfaktoren	Effektive Dosis (μSv)
ICRP 60	1,7
ICRP 103	3,1

3.1.2 Ergebnisse Messung 2

Es folgen die Ergebnisse der Messung 2 mit einem Volumen von 23 x 17 cm, 0,4 mm Voxelgröße, 8,9 s / 3,7 s Umlauf- und Expositionszeit, 120 kV Röhrenspannung und 5 mA Röhrenstromstärke.

Tabelle 10: Organdosen der Messung 2 (μSv) für die gemessenen Organe/Gewebe.

Organ / Gewebe	Organdosis (μSv)
Knochenmark	41,0
Ösophagus	35,5
Schilddrüse	360,8
Knochenoberfläche	81,9
Gehirn	1202,8
Speicheldrüsen	1010,4
Haut	58,0
Obere Atemwege	1327,6
Lymphknoten	66,6
Muskelgewebe	66,6
Mundschleimhaut	1541,9

Tabelle 11: Effektive Dosis der Messung 2 in μSv , berechnet aus den Organdosen nach den Vorgaben der International Commission on Radiological Protection (ICRP) für die unterschiedlichen Wichtungsfaktoren der ICRP 60 und ICRP 103 Veröffentlichung.

Wichtungsfaktoren	Effektive Dosis (μSv)
ICRP 60	56,4
ICRP 103	72,0

3.1.3 Ergebnisse Messung 3

Es folgen die Ergebnisse der Messung 3 mit einem Volumen von 16 x 13 cm, 0,3 mm Voxelgröße, 8,9 s / 3,7 s Umlauf- und Expositionszeit, 120 kV Röhrenspannung und 5 mA Röhrenstromstärke.

Tabelle 12: Organdosen der Messung 3 (μSv) für die gemessenen Organe/Gewebe.

Organ / Gewebe	Organdosis (μSv)
Knochenmark	43,0
Ösophagus	65,6
Schilddrüse	612,0
Knochenoberfläche	85,8
Gehirn	864,0
Speicheldrüsen	2292,0
Haut	95,7
Obere Atemwege	1960,0
Lymphknoten	98,9
Muskelgewebe	98,9
Mundschleimhaut	2252,4

Tabelle 13: Effektive Dosis der Messung 3 in μSv , berechnet aus den Organdosen nach den Vorgaben der International Commission on Radiological Protection (ICRP) für die unterschiedlichen Wichtungsfaktoren der ICRP 60 und ICRP 103 Veröffentlichung.

Wichtungsfaktoren	Effektive Dosis (μSv)
ICRP 60	62,7
ICRP 103	106,7

3.1.4 Ergebnisse Messung 4

Es folgen die Ergebnisse der Messung 4 mit einem Volumen von 16 x 8 cm, 0,25 mm Voxelgröße, 26,9 s / 7,4 s Umlauf- und Expositionszeit, 120 kV Röhrenspannung und 5 mA Röhrenstromstärke.

Tabelle 14: Organdosen der Messung 4 (μSv) für die gemessenen Organe/Gewebe, aufgeteilt nach den beiden Messdurchgängen M1 und M2 unter Angabe der prozentualen Abweichung.

Organ / Gewebe	Organdosis M1 (μSv)	Organdosis M2 (μSv)	Abweichung (%)
Knochenmark	67,5	67,5	0,0
Ösophagus	100,0	92,0	- 8,0
Schilddrüse	968,0	1028,0	6,2
Knochenoberfläche	134,8	134,9	0,1
Gehirn	348,0	380,0	9,2
Speicheldrüsen	4062,7	4248,0	4,6
Haut	75,0	78,9	5,2
Obere Atemwege	3140,6	3190,3	1,6
Lymphknoten	178,2	181,0	1,6
Muskelgewebe	178,2	181,0	1,6
Mundschleimhaut	4082,7	4161,8	1,9

Tabelle 15: Effektive Dosis der Messung 4 in μSv , berechnet aus den Organdosen nach den Vorgaben der International Commission on Radiological Protection (ICRP) für die unterschiedlichen Wichtungsfaktoren der ICRP 60 und ICRP 103 Veröffentlichung und aufgeteilt nach den beiden Messdurchgängen M1 und M2 unter Angabe der prozentualen Abweichung und dem Mittelwert der effektiven Dosis.

	ICRP 60	ICRP 103
Effektive Dosis M1 (μSv)	66,2	167,0
Effektive Dosis M2 (μSv)	69,0	172,5
Abweichung (%)	4,2	3,3
Mittelwert Effektive Dosis (μSv)	67,6	169,8

3.1.5 Ergebnisse Messung 5

Es folgen die Ergebnisse der Messung 5 mit einem Volumen von 16 x 8 cm, 0,3 mm Voxelgröße, 4,8 s / 2 s Umlauf- und Expositionszeit, 120 kV Röhrenspannung und 5 mA Röhrenstromstärke.

Tabelle 16: Organdosen der Messung 5 (μSv) für die gemessenen Organe/Gewebe.

Organ / Gewebe	Organdosis (μSv)
Knochenmark	22,9
Ösophagus	26,9
Schilddrüse	258,6
Knochenoberfläche	45,8
Gehirn	93,3
Speicheldrüsen	959,1
Haut	24,4
Obere Atemwege	864,2
Lymphknoten	49,2
Muskelgewebe	49,2
Mundschleimhaut	1087,7

Tabelle 17: Effektive Dosis der Messung 5 in μSv , berechnet aus den Organdosen nach den Vorgaben der International Commission on Radiological Protection (ICRP) für die unterschiedlichen Wichtungsfaktoren der ICRP 60 und ICRP 103 Veröffentlichung.

Wichtungsfaktoren	Effektive Dosis (μSv)
ICRP 60	18,4
ICRP 103	44,5

3.1.6 Ergebnisse Messung 6

Es folgen die Ergebnisse der Messung 6 mit einem Volumen von 16 x 4 cm im Oberkiefer, 0,125 mm Voxelgröße, 26,9 s / 7,4 s Umlauf- und Expositionszeit, 120 kV Röhrenspannung und 5 mA Röhrenstromstärke.

Tabelle 18: Organdosens der Messung 6 (μSv) für die gemessenen Organe/Gewebe.

Organ / Gewebe	Organdosis (μSv)
Knochenmark	50,7
Ösophagus	22,9
Schilddrüse	198,6
Knochenoberfläche	101,3
Gehirn	273,3
Speicheldrüsen	1606,7
Haut	38,4
Obere Atemwege	1523,4
Lymphknoten	84,5
Muskelgewebe	84,5
Mundschleimhaut	1827,6

Tabelle 19: Effektive Dosis der Messung 6 in μSv , berechnet aus den Organdosens nach den Vorgaben der International Commission on Radiological Protection (ICRP) für die unterschiedlichen Wichtungsfaktoren der ICRP 60 und ICRP 103 Veröffentlichung.

Wichtungsfaktoren	Effektive Dosis (μSv)
ICRP 60	25,6
ICRP 103	67,6

3.1.7 Ergebnisse Messung 7

Es folgen die Ergebnisse der Messung 7 mit einem Volumen von 16 x 4 cm im Oberkiefer, 0,3 mm Voxelgröße, 8,9 s / 3,7 s Umlauf- und Expositionszeit, 120 kV Röhrenspannung und 5 mA Röhrenstromstärke.

Tabelle 20: Organdosen der Messung 7 (μSv) für die gemessenen Organe/Gewebe.

Organ / Gewebe	Organdosis (μSv)
Knochenmark	25,9
Ösophagus	10,9
Schilddrüse	89,3
Knochenoberfläche	51,6
Gehirn	134,7
Speicheldrüsen	746,2
Haut	14,7
Obere Atemwege	760,4
Lymphknoten	42,2
Muskelgewebe	42,2
Mundschleimhaut	914,1

Tabelle 21: Effektive Dosis der Messung 7 in μSv , berechnet aus den Organdosen nach den Vorgaben der International Commission on Radiological Protection (ICRP) für die unterschiedlichen Wichtungsfaktoren der ICRP 60 und ICRP 103 Veröffentlichung.

Wichtungsfaktoren	Effektive Dosis (μSv)
ICRP 60	12,3
ICRP 103	32,8

3.1.8 Ergebnisse Messung 8

Es folgen die Ergebnisse der Messung 8 mit einem Volumen von 16 x 4 cm im Unterkiefer, 0,125 mm Voxelgröße, 26,9 s / 7,4 s Umlauf- und Expositionszeit, 120 kV Röhrenspannung und 5 mA Röhrenstromstärke.

Tabelle 22: Organdosens der Messung 8 (μSv) für die gemessenen Organe/Gewebe.

Organ / Gewebe	Organdosis (μSv)
Knochenmark	55,3
Ösophagus	42,9
Schilddrüse	353,3
Knochenoberfläche	110,3
Gehirn	261,3
Speicheldrüsen	1496,9
Haut	40,3
Obere Atemwege	1649,9
Lymphknoten	93,7
Muskelgewebe	93,7
Mundschleimhaut	2032,0

Tabelle 23: Effektive Dosis der Messung 8 in μSv , berechnet aus den Organdosens nach den Vorgaben der International Commission on Radiological Protection (ICRP) für die unterschiedlichen Wichtungsfaktoren der ICRP 60 und ICRP 103 Veröffentlichung.

Wichtungsfaktoren	Effektive Dosis (μSv)
ICRP 60	29,2
ICRP 103	76,3

3.1.9 Ergebnisse Messung 9

Es folgen die Ergebnisse der Messung 9 mit einem Volumen von 16 x 4 cm im Unterkiefer, 0,3 mm Voxelgröße, 8,9 s / 3,7 s Umlauf- und Expositionszeit, 120 kV Röhrenspannung und 5 mA Röhrenstromstärke.

Tabelle 24: Organdosens der Messung 9 (μSv) für die gemessenen Organe/Gewebe.

Organ / Gewebe	Organdosis (μSv)
Knochenmark	28,1
Ösophagus	20,3
Schilddrüse	172,0
Knochenoberfläche	56,1
Gehirn	68,0
Speicheldrüsen	733,3
Haut	21,0
Obere Atemwege	827,0
Lymphknoten	47,1
Muskelgewebe	47,1
Mundschleimhaut	1016,6

Tabelle 25: Effektive Dosis der Messung 9 in μSv , berechnet aus den Organdosens nach den Vorgaben der International Commission on Radiological Protection (ICRP) für die unterschiedlichen Wichtungsfaktoren der ICRP 60 und ICRP 103 Veröffentlichung.

Wichtungsfaktoren	Effektive Dosis (μSv)
ICRP 60	14,3
ICRP 103	37,7

3.1.10 Ergebnisse Messung 10

Es folgen die Ergebnisse der Messung 10 mit einem Volumen von 8 x 8 cm, 0,125 mm Voxelgröße, 26,9 s / 7,4 s Umlauf- und Expositionszeit, 120 kV Röhrenspannung und 5 mA Röhrenstromstärke.

Tabelle 26: Organdosen der Messung 10 (μSv) für die gemessenen Organe/Gewebe.

Organ / Gewebe	Organdosis (μSv)
Knochenmark	38,4
Ösophagus	55,5
Schilddrüse	761,4
Knochenoberfläche	76,7
Gehirn	245,3
Speicheldrüsen	2958,2
Haut	36,0
Obere Atemwege	2276,0
Lymphknoten	128,4
Muskelgewebe	128,4
Mundschleimhaut	3065,2

Tabelle 27: Effektive Dosis der Messung 10 in μSv , berechnet aus den Organdosen nach den Vorgaben der International Commission on Radiological Protection (ICRP) für die unterschiedlichen Wichtungsfaktoren der ICRP 60 und ICRP 103 Veröffentlichung.

Wichtungsfaktoren	Effektive Dosis (μSv)
ICRP 60	48,4
ICRP 103	122,1

3.1.11 Ergebnisse Messung 11

Es folgen die Ergebnisse der Messung 11 mit einem Volumen von 8 x 8 cm, 0,3 mm Voxelgröße, 8,9 s / 3,7 s Umlauf- und Expositionszeit, 120 kV Röhrenspannung und 5 mA Röhrenstromstärke.

Tabelle 28: Organdosen der Messung 11 (μSv) für die gemessenen Organe/Gewebe.

Organ / Gewebe	Organdosis (μSv)
Knochenmark	19,9
Ösophagus	31,2
Schilddrüse	345,4
Knochenoberfläche	39,7
Gehirn	136,0
Speicheldrüsen	1559,6
Haut	18,4
Obere Atemwege	1166,9
Lymphknoten	65,7
Muskelgewebe	65,7
Mundschleimhaut	1581,6

Tabelle 29: Effektive Dosis der Messung 11 in μSv , berechnet aus den Organdosen nach den Vorgaben der International Commission on Radiological Protection (ICRP) für die unterschiedlichen Wichtungsfaktoren der ICRP 60 und ICRP 103 Veröffentlichung.

Wichtungsfaktoren	Effektive Dosis (μSv)
ICRP 60	22,8
ICRP 103	61,6

3.2 KaVo Pan eXam Plus 3D

3.2.1 Ergebnisse Messung 12

Es folgen die Ergebnisse der Messung 12 mit einem Volumen von 6,1 x 7,8 cm Pre-Scan, 0,04 s Expositionszeit, 90 kV Röhrenspannung und 13 mA Röhrenstromstärke.

Tabelle 30: Organdosen der Messung 12 (μSv) für die gemessenen Organe/Gewebe.

Organ / Gewebe	Organdosis (μSv)
Knochenmark	0,5
Ösophagus	0,6
Schilddrüse	6,0
Knochenoberfläche	1,5
Gehirn	2,0
Speicheldrüsen	26,5
Haut	0,2
Obere Atemwege	22,1
Lymphknoten	1,3
Muskelgewebe	1,3
Mundschleimhaut	29,8

Tabelle 31: Effektive Dosis der Messung 12 in μSv , berechnet aus den Organdosen nach den Vorgaben der International Commission on Radiological Protection (ICRP) für die unterschiedlichen Wichtungsfaktoren der ICRP 60 und ICRP 103 Veröffentlichung.

Wichtungsfaktoren	Effektive Dosis (μSv)
ICRP 60	0,4
ICRP 103	1,1

3.2.2 Ergebnisse Messung 13

Es folgen die Ergebnisse der Messung 13 mit einem Volumen von 6,1 x 4,1 cm im Oberkiefer, 0,2 mm Voxelgröße, 10,1 s / 2,3 s Umlauf- und Expositionszeit, 90 kV Röhrenspannung und 10 mA Röhrenstromstärke.

Tabelle 32: Organdosens der Messung 13 (μSv) für die gemessenen Organe/Gewebe.

Organ / Gewebe	Organdosis (μSv)
Knochenmark	22,8
Ösophagus	8,3
Schilddrüse	98,8
Knochenoberfläche	73,7
Gehirn	98,8
Speicheldrüsen	1115,0
Haut	30,8
Obere Atemwege	894,2
Lymphknoten	50,0
Muskelgewebe	50,0
Mundschleimhaut	1156,1

Tabelle 33: Effektive Dosis der Messung 13 in μSv , berechnet aus den Organdosens nach den Vorgaben der International Commission on Radiological Protection (ICRP) für die unterschiedlichen Wichtungsfaktoren der ICRP 60 und ICRP 103 Veröffentlichung.

Wichtungsfaktoren	Effektive Dosis (μSv)
ICRP 60	11,7
ICRP 103	40,2

3.2.3 Ergebnisse Messung 14

Es folgen die Ergebnisse der Messung 14 mit einem Volumen von 6,1 x 4,1 cm im Oberkiefer, 0,133 mm Voxelgröße, 10,1 s / 6,1 s Umlauf- und Expositionszeit, 90 kV Röhrenspannung und 8 mA Röhrenstromstärke.

Tabelle 34: Organdosen der Messung 14 (μSv) für die gemessenen Organe/Gewebe.

Organ / Gewebe	Organdosis (μSv)
Knochenmark	44,4
Ösophagus	21,1
Schilddrüse	191,1
Knochenoberfläche	143,4
Gehirn	221,0
Speicheldrüsen	2211,3
Haut	64,2
Obere Atemwege	1744,4
Lymphknoten	97,4
Muskelgewebe	97,4
Mundschleimhaut	2239,7

Tabelle 35: Effektive Dosis der Messung 14 in μSv , berechnet aus den Organdosen nach den Vorgaben der International Commission on Radiological Protection (ICRP) für die unterschiedlichen Wichtungsfaktoren der ICRP 60 und ICRP 103 Veröffentlichung.

Wichtungsfaktoren	Effektive Dosis (μSv)
ICRP 60	23,8
ICRP 103	79,2

3.2.4 Ergebnisse Messung 15

Es folgen die Ergebnisse der Messung 15 mit einem Volumen von 6,1 x 4,1 cm im Unterkiefer, 0,2 mm Voxelgröße, 10,1 s / 2,3 s Umlauf- und Expositionszeit, 90 kV Röhrenspannung und 10 mA Röhrenstromstärke.

Tabelle 36: Organdosen der Messung 15 (μSv) für die gemessenen Organe/Gewebe.

Organ / Gewebe	Organdosis (μSv)
Knochenmark	18,8
Ösophagus	28,9
Schilddrüse	312,0
Knochenoberfläche	60,9
Gehirn	89,7
Speicheldrüsen	1112,8
Haut	26,6
Obere Atemwege	903,1
Lymphknoten	51,6
Muskelgewebe	51,6
Mundschleimhaut	1198,6

Tabelle 37: Effektive Dosis der Messung 15 in μSv , berechnet aus den Organdosen nach den Vorgaben der International Commission on Radiological Protection (ICRP) für die unterschiedlichen Wichtungsfaktoren der ICRP 60 und ICRP 103 Veröffentlichung.

Wichtungsfaktoren	Effektive Dosis (μSv)
ICRP 60	20,9
ICRP 103	49,3

3.2.5 Ergebnisse Messung 16

Es folgen die Ergebnisse der Messung 16 mit einem Volumen von 6,1 x 4,1 cm im Unterkiefer, 0,133 mm Voxelgröße, 10,1 s / 6,1 s Umlauf- und Expositionszeit, 90 kV Röhrenspannung und 8 mA Röhrenstromstärke.

Tabelle 38: Organdosen der Messung 16 (μSv) für die gemessenen Organe/Gewebe.

Organ / Gewebe	Organdosis (μSv)
Knochenmark	25,2
Ösophagus	75,1
Schilddrüse	786,5
Knochenoberfläche	81,4
Gehirn	133,9
Speicheldrüsen	2745,2
Haut	61,5
Obere Atemwege	2020,2
Lymphknoten	115,7
Muskelgewebe	115,7
Mundschleimhaut	2798,2

Tabelle 39: Effektive Dosis der Messung 16 in μSv , berechnet aus den Organdosen nach den Vorgaben der International Commission on Radiological Protection (ICRP) für die unterschiedlichen Wichtungsfaktoren der ICRP 60 und ICRP 103 Veröffentlichung.

Wichtungsfaktoren	Effektive Dosis (μSv)
ICRP 60	48,8
ICRP 103	114,8

3.2.6 Ergebnisse Messung 17

Es folgen die Ergebnisse der Messung 17 mit einem Volumen von 6,1 x 7,8 cm im Oberkiefer, 0,3 mm Voxelgröße, 20,1 s / 4,7 s Umlauf- und Expositionszeit, 90 kV Röhrenspannung und 10 mA Röhrenstromstärke.

Tabelle 40: Organdosen der Messung 17 (μSv) für die gemessenen Organe/Gewebe, aufgeteilt nach den beiden Messdurchgängen M1 und M2 unter Angabe der prozentualen Abweichung.

Organ / Gewebe	Organdosis M1(μSv)	Organdosis M2 (μSv)	Abweichung (%)
Knochenmark	49,1	49,5	0,8
Ösophagus	22,6	28,1	24,3
Schilddrüse	202,8	199,7	- 1,5
Knochenoberfläche	158,7	160,1	0,9
Gehirn	308,1	292,5	- 5,1
Speicheldrüsen	2048,8	1989,0	- 2,9
Haut	54,2	52,0	- 4,1
Obere Atemwege	1773,9	1766,4	- 0,4
Lymphknoten	97,7	98,3	0,6
Muskelgewebe	97,7	98,3	0,6
Mundschleimhaut	2217,8	2212,6	- 0,2

Tabelle 41: Effektive Dosis der Messung 17 in μSv , berechnet aus den Organdosen nach den Vorgaben der International Commission on Radiological Protection (ICRP) für die unterschiedlichen Wichtungsfaktoren der ICRP 60 und ICRP 103 Veröffentlichung und aufgeteilt nach den beiden Messdurchgängen M1 und M2 unter Angabe der prozentualen Abweichung und dem Mittelwert der effektiven Dosis.

	ICRP 60	ICRP 103
Effektive Dosis M1 (μSv)	27,3	79,6
Effektive Dosis M2 (μSv)	27,4	78,9
Abweichung (%)	0,4	- 0,9
Mittelwert Effektive Dosis (μSv)	27,4	79,3

3.2.7 Ergebnisse Messung 18

Es folgen die Ergebnisse der Messung 18 mit einem Volumen von 6,1 x 7,8 cm im Oberkiefer, 0,2 mm Voxelgröße, 20,1 s / 12,6 s Umlauf- und Expositionszeit, 90 kV Röhrenspannung und 6,3 mA Röhrenstromstärke.

Tabelle 42: Organdosen der Messung 18 (μSv) für die gemessenen Organe/Gewebe.

Organ / Gewebe	Organdosis (μSv)
Knochenmark	77,8
Ösophagus	32,0
Schilddrüse	262,6
Knochenoberfläche	251,4
Gehirn	404,3
Speicheldrüsen	3280,8
Haut	83,2
Obere Atemwege	2876,9
Lymphknoten	159,6
Muskelgewebe	159,6
Mundschleimhaut	3623,2

Tabelle 43: Effektive Dosis der Messung 18 in μSv , berechnet aus den Organdosen nach den Vorgaben der International Commission on Radiological Protection (ICRP) für die unterschiedlichen Wichtungsfaktoren der ICRP 60 und ICRP 103 Veröffentlichung.

Wichtungsfaktoren	Effektive Dosis (μSv)
ICRP 60	38,0
ICRP 103	124,9

3.2.8 Ergebnisse Messung 19

Es folgen die Ergebnisse der Messung 19 mit einem Volumen von 6,1 x 7,8 cm im Unterkiefer, 0,3 mm Voxelgröße, 20,1 s / 4,7 s Umlauf- und Expositionszeit, 90 kV Röhrenspannung und 10 mA Röhrenstromstärke.

Tabelle 44: Organdosen der Messung 19 (μSv) für die gemessenen Organe/Gewebe.

Organ / Gewebe	Organdosis (μSv)
Knochenmark	27,4
Ösophagus	67,3
Schilddrüse	601,9
Knochenoberfläche	88,5
Gehirn	111,8
Speicheldrüsen	2809,3
Haut	52,2
Obere Atemwege	2080,2
Lymphknoten	119,7
Muskelgewebe	119,7
Mundschleimhaut	2925,9

Tabelle 45: Effektive Dosis der Messung 19 in μSv , berechnet aus den Organdosen nach den Vorgaben der International Commission on Radiological Protection (ICRP) für die unterschiedlichen Wichtungsfaktoren der ICRP 60 und ICRP 103 Veröffentlichung.

Wichtungsfaktoren	Effektive Dosis (μSv)
ICRP 60	39,3
ICRP 103	109,6

3.2.9 Ergebnisse Messung 20

Es folgen die Ergebnisse der Messung 20 mit einem Volumen von $6,1 \times 7,8$ UK cm im Unterkiefer, 0,2 mm Voxelgröße, 20,1 s / 12,6 s Umlauf- und Expositionszeit, 90 kV Röhrenspannung und 6,3 mA Röhrenstromstärke.

Tabelle 46: Organdosen der Messung 20 (μSv) für die gemessenen Organe/Gewebe.

Organ / Gewebe	Organdosis (μSv)
Knochenmark	41,0
Ösophagus	106,6
Schilddrüse	1082,9
Knochenoberfläche	132,6
Gehirn	182,0
Speicheldrüsen	4767,5
Haut	80,4
Obere Atemwege	3384,8
Lymphknoten	194,8
Muskelgewebe	194,8
Mundschleimhaut	4769,8

Tabelle 47: Effektive Dosis der Messung 20 in μSv , berechnet aus den Organdosen nach den Vorgaben der International Commission on Radiological Protection (ICRP) für die unterschiedlichen Wichtungsfaktoren der ICRP 60 und ICRP 103 Veröffentlichung.

Wichtungsfaktoren	Effektive Dosis (μSv)
ICRP 60	68,4
ICRP 103	183,7

3.3 Vergleich der Dosiswerte nach ICRP 60 und ICRP 103

Tabelle 48: Prozentuale Abweichungen der effektiven Dosis (E) zwischen der Berechnung nach den Wichtungsfaktoren der ICRP 60 und ICRP 103 Veröffentlichung der International Commission on Radiological Protection (ICRP) für die Messungen 1-20.

Messung	E ICRP 60 (μSv)	E ICRP 103 (μSv)	Abweichung %
1	1,7	3,1	82,4
2	56,4	72,0	27,7
3	62,7	106,7	70,2
4	67,6	169,8	151,2
5	18,4	44,5	141,8
6	25,6	67,6	164,1
7	12,3	32,8	166,7
8	29,2	76,3	161,3
9	14,3	37,7	163,6
10	48,4	122,1	152,3
11	22,8	61,6	170,2
12	0,4	1,1	175,0
13	11,7	40,2	243,6
14	23,8	79,2	232,8
15	20,9	49,3	135,9
16	48,8	114,8	135,2
17	27,4	79,3	189,4
18	38,0	124,9	228,7
19	39,3	109,6	178,9
20	68,4	183,7	168,6

3.4 Vergleich der Dosiswerte mit Messergebnissen aus der Literatur

3.4.1 Vergleich der Messungen am 3D eXam

Tabelle 49: Vergleich der effektiven Dosis E von Messung 2 (Volumen 23x17 cm mit 0,4 mm Voxelgröße) mit Messergebnissen von Ludlow und Ivanovic aus 2008 unter Angabe der prozentualen Abweichung.

ICRP	E Messung 2 (μSv)	E Ludlow und Ivanovic (μSv)	Abweichung %
60	56,4	37,0	- 34,4
103	72,0	74,0	2,8

Quelle der Messwerte: (Ludlow und Ivanovic 2008)

Tabelle 50: Vergleich der Organdosen (μSv) von Messung 2 (Volumen 23x17 cm mit 0,4 mm Voxelgröße) mit den Messergebnissen von Ludlow und Ivanovic aus 2008.

Organ / Gewebe	Messung 2 (μSv)	Ludlow und Ivanovic (μSv)
Knochenmark	41,0	147,0
Ösophagus	35,5	33,0
Schilddrüse	360,8	183,0
Knochenoberfläche	81,9	294,0
Gehirn	1202,8	950,0
Speicheldrüsen	1010,4	1250,0
Haut	58,0	52,0
Obere Atemwege	1327,6	1083,0
Lymphknoten	66,6	54,0
Muskelgewebe	66,6	54,0
Mundschleimhaut	1541,9	1226,0

Quelle der Messwerte: (Ludlow und Ivanovic 2008)

3.4.2 Vergleich der Messungen am Pan eXam Plus

Tabelle 51: Vergleich der effektiven Dosis E (μSv) von Messung 13-20 mit Messergebnissen von Ludlow aus 2011, berechnet nach den Vorgaben der International Commission on Radiological Protection (ICRP) mit den ICRP 103 Wichtungsfaktoren unter Angabe der prozentualen Abweichung.

Messung	E Messung 2 (μSv)	E Ludlow (μSv)	Abweichung %
13	40,2	21,0	- 47,8
14	79,2	44,0	- 44,4
15	49,3	31,0	- 37,1
16	114,8	64,0	- 44,3
17	79,3	60,0	- 24,3
18	124,9	97,0	- 22,3
19	109,6	93,0	- 15,1
20	183,7	151,0	- 17,8

Quelle der Messwerte: (Ludlow 2011)

4 Diskussion der Messergebnisse

Die Messergebnisse variieren durch die unterschiedlichen Volumen-, Zeit- und Auflösungseinstellungen deutlich. Für das 3D eXam reichen die Ergebnisse von $3,1 \mu\text{Sv}$ bis $169,8 \mu\text{Sv}$, für das Pan eXam Plus 3D von $1,1 \mu\text{Sv}$ bis $183,7 \mu\text{Sv}$, jeweils nach ICRP 103 Wichtungsfaktoren. Die nachfolgend diskutierten Ergebnisse beziehen sich alle auf die ICRP 103 Gewichtung, wenn dies nicht anders erwähnt ist. Auf die Unterschiede und Abweichungen der Messergebnisse zwischen ICRP 103 und ICRP 60 Wichtungsfaktoren wird in Abschnitt 4.4 auf Seite 65 gesondert eingegangen.

4.1 Prozentuale Abweichung zwischen den Messungen

Zur Berechnung der prozentualen Abweichung zwischen den Messungen wurden Messung 4 (23×17 , $0,4$ Voxel) und Messung 17 ($6,1 \times 7,8$ OK, $0,3$ Voxel) jeweils zweimal durchgeführt, wie bereits in Abschnitt 2.2.3 auf Seite 19 beschrieben. Die Ergebnisse für Messung 4 sind auf Seite 38, die Ergebnisse für Messung 17 auf Seite 51 zu finden.

Die Berechnung der effektiven Dosis für Messung 4 ergab im ersten Durchgang (M1) $66,2 \mu\text{Sv}$ (ICRP 60) bzw. $167,0 \mu\text{Sv}$ (ICRP 103), im zweiten Durchgang (M2) $69,0 \mu\text{Sv}$ (ICRP 60) bzw. $172,5 \mu\text{Sv}$. Somit beträgt die Abweichung nach ICRP 60 $4,2\%$ und nach ICRP 103 $3,3\%$. Bei Messung 17 wurde im ersten Durchgang (M1) eine effektive Dosis von $27,3 \mu\text{Sv}$ (ICRP 60) bzw. $79,6 \mu\text{Sv}$ (ICRP 103), im zweiten Durchgang (M2) eine effektive Dosis von $27,4 \mu\text{Sv}$ (ICRP 60) bzw. $78,9 \mu\text{Sv}$ (ICRP 103) berechnet. Hierfür beträgt die Abweichung nach ICRP 60 $0,4\%$ und nach ICRP 103 $0,9\%$.

Ein Blick auf die zur Berechnung der effektiven Dosis verwendeten Organdosen zeigt bei Messung 4 eine Spanne von $0,0$ – $9,2\%$ ($3,6\%$ gemittelt) und bei Messung 17 eine Spanne von $0,2$ – $24,1\%$ ($3,8\%$ gemittelt). Siehe hierzu für Messung 4 Tabelle 14 auf Seite 38 bzw. Tabelle 40 auf Seite 51 für Messung 17. Es ist auffällig, dass es sich bei den Organdosen mit den höchsten Abweichungen zwischen den beiden Messdurchgängen sowohl bei Messung 4 als auch bei Messung 17 um die gleichen Organe handelt:

Hierzu gehören der Ösophagus (8 % bzw. 24,3 %), die Schilddrüse (6,2 % bzw. 1,5 %), das Gehirn (9,2 % bzw. 5,1 %), die Speicheldrüsen (4,6 % bzw. 2,9 %) und die Haut (5,2 % bzw. 4,1 %). Die Abweichung bei der Organdosis des Ösophagus ist besonders auffällig. Hierbei muss berücksichtigt werden, dass diesem für die Berechnung nur eine TLD-Messposition zu Grunde liegt. Alle anderen Organdosen werden aus mehreren Messstellen berechnet. Dadurch hat eine Variabilität auf diesem einen Detektor eine viel größere Auswirkung auf Abweichungen der Organdosis als das beispielsweise bei den Organdosen des Knochenmarks, der Knochenoberfläche, der oberen Atemwege, der Lymphknoten, der Muskelgewebe oder der Mundschleimhaut der Fall ist. Die Abweichungen dieser Organdosen sind daher mit 1,1 % bei Messung 4 und 0,6 % bei Messung 17 im Durchschnitt sehr gering. Für die größeren Abweichungen bei den Organdosen des Gehirns und der Schilddrüse, die aus nur 2 Messstellen berechnet werden, verhält es sich ähnlich, wie zuvor für die Organdosis des Ösophagus beschrieben. Nicht außer Acht zu lassen ist jedoch, dass gerade bei Messung 4 auch mittlere prozentuale Abweichungen bereits bis zu 185,3 μSv ausmachen können, wie es bei der Organdosis der Speicheldrüsen mit 4062,7 μSv und 4248,0 μSv in den beiden Messdurchgängen der Fall ist. Ursache sind hier die hohen Organdosen. Bei Messung 17 fallen diese Abweichungen insgesamt geringer aus, aber auch hier haben die Speicheldrüsen mit 59,8 μSv bei 2048,8 μSv und 1989,0 μSv die größte Differenz in den beiden Messdurchgängen.

Hohe Abweichungen bei einzelnen Organdosen fallen bei der anschließenden Berechnung der effektiven Dosis deutlich geringer ins Gewicht, die für die Abschätzung der Strahlenbelastung relevant ist. Dennoch sind Abweichungen von 5,5 μSv wie in Messung 4 möglich. Ein Vergleich der Abweichungen bei den Detektoren, die direkt im Strahlenfeld positioniert waren, zu den Detektoren, die im Randbereich bzw. außerhalb des FOVs platziert waren zeigt, dass geringe Differenzen je nach Platzierung in den Ebenen des Phantomkopfes bestehen: So weisen die Dosimeter in den Ebenen auf Höhe des FOV minimal geringere Abweichungen auf, als die Dosimeter, die in den Ebenen oberhalb und unterhalb bzw. an der Grenze des FOV platziert waren. Beispielsweise zeigen die Messstellen der Unterkieferspeicheldrüsen im Randbereich des FOV deutlich größere Abweichungen, als die in der Höhe des FOV liegende Gl. Parotidea. Ein weiteres Beispiel sind die Messstellen des Knochenmarks bzw. der Knochenoberfläche: Hier haben die Dosimeter für die Kalotte größere Abweichungen als die Dosimeter für die Wirbelsäule und den Unterkiefer. Es zeigen sich jedoch keine Unterschiede bei den

Abweichungen der Detektoren, die in den Bohrungen innerhalb des Phantomkopfes platziert waren, zu den Detektoren, die an der Oberfläche des Kopfes fixiert waren. Als eine Hauptursache ist sicherlich die Unsicherheit von 16 % anzusehen, die im Zuge der TLD-Messung und Auswertung vom KIT angegeben wird. Siehe hierzu auch Abschnitt 2.2.4 auf Seite 24. Kleine Variabilitäten bei der Platzierung der Dosimeter durch die Verpackung in PE-Folie im Bereich von maximal 3 mm können ebenfalls eine Ursache sein. Die identische Phantomposition an sich wurde durch die eindeutige Positionierung des Kopfes auf dem Stativ und den direkt hintereinander folgenden Messungen ohne Änderung der Stativposition sichergestellt und kommt somit nicht als Fehlerquelle in Frage.

4.2 Abhängigkeit von Auflösung und Expositionszeit

Die bei höherer Auflösung benötigte größere Anzahl an Einzelbildern bzw. Frames geht immer mit einer Erhöhung der Expositionszeit einher. Bei unveränderter Röhrenstromstärke (mA) erhöhen sich damit die applizierten mAs. Bei gleichem FOV lässt sich bei den durchgeführten Messungen nahezu eine Linearität zwischen mAs und der erhaltenen effektiven Dosis feststellen: Für das 3D eXam soll hierfür Messung 6 (16 x 4 OK, 0,125 Voxel) und 7 (16 x 4 OK, 0,3 Voxel) als Beispiel dienen: Die erhöhte Auflösung von 0,3 auf 0,125 Voxel mit einer Verdopplung von 18,54 mAs auf 37,07 mAs zeigt auch nahezu eine Verdopplung der effektiven Dosis von 32,8 μ Sv auf 67,6 μ Sv. Ähnlich verhält es sich für die Messungen 4/5 (16 x 8, 0,25 Voxel/ 16 x 8, 0,3 Voxel), 8/9 (16 x 4 UK, 0,125 Voxel/ 16 x 4 UK, 0,3 Voxel) und 10/11 (8 x 8, 0,125 Voxel/ 8 x 8, 0,3 Voxel). Gleiches gilt auch für die Messergebnisse des Pan eXam Plus: Eine Erhöhung der Auflösung von 0,2 auf 0,133 Voxel mit 48,8 mAs statt 23 mAs führt in etwa zu einer Verdopplung der effektiven Dosis von 40,2 μ Sv auf 79,3 μ Sv bei Messung 13 (6,1 x 4,1 OK, 0,2 Voxel) bzw. 14 (6,1 x 4,1 OK, 0,133 Voxel). Dies gilt, berücksichtigt man den entsprechenden Faktor bei der Änderung der mAs, auch für die restlichen Messpaarung 15/16 (6,1 x 4,1 UK, 0,2 Voxel/ 6,1 x 4,1 UK, 0,133 Voxel), 17/18 (6,1 x 7,8 OK, 0,3 Voxel/ 6,1 x 7,8 OK, 0,2 Voxel) und 19/20 (6,1 x 7,8 UK, 0,3 Voxel/ 6,1 x 7,8 UK, 0,2 Voxel) des Pan eXam Plus. Die bisher genannten Werte sind alle auf die Berechnung der effektiven Dosis nach den ICRP 103 Wichtungsfaktoren bezogen. Betrachtet man die effektive Dosis nach ICRP 60 Wichtungsfaktoren, ist näherungs-

weise diese Linearität jedoch in gleicher Weise vorhanden: Bei Messung 8 (16 x 4 UK, 0,125 Voxel) und 9 (16 x 4 UK, 0,3 Voxel) zum Beispiel, verdoppelt sich die effektive Dosis von 14,3 μSv bei 0,3 Voxel auf 29,2 μSv bei 0,125 Voxel, bei Messung 10 (8 x 8, 0,125 Voxel) und 11 (8 x 8, 0,3 Voxel) gibt es eine Steigerung um Faktor 2,1 von 22,8 μSv bei 0,3 Voxel auf 48,4 μSv bei 0,125 Voxel, jeweils mit einer Verdoppelung der mAs von 18,54 mAs auf 37,07 mAs.

Eine Besonderheit bietet Messung 4 im Vergleich zu Messung 5: Beide Messungen decken ein Volumen von 16 x 8 cm ab, bei Messung 5 handelt es sich allerdings um einen Halbseiten-Scan, im Gegensatz zu den anderen Messungen, bei denen es sich um 360°-Scans handelt. Beim Halbseiten-Scan wird nur ein halber Umlauf um den Patienten durchgeführt. Entsprechend hat die Aufnahme nur 160 Frames, eine Umlauf- bzw. Expositionszeit von 4,8 bzw. 2 Sekunden und somit 10 mAs bei 0,3 Voxel. Dadurch ergibt sich eine geringe Strahlenbelastung mit einer effektiven Dosis von 44,5 μSv . Messung 4 mit 37,07 mAs, 7,4 s Expositionszeit und 600 Frames hat nahezu die vierfache effektive Dosis von 169,8 μSv bei gering erhöhter Auflösung von 0,25 Voxel. Hierbei muss jedoch beachtet werden, dass Halbseiten-Scans eine schlechtere Bildqualität als 360°-Scans aufweisen. Eine ähnliche Verhältnismäßigkeit wie bei der effektiven Dosis zu den eingestellten mAs ist bei den Organdosen nicht immer festzustellen. Hier variieren die Ergebnisse im Verhältnis zur Änderung der mAs deutlicher. Eine Regelmäßigkeit der Änderungen bestimmter Organdosen über alle Messungen ist nicht festzustellen.

Eine Ausnahme zu den anderen Messungen bilden Messung 2 und 3. Trotz unterschiedlichen Volumen und Auflösungen mit 23 x 17 cm mit 0,4 Voxel bei Messung 2 und 16 x 13 cm mit 0,3 Voxel bei Messung 3, wurden beide mit der selben Expositionszeit von 3,7 s und mit 18,54 mAs erstellt. Trotz größerem Volumen fällt die effektive Dosis von Messung 2 mit 72,0 μSv im Vergleich zu Messung 3 mit 106,7 μSv deutlich geringer aus. Die Ursache liegt im Aufnahmeverfahren des 3D eXam, das das größte Volumen aus zwei Halbseitenaufnahmen erzeugt. Dadurch findet bei gleicher Expositionszeit eine geringere Bestrahlung an gleicher Stelle statt. An den Positionen der TLDs kam also eine geringere Dosis an. Betrachtet man die Organdosen, so scheint dieser Effekt nur auf das Knochenmark und die Knochenoberfläche nahezu keine Auswirkung zu haben, da hier die Dosis von 41,0 μSv auf 43,0 μSv bzw. von 81,9 μSv auf 85,8 μSv kaum anstieg. Die anderen Organdosen hingegen steigern sich um mindestens Faktor 1,5 für die Mundschleimhaut bis zu Faktor 2,3 für die Speicheldrüsen. Lediglich die Orgando-

sis des Gehirns weicht von dieser Regel ab, da die verantwortlichen Detektoren durch die obere der beiden Halbseitenaufnahmen stärker bestrahlt wurden. Die Organdosis des Gehirns mit 1202,8 μSv bei Messung 2 ist damit um den Faktor 1,4 höher als bei Messung 3 mit 864,0 μSv . Siehe hierzu die Tabellen 10 und 12 auf Seite 36 bzw. 37.

4.3 Abhängigkeit von Volumen und Position

Nach den Messergebnissen führt ein nur größeres Volumen nicht automatisch zu einer höheren effektiven Dosis. Bei gleichen Messparametern, also gleicher Auflösung, Expositionszeit, kV-, mA- und mAs-Einstellung, hat das Volumen und dessen Positionierung allerdings einen erheblichen Einfluss auf die effektive Dosis. Dies ist vor allem davon abhängig, ob Organe mit hohem Wichtungsfaktor im Field of View liegen oder durch Verschiebung des Volumens oder Kollimierung ausgegrenzt werden können. Besonders auffällig ist dies bei den Messpaarungen, die bei gleichen Parametern und gleichem Volumen sowohl für den Oberkiefer, als auch für den Unterkiefer angefertigt wurden. Vor allem die einzeln und stark gewichtete Organdosis der Schilddrüse mit Faktor 0,04 lässt die effektive Dosis der Unterkieferaufnahme immer gegenüber der vergleichbaren Oberkieferaufnahme ansteigen, deren FOV erheblich weiter von der Schilddrüse entfernt ist. Beispiele hierfür sind die Messpaarungen 6/8 (16 x 4 OK, 0,125 Voxel/ 16 x 4 UK, 0,125 Voxel) mit 67,6 μSv (OK) zu 76,3 μSv (UK) und 7/9 (16 x 4 OK, 0,3 Voxel/ 16 x 4 UK, 0,3 Voxel) mit 32,8 μSv (OK) zu 37,7 μSv (UK) beim 3D eXam. Beim Pan eXam Plus die Messpaarungen 13/15 (6,1 x 4,1 OK, 0,2 Voxel/ 6,1 x 4,1 UK, 0,2 Voxel) mit 40,2 μSv (OK) zu 49,3 μSv (UK), 14/16 (6,1 x 4,1 OK, 0,133 Voxel/ 6,1 x 4,1 UK, 0,133 Voxel) mit 79,3 μSv (OK) zu 114,7 μSv (UK), 17/19 (6,1 x 7,8 OK, 0,3 Voxel/ 6,1 x 7,8 UK, 0,3 Voxel) mit 79,3 μSv (OK) zu 109,6 μSv (UK) und 18/20 (6,1 x 7,8 OK, 0,2 Voxel/ 6,1 x 7,8 UK, 0,2 Voxel) mit 124,9 μSv (OK) zu 183,7 μSv (UK). Betrachtet man nun die Organdosen von Messung 7 (16 x 4 OK, 0,3 Voxel) und 9 (16 x 4 UK, 0,3 Voxel) exemplarisch für die Messpaarungen des 3D eXam, so hat das Gehirn mit 134,7 μSv im OK bei Messung 7 im Gegensatz zu 68,0 μSv im UK bei Messung 9 eine höhere Organdosis auf Grund des näher liegenden FOV zu den Messpunkten der Hypophyse und des Mittelhirns. Die Organdosis der Speicheldrüsen ist im OK verglichen zum UK mit 746,2 μSv für Messung 7 und 733,3 μSv für Messung 9 nahezu gleich geblieben. Hier wird die erhöhte Dosis der Gl. Parotidea bei der Oberkieferaufnahme

durch die erhöhte Dosis der Gl. Submandibularis und Gl. Sublingualis bei der Unterkieferaufnahme wieder ausgeglichen. Die Schilddrüse zeigt bei Messung 9 eine erwartete Erhöhung der Organdosis um Faktor 1,9 von 89,3 μSv auf 172,0 μSv im Vergleich zur Oberkieferaufnahme bei 7, wie bereits oben beschrieben. Gleiches gilt für die Organdosis des Ösophagus, die von 10,9 μSv in Messung 7 auf 20,3 μSv bei Messung 9 wegen der Nähe des Messpunktes 24 zum FOV erhöht ist. Bei den anderen Organdosen ist ebenfalls eine leichte Erhöhung festzustellen, die von Faktor 1,1 beim Knochenmark, der Knochenoberfläche, den oberen Atemwegen, den Lymphknoten, dem Muskelgewebe und der Mundschleimhaut bis zu Faktor 1,4 bei der Organdosis der Haut reicht. Die Änderungsfaktoren sind bei der Messpaarung 6/8 (16 x 4 OK, 0,125 Voxel/ 16 x 4 UK, 0,125 Voxel) nahezu identisch. Beim Pan eXam Plus verhält es sich für die Organdosen der Schilddrüse auch wie erwartet: Diese zeigen bei allen Messpaarungen eine Erhöhung für die Unterkieferaufnahme im Vergleich zur Oberkieferaufnahme um Faktor 3 bis 3,2 bei den geringeren Auflösungen von Messpaarung 13/15 (6,1 x 4,1 OK, 0,2 Voxel/ 6,1 x 4,1 UK, 0,2 Voxel) und 17/19 (6,1 x 7,8 OK, 0,3 Voxel/ 6,1 x 7,8 UK, 0,3 Voxel). Bei den Messpaarungen 14/16 (6,1 x 4,1 OK, 0,133 Voxel/ 6,1 x 4,1 UK, 0,133 Voxel) und 18/20 (6,1 x 7,8 OK, 0,2 Voxel/ 6,1 x 7,8 UK, 0,2 Voxel) mit den höchsten Auflösungseinstellungen fällt die Erhöhung mit Faktor 4,1 noch deutlicher aus. Ähnlich verhält es sich auch bei den Organdosen des Gehirns: Wie beim 3D eXam sind diese bei den Aufnahmen im OK gegenüber denen im UK erhöht. Die Änderungen reichen von Faktor 1,1 und 1,7 bei den kleineren Volumen der Messpaarungen 13/15 bzw. 14/16 bis hin zu Faktor 2,8 (M1) und 2,6 (M2) bei Messpaarung 17/19 und Faktor 2,2 bei Messpaarung 18/20 der großen Volumen. So erhöht sich die Organdosis des Gehirns von Messung 20 im UK im Vergleich zu Messung 18 im OK beispielsweise um 222,3 μSv . Die Organdosis des Ösophagus ist ebenfalls wegen der Nähe des FOV zum Messpunkt in allen Messpaarungen um bis zu Faktor 3,6 für den UK erhöht. Anders als bei den Messungen des 3D eXam kommt es nicht zu einem Ausgleich bei der Organdosis der Speicheldrüsen zwischen den Messungen im OK und UK. Das höhere Volumen des Pan eXam Plus mit 6 cm statt 4 cm bei den Messungspaaren 6/8 und 7/9 des 3D eXam führt zu einer stärkeren Belastung der Gl. sublingualis und Gl. submandibularis, so dass die Unterkieferaufnahmen eine höhere Organdosis aufweisen: Beispielsweise bis zu Faktor 1,5 bei Messung 18 mit 3280,8 μSv verglichen mit 4767,5 μSv bei Messung 20. Bei den Organdosen des Knochenmarks und der Knochenoberfläche zeigen beim Pan

eXam Plus im Gegensatz zum 3D eXam immer die Oberkieferaufnahmen der Messpaarungen höhere Werte: Dies reicht beim Knochenmark von 18,8 μSv (UK) auf 22,8 μSv (OK) mit Faktor 1,2 bei Messpaarung 13/15 bis zu hin zu Faktor 1,9 bei Messpaarung 18/20 mit einer Erhöhung von 41,0 μSv (UK) auf 77,8 μSv (OK). Die Organdosen der Knochenoberfläche erhöhen sich ebenfalls um die eben genannten Faktoren. Grund ist der bei den Oberkieferaufnahmen stärker bestrahlte Sensor 15 der Wirbelsäule in Ebene 6, der bei den Unterkieferaufnahmen auch durch die höhere Bestrahlung der Unterkiefermesspunkte und die geringere Bestrahlung der Kalotte nicht ausgeglichen wird. Die Organdosen der Haut, der oberen Atemwege, der Lymphknoten, der Muskelgewebe und der Mundschleimhaut fallen mit einer Erhöhung um bis zu Faktor 1,3 für die Unterkiefermessungen im Vergleich zum den Oberkiefermessungen beim Pan eXam Plus minimal stärker aus als beim 3D eXam.

Für einen Vergleich der Auswirkung der Volumengröße an sich, eignen sich beim 3D eXam Messung 3 (16 x 13), 7 (16 x 4 OK), 9 (16 x 4 UK) und 11 (8 x 8) auf Grund der identischen Einstellungen mit 0,3 Voxel, 3,7 s Expositionszeit und 18,54 mAs sehr gut: So hat Messung 7 mit dem kleinsten Volumen und der geringsten Höhe von 16 x 4 cm im OK und 32,8 μSv wie erwartet die geringste effektive Dosis, gefolgt von Messung 9 mit gleichem Volumen im UK und 37,7 μSv . Der Grund für die höhere Belastung bei Unterkieferaufnahmen wurde bereits oben diskutiert. Eine weitere Zunahme der effektiven Dosis um Faktor 1,6 zeigt Messung 11 mit einem FOV von 8 x 8 cm und 61,6 μSv . Hier hat das Volumen zwar eine geringere Breite, mit 8 cm aber eine Verdopplung in der Höhe. Ein Blick auf die Organdosen im Vergleich zu Messung 9 zeigt nur für das Knochenmark, die Knochenoberfläche und die Haut eine Verringerung. Durch die geringere Volumenbreite befinden sich diese Messpunkte außerhalb des direkt bestrahlten Bereichs. Für die Organdosen des Knochenmarks und der Knochenoberfläche ist dies der Messpunkt der Wirbelsäule, für die Organdosis der Haut sind dies die Messpunkte an der rechten Wange und am hinteren linken Hals. Alle anderen Organdosen steigen um Faktor 1,4 bis Faktor 2,2 an. Dies liegt daran, dass sich die Organe und Gewebe um oder nahe der Region der beiden Kieferkämme befinden und daher vom höheren Volumen mit 8 cm im Vergleich zu Messung 9 nun abgedeckt werden oder näher zum FOV liegen: Die Organdosen der Speicheldrüsen Gl. Parotidea und Gl. Submandibularis, der Schilddrüse, des Ösophagus, des Gehirns, der oberen Atemwege, der Lymphknoten, der Muskelgewebe und der Mundschleimhaut steigen an. Bei Messung 3 ist die

Höhe des Volumens weiter auf 13 cm vergrößert und die Breite wieder auf 16 cm ausdehnt. Dementsprechend führt dies zu einer erheblichen Steigerung aller Organdosen und somit zu einer höheren effektiven Dosis von 106,7 μSv . Bei sonst konstanten Geräteeinstellungen steigt die effektive Dosis also mit einem zunehmendem FOV. Das größte gemessene Volumen mit 23 x 17 cm von Messung 2 lässt sich auf Grund der Berechnung aus zwei Halbseitenaufnahmen nicht in diese Reihe einordnen, wie bereits in Abschnitt 4.2 beschrieben.

Beim Pan eXam Plus 3D lassen sich die unterschiedlichen Volumengrößen durch die vorgegebene Änderung der Geräteeinstellungen für Voxelgröße, Expositionszeit, mA, und mAs nur schwer vergleichen. So steigt zwar bei jeder Messung im Ober- oder Unterkiefer die effektive Dosis für das größere Volumen von 6,1 x 7,8 cm im Vergleich zu 6,1 x 4,1 cm an, gleichzeitig steigen aber auch die applizierten mAs bei den niedrigeren Auflösungen (0,2 bzw. 0,3 Voxel) um Faktor 2 und bei den höheren Auflösungen (0,133 bzw. 0,2 Voxel) um Faktor 1,6. Ein Vergleich von Messung 13 (6,1 x 4,1 OK, 0,2 Voxel) mit Messung 17 (6,1 x 7,8 OK, 0,3 Voxel) beispielsweise zeigt, dass die effektive Dosis von 40,2 μSv auf 79,3 μSv beim großen Volumen ansteigt. Bei jeweils 10 mA verdoppelt sich dabei die Expositionszeit von 2,3 auf 4,7 s, die applizierten mAs steigen daher von 23 auf 47. Dies entspricht in etwa der Erhöhung der mAs für Messung 13 (6,1 x 4,1 OK, 0,2 Voxel) zu Messung 14 (6,1 x 4,1 OK, 0,133 Voxel) von 23 auf 48,8 mAs bei gleichem Volumen aber höherer Auflösung. Auch hier steigt die effektive Dosis identisch von 40,2 μSv auf 79,3 μSv . Dies spricht dafür, dass die Änderung der effektiven Dosis zwischen Messung 13 und 17 zu einem Großteil den geänderten Einstellungen der Expositionszeit, der mA und der mAs als der Volumenänderung zuzuschreiben ist, zumal es zu keiner Änderung der Volumenhöhe von 6 cm kommt und die Änderung der Volumenbreite deutlich geringer ausfällt als beispielsweise beim 3D eXam. Gleiches gilt ebenfalls für die anderen Messungen des Pan eXam Plus 3D.

4.4 Vergleich der Messergebnisse nach ICRP 103 und ICRP 60 Richtlinien

Durch die Berechnung mit unterschiedlichen Wichtungsfaktoren (siehe Abschnitt 2.2.5 auf Seite 27) unterscheidet sich die effektive Dosis erheblich bei der Berechnung nach ICRP 60 und ICRP 103. In Tabelle 48 auf Seite 55 sind die Abweichungen für alle

Messungen prozentual zusammengestellt. Diese reichen von 27,7 % bis 243,6 %, wobei auffällig ist, dass der Durchschnitt mit 157,0 % deutlich zur Obergrenze hin tendiert. Ursächlich für diese großen Abweichungen sind in erster Linie die neu hinzu gekommenen Organe bzw. Gewebe: Die Speicheldrüsen in der Gruppe der einzeln gewichteten Organe, sowie die Lymphknoten, die oberen Atemwege und die Mundschleimhaut in der Gruppe der restlichen Organe, die nun mit Faktor 0,12 auch stärker gewichtet wird. Die bei ICRP 103 geänderte Gewichtung des Gehirns in der Gruppe der einzeln gewichteten Organe spielt hingegen eine eher zu vernachlässigende Rolle. Der Ausgleich der geringeren Wichtungsfaktoren von 0,05 auf 0,04 der Schilddrüse und des Ösophagus fällt ebenfalls nur gering aus. Als Beispiel soll nun Messung 19 (6,1 x 7,8 UK, 0,3 Voxel) dienen, die 178,9 % (39,3 μ Sv nach ICRP 60 und 109,6 μ Sv nach ICRP 103) als Abweichung aufweist: Alleine die hinzugekommenen Speicheldrüsen mit einer Organdosis von 2809,3 μ Sv erhöhen die effektive Dosis für ICRP 103 nach Anwendung des Wichtungsfaktors von 0,01 um 28,1 μ Sv. Den weiteren Großteil machen die Organdosen der Lymphknoten mit 119,7 μ Sv, die oberen Atemwege mit 2080,2 μ Sv und die Mundschleimhaut mit 2925,9 μ Sv aus. Sie erhöhen die Dosis in der Gruppe der restlichen Organe von 1,2 μ Sv auf 48,9 μ Sv und somit die effektive Dosis um 47,7 μ Sv. Das einzeln gewichtete Gehirn mit einer Organdosis von 111,8 μ Sv trägt lediglich mit 1,1 μ Sv zu Erhöhung bei, anstatt 0,5 μ Sv in der Gruppe der restlichen Organe bei ICRP 60. Die Schilddrüse mit einer Organdosis von 601,9 μ Sv und der Ösophagus mit einer Organdosis von 67,3 μ Sv reduzieren die effektive Dosis durch den niedrigeren Wichtungsfaktor um 6,7 μ Sv. Dies setzt sich bei der Schilddrüse aus 24,1 μ Sv statt 30,1 μ Sv und beim Ösophagus aus nur 2,7 μ Sv statt 3,4 μ Sv zusammen. Zwar sind die zuvor angegebenen Werte auf Messung 19 bezogen, die aufgezeigten erhöhten bzw. erniedrigten Werte lassen sich jedoch auch auf die anderen Messungen übertragen.

Betrachtet man nun die Parameter der Messungen an sich, so fällt auf, dass die Messungen mit dem größten Volumen die geringsten prozentualen Abweichungen haben: Messung 2 mit 27,7 % bei einem Volumen von 23 x 17 cm und Messung 3 mit 70,2 % bei einem Volumen von 16 x 13 cm. Der Grund hierfür liegt hauptsächlich in der durch das größere Volumen erhöhten Organdosis des Gehirns, die bei Messung 2 1202,8 μ Sv und bei Messung 3 864,0 μ Sv beträgt. Nach ICRP 60 Richtlinien kommt hier durch die Splitting-Regel, wie im Abschnitt 2.2.5 auf Seite 27 beschrieben, ein Wichtungsfaktor von 0,025 für das Gehirn zum Tragen, welches nun einzeln gewichtet wird. Die Gruppe

der restlichen Organe erhält ebenfalls den Faktor 0,025. Für Messung 2 trägt somit das Gehirn nach ICRP 60 $30,1 \mu\text{Sv}$ zur effektiven Dosis bei. Die Dosis der restlichen Organe sinkt auf unwesentliche $0,2 \mu\text{Sv}$. Im Vergleich zu einer normalen Berechnung, bei der die Nebengruppe für Messung 2 mit Gehirn eine Dosis von $6,3 \mu\text{Sv}$ ergeben hätte, hat sich somit die effektive Dosis nach ICRP 60 von $32,5 \mu\text{Sv}$ auf $56,4 \mu\text{Sv}$ erhöht. Damit ist die Differenz bei der effektiven Dosis zwischen ICRP 60 und ICRP 103 um $23,9 \mu\text{Sv}$ geringer und somit auch die Abweichung. Bei anderen Messungen, bei denen ebenfalls der Wichtungsfaktor von 0,025 zu Geltung kam, fällt das Ergebnis jedoch nicht so drastisch aus, da dort die Gehirn-Organdosen nicht erhöht waren und bei ICRP 60 in der Nebengruppe nur das Gehirn bei der Höhe der Dosis besonders relevant ist. Gleiches gilt auch für den Pre-Scan in Messung 1, der mit $23 \times 17 \text{ cm}$ ebenfalls ein großes Volumen aufweist und im Vergleich zum Pre-Scan aus Messung 12 ebenfalls eine erhöhte Organdosis des Gehirns mit $36,4 \mu\text{Sv}$ aufweist. Dem entsprechend ist auch hier die prozentuale Abweichung mit $82,4 \%$ niedriger.

Die Messungen mit dem kleinsten Volumen im Oberkiefer weisen die höchsten Abweichungen zwischen ICRP 60 und ICRP 103 auf. Dies sind Messung 13 ($6,1 \times 4,1 \text{ OK}$, $0,2 \text{ Voxel}$) mit $243,6 \%$ und Messung 14 ($6,1 \times 4,1 \text{ OK}$, $0,133 \text{ Voxel}$) mit $232,8 \%$. Der Hauptgrund sind die verhältnismäßig niedrigen Werte für die Organdosis der Schilddrüse und des Ösophagus. Beide Organe wurden durch das kleine Volumen im Oberkiefer nur gering bestrahlt. Vor allem die Schilddrüse hat einen erheblichen Anteil an der effektiven Dosis nach ICRP 60, so dass, wenn diese Organdosis im Verhältnis zu den anderen oben erwähnten Organdosen, die für die Erhöhung der effektiven Dosis nach ICRP 103 bedeutend sind, gering ausfällt, auch eine große Abweichung der effektiven Dosis zwischen ICRP 60 und 103 entsteht. Vergleicht man beispielsweise Messung 13 ($6,1 \times 4,1 \text{ OK}$, $0,2 \text{ Voxel}$) mit Messung 15 ($6,1 \times 4,1 \text{ UK}$, $0,2 \text{ Voxel}$), die in Volumen, Voxelgröße und Expositionszeit identisch ist, jedoch im Unterkiefer statt im Oberkiefer angefertigt wurde, so ist die Abweichung der effektiven Dosis zwischen ICRP 60 und 103 für diese Messung mit $135,9 \%$ schon deutlich geringer. Beide Messungen haben hinsichtlich aller Organdosen sehr ähnliche Werte, bis auf die Organdosen für die Schilddrüse mit $98,8 \mu\text{Sv}$ im Vergleich zu $312,0 \mu\text{Sv}$ und den Ösophagus mit $8,3 \mu\text{Sv}$ im Vergleich zu $28,9 \mu\text{Sv}$, die bei Messung 13 im Vergleich zu den anderen Werten deutlich geringer sind.

Bei den kleineren Volumen im OK der Messungen 6 (16 x 4 OK, 0,125 Voxel) und 7 (16 x 4 OK, 0,3 Voxel) am 3D eXam fällt dies weniger stark auf, da hier neben den höheren Organdosen der Schilddrüse auch die höheren Organdosen des Gehirns und des Ösophagus für einen Ausgleich sorgen. Verglichen mit Messung 13 (6,1 x 4,1 OK, 0,2 Voxel) und 14 (6,1 x 4,1 OK, 0,133 Voxel) sind auch die Werte der Organdosen der Speicheldrüsen, der oberen Atemwege und der Mundschleimhaut deutlich niedriger, wodurch die effektive Dosis nach ICRP 103 nicht so verhältnismäßig stark gegenüber der effektiven Dosis nach ICRP 60 ansteigen kann. Ein ähnlicher Ausgleich ist auch bei den anderen Messungen der mittleren Volumengrößen, beispielsweise bei Messung 4 (16 x 8, 0,25 Voxel) oder 10 (8 x 8, 0,125 Voxel), zu beobachten, deren Abweichungen sich ebenfalls im Mittelfeld bewegen.

4.5 Vergleich mit anderen Messergebnissen der Literatur

Unterschiedliche Dosimeter und Phantome, sowie oft fehlende Details zur Auswertung erschweren Vergleiche oder Wiederholungen von Messreihen zur Bestimmung der Organ- und effektiven Dosis (Thilander-Klang und Helmrot 2010). Für einen Vergleich mit anderen Messergebnissen des 3D eXam und des Pan eXam Plus 3D wurde daher darauf geachtet, die Unterschiede so gering wie möglich zu halten, so dass neben den gleichen Geräteeinstellungen auch die selbe Methodik zum Einsatz kam. Tabellen zum nachfolgenden Vergleich zwischen den Messergebnissen dieser Arbeit und den Messwerten der Literatur sind in Abschnitt 3.4 auf Seite 56 zu finden.

Für das 3D eXam bieten sich die Messungen von Ludlow und Ivanovic aus dem Jahr 2008 an (Ludlow und Ivanovic 2008), deren Methodik auch für die Messungen dieser Arbeit angewendet wurde. Die Durchführung von Ludlow und Ivanovic erfolgten an der University of North Carolina, Chapel Hill. Das dort verwendete Next Generation i-Cat ist baugleich mit dem 3D eXam. Gemessen wurde das Volumen 23 x 17 cm mit einer Auflösung von 0,4 Voxel, 8,9 s Scanzeit, 5 mA und 120 kV, das Messung 2 dieser Arbeit entspricht. Bei den verwendeten TLDs handelt es sich um 3 x 3 x 1 mm große TLD 100 Dosimeter aus Lithiumfluorid, Mg und Ti dotiert und ausgewertet von der Firma Landauer Inc. (Glenwood, IL). Der verwendete Phantomkopf wurde von Nuclear Associates (Hicksville, NY) hergestellt. Die Platzierung der Dosimeter, sowie die in dieser Arbeit durch den unterschiedlichen Phantomkopf bedingte Anpassung der Messpunkte

findet sich in Abschnitt 2.2.2 auf Seite 15. Vergleicht man nun die effektive Dosis, so ist diese nach ICRP 103 Wichtungsfaktoren nahezu identisch (siehe dazu Tabelle 49 auf Seite 56): Für Messung 2 wurde eine effektive Dosis von $72,0 \mu\text{Sv}$ berechnet, in der Veröffentlichung von Ludlow und Ivanovic (Ludlow und Ivanovic 2008) beträgt diese $74,0 \mu\text{Sv}$. Das entspricht einer Abweichung von gerade einmal $2,8\%$. Anders sieht es hingegen bei der effektiven Dosis nach ICRP 60 Wichtungsfaktoren aus: Der Unterschied beträgt hier $34,4\%$ mit $56,4 \mu\text{Sv}$ bei Messung 2 und $37,0 \mu\text{Sv}$ bei Ludlow und Ivanovic. Die Ursache ist in den einzelnen Organdosen zu finden (siehe Tabelle 50 auf Seite 56: So zeigen nur diejenigen des Knochenmarks mit $41,0 \mu\text{Sv}$ statt $147,0 \mu\text{Sv}$, der Knochenoberfläche mit $81,9 \mu\text{Sv}$ statt $294,0 \mu\text{Sv}$ und der Speicheldrüsen mit $1010,4 \mu\text{Sv}$ statt $1250,0 \mu\text{Sv}$ geringere Werte für Messung 2 dieser Arbeit. Alle anderen Organdosen von Messung 2 sind jedoch um bis zu Faktor 1,3 im Vergleich zu den Messungen von Ludlow und Ivanovic erhöht. Gerade die eben genannten höheren Organdosen Ludlows im Vergleich zu Messung 2 sind es jedoch, die die effektive Dosis erheblich ansteigen lassen. So ist das Knochenmark um Faktor 3,6 verglichen mit Messung 2 höher und wird hinzukommend mit einem hohen Wichtungsfaktor von 0,12 nach ICRP 60 und 103 in die effektive Dosis einberechnet. Gleiches gilt für die ebenfalls erhöhte Organdosis der Knochenoberfläche und der Speicheldrüsen, auch wenn diese mit ihrem niedrigeren Wichtungsfaktor von 0,01 weniger stark ins Gewicht fallen. Trotz sonst niedrigerer Werte bei den Organdosen liegt die effektive Dosis damit auf gleicher Höhe mit der effektiven Dosis von Messung 2 nach ICRP 103. Für die höhere effektive Dosis von Messung 2 nach ICRP 60 beruht darauf, dass, im Gegensatz zu Ludlow und Ivanovic, bei der Berechnung für Messung 2 die Splitting-Regel angewandt wurde, die im Abschnitt 2.2.5 auf Seite 27 erklärt wurde. Die Organdosis des Gehirns in der Nebengruppe ist hier mit $1202,8 \mu\text{Sv}$ höher als die höchste Organdosis bei den einzeln gewichteten Organen nach ICRP 60, welche die Schilddrüse mit $360,8 \mu\text{Sv}$ ist. Bei Nichtanwendung ergibt sich für Messung 2 eine effektive Dosis von $32,5 \mu\text{Sv}$. Bei der Anwendung der Splitting-Regel auf die Ergebnisse von Ludlow und Ivanovic würde sich wiederum eine effektive Dosis von $55,8 \mu\text{Sv}$ ergeben. Auch hier ist die Organdosis des Gehirns aus der Nebengruppe mit $950,0 \mu\text{Sv}$ höher als die höchste Organdosis der einzeln gewichteten Organe und Gewebe, welche die Knochenoberfläche mit $294,0 \mu\text{Sv}$ ist. Wird dies berücksichtigt so liegen die Abweichungen nur noch bei $1,1\%$ unter Anwendung und $13,8\%$ ohne Anwendung der Splitting-Regel.

Für die Messungen am Pan eXam Plus 3D existieren ebenfalls Ergebnisse von Ludlow aus dem Jahr 2011 (Ludlow 2011). Das dabei verwendete OP 300 ist mit dem Pan eXam Plus 3D baugleich. Bei den verwendeten Dosimetern handelt es sich um 10 x 10 x 1 mm große OSL-Dosimeter (optically stimulated luminescence) vom Typ Nanodot des Herstellers Landauer, Inc. (Glenwood, IL). Diese bestehen aus Al_2O_3 und sind mit Carbon dotiert. Zur Auswertung kam der TLD-Reader Microstar des gleichen Herstellers zum Einsatz. Der verwendete Phantomkopf stammt von der Firma Nuclear Associates (Hicksville, NY). Auch hier wurde die gleiche Methodik zur Ermittlung der effektiven Dosis angewandt. Gemessen wurden beide Volumengrößen des OP 300 mit unterschiedlichen Auflösungs- und Expositionseinstellungen, so dass sich die ermittelten Messergebnisse mit allen in dieser Arbeit angefertigten Messungen des Pan eXam Plus 3D vergleichen lassen: Im Gegensatz zum 3D eXam ist hier eine deutliche Erhöhung der effektiven Dosis für alle Messungen im Vergleich zu den Ergebnissen von Ludlow auffällig. Siehe hierzu Tabelle 51 auf Seite 57: Die Änderungen in der effektiven Dosis reichen beim kleinen Volumen von 37,1 % bei Messung 15 (6,1 x 4,1 UK, 0,2 Voxel) mit 49,3 μSv im Vergleich zu 31,0 μSv bis hin zu 47,8 % bei Messung 13 (6,1 x 4,1 OK, 0,2 Voxel) mit 40,2 μSv im Vergleich zu 21,0 μSv . Beim großen Volumen fallen die Änderungen mit 15,1 % bei Messung 19 (6,1 x 7,8 UK, 0,3 Voxel) mit 109,6 μSv im Vergleich zu 93,0 μSv bis 24,3 % bei Messung 17 (6,1 x 7,8 OK, 0,3 Voxel) mit 79,3 μSv im Vergleich zu 60,0 μSv deutlich geringer aus. Durch die Möglichkeit der freien Verschiebung des Volumens in der Transversalen, die das Pan eXam Plus 3D bietet (siehe Abschnitt 2.2.3 auf Seite 19), können hier zwischen den Messungen dieser Arbeit und denen Ludlows bei der Einstellung auf die unterschiedlichen Kopfphantome Differenzen bei der Platzierung des FOV entstanden sein. Diese können beim kleineren Volumen leichter auftreten, was die größeren Abweichungen im Vergleich zu den großen Volumen erklärt. Hinzu kommt, dass sich Positionsabweichungen bei kleineren FOVs deutlicher auf die Dosis auswirken (Ludlow 2009). Da für diese Messungen bei der Veröffentlichung von Ludlow keine Organdosen vorliegen, konnte hierzu kein Vergleich durchgeführt werden.

Es stellt sich die Frage, wie trotz gleicher Methodik Messunterschiede in dieser Größenordnung entstehen können. Neben den bereits erwähnten Gründen sind die unterschiedlichen verwendeten Thermolumineszenzdetektoren bzw. OSL-Dosimeter und deren unterschiedliche Kalibrierung eine weitere mögliche Ursache. Diese kommen von unterschiedlichen Herstellern und können in ihrer Empfindlichkeit für die Photonen-

energie abweichen. Hinzu kommen die bereits genannten 16 % Abweichung, die vom KIT als Unsicherheit für die Auswertung angegeben werden (Abschnitt 2.2.4 auf Seite 24). Für die Messungen dieser Arbeit wurde, wie im Methodenteil beschrieben, eine Cs-137 Quelle zur Kalibrierung verwendet, die anschließend einen Korrekturfaktor notwendig macht, da es sich um eine hochenergetische Strahlenquelle handelt und die Messungen mit niedrigeren Energien von 90 und 120 kV durchgeführt wurden. Die Kalibrierung der Messungen von Ludlow am OP300 sind hingegen mit einer 80 kVp Quelle durchgeführt worden, die keinen Korrekturfaktor benötigt (Ludlow 2011). Für die Messungen am Next Generation i-Cat ist die Strahlenquelle zur Kalibrierung nicht angegeben. Ein weiterer Faktor sind die unterschiedlichen verwendeten Phantomköpfe verschiedener Hersteller. Zwar weisen beide eine Einteilung in 9 Ebenen auf, diese Schnitte können jedoch mit ihrer Position an verschiedenen Stellen im individuell eingebetteten Schädel liegen. Selbst bei einem Phantomkopf des gleichen Herstellers kann nur die gewebeäquivalente Kunststoffhülle genormt werden, während das menschliche Knochenmaterial immer individuell ist. Abbildung 11 auf Seite 20 des verwendeten Kopfphantoms zeigt dies sehr gut. Dabei fällt auch deutlich auf, dass das verwendete Knochenmaterial für die genormte Kopfform zu klein ist. Hinzu kommt die Rasterung der Bohrungen, die keine individuelle Platzierung der Dosimeter erlaubt. Dadurch kann es vorkommen, dass sich die Positionen der Dosimeter zwischen den Messungen dieser Arbeit und den Veröffentlichungen von Ludlow et al. um mehrere Zentimeter unterscheiden. So können manche Messpositionen beispielsweise auch stärker von Knochen verdeckt sein als andere oder eine nähere Position zur Röntgenquelle haben. Die Auswirkungen unterschiedlicher Platzierung können bei einem kleineren Volumen für die Dosis entscheidend sein, je nachdem, ob die Dosimeter noch im direkt bestrahlten FOV liegen, oder nur durch Streustrahlung getroffen werden. So konnte von Ludlow beispielsweise eine 7-fache Mehrbelastung für ein identisches 5 x 4 cm Volumen am Kodak 9000 3D mit unterschiedlicher Platzierung gemessen werden (Ludlow 2009).

4.6 Schlussfolgerung

Die vorliegenden Messergebnisse zeigen, wie sehr sich die DVT-Aufnahmen in Bezug auf die Strahlenbelastung für den Patienten unterscheiden. Die einfache Regel von 4 Zahnfilmen = 1 PSA, 4 PSA = 1 DVT, unter Annahme von 10 μ Sv effektiver Dosis bei einer

PSA (Düker 2006, S. 36), gilt daher streng genommen gerade einmal für die geringsten gemessenen effektiven Dosen dieser Arbeit bei Messung 7 (16 x 4 OK, 0,3 Voxel), 9 (16 x 4 UK, 0,3 Voxel) und 13 (6,1 x 4,1 OK, 0,2 Voxel) mit bis zu 40,2 μSv . Für das 3D eXam konnten jedoch auch um Faktor 5,2 höhere Messergebnisse bei Messung 4 (16 x 8, 0,25 Voxel) mit 169,8 μSv ermittelt werden. Beim Pan eXam Plus liegt zwischen der niedrigsten effektiven Dosis von Messung 13 (6,1 x 4,1 OK, 0,2 Voxel) mit 40,2 μSv und der höchsten effektiven Dosis von Messung 20 (6,1 x 7,8 UK, 0,2 Voxel) mit 183,7 μSv eine Steigerung um Faktor 4,6. Um so wichtiger ist daher eine gezielte Abstimmung der erforderlichen Expositionseinstellungen und des Volumens auf den jeweiligen Anwendungszweck. So kann eine Reduzierung der Auflösung bereits eine Halbierung der effektiven Dosis bedeuten, Beispiele sind hier Messung 6 (16 x 4 OK, 0,125 Voxel) im Vergleich zu Messung 7 (16 x 4 OK, 0,3 Voxel). Die Wahl von niedrigeren mA bzw. mAs Einstellung, deren Auswirkungen in Abschnitt 4.2 diskutiert wurden, führt ebenfalls zu einer deutlichen Minimierung der Strahlenbelastung, vorausgesetzt diese können vom Benutzer am digitalen Volumentomograph variiert werden. Entsprechende Einstellungen können z.B. bei Kindern sinnvoll sein. Dies schließt auch die Verwendung von Halbseitenscans um 180° (Messung 5: 16 x 8, 0,3 Voxel) mit ein, die durch eine geringere Anzahl an Frames eine verringerte Expositionszeit benötigen. Eine Kollimierung des Strahlenbündels oder eine Verschiebung des Volumens können durch Ausgrenzung strahlenempfindlicher Organe ebenfalls zu einer signifikanten Reduzierung der effektiven Dosis führen. Die Messungen haben gezeigt, dass gerade die Schilddrüse und die Speicheldrüsen hier besonders entscheidend sind. Ein Beispiel ist der Vergleich zwischen Messung 17 (6,1 x 7,8 OK, 0,3 Voxel) und Messung 19 (6,1 x 7,8 UK, 0,3 Voxel), bei denen nur eine unterschiedliche Position des FOV zu einer Erhöhung der effektiven Dosis um 30,1 % führt. Dies bedeutet aber auch, dass geringe Unterschiede in der Patientenpositionierung bereits große Auswirkung auf die effektive Dosis haben können. So zeigt ein Versuch von Ludlow, dass bereits eine minimale Neigungsänderung der Frankfurter Horizontalen von 10° bei der Positionierung zu einer Änderung der Dosis an einem peripheren Messpunkt der Schilddrüse von 92 % führen kann (Ludlow 2009). Der einzeln gewertete Wichtungsfaktor der Schilddrüse von 0,04 hat dann bei der weiteren Berechnung direkte Auswirkungen auf die effektive Dosis. Durch den Vergleich verschiedener Volumengrößen der Messungen 3 (16 x 13, 0,3 Voxel), 7 (16 x 4 OK, 0,3 Voxel), 9 (16 x 4 UK, 0,3 Voxel) und 11 (8 x 8, 0,3 Voxel) hat sich gezeigt, dass die

effektive Dosis mit zunehmendem FOV ansteigt, vorausgesetzt dass alle anderen Expositionseinstellungen konstant gehalten werden. So steigt beispielsweise die effektive Dosis bei Messung 3 (16 x 13, 0,3 Voxel) im Vergleich zu Messung 7 (16 x 4 OK, 0,3 Voxel) um Faktor 3,3 von 32,8 μSv auf 106,7 μSv mit einer Volumenzunahme in der Höhe um 9 cm. Wann immer möglich sollte daher also dem kleineren Volumen der Vorzug gegeben werden. Wird ein besonders großes Volumen benötigt, so zeigt Messung 2, dass dies bei 23 x 17 cm und einer Auflösung von 0,4 Voxel durch die Berechnung aus 2 Halbseitenscans mit einer relativ niedrigen effektiven Dosis von 72,0 μSv erstellt werden kann. Gleichzeitig bedeutet dies aber auch, dass ein reiner digitaler Volumentomograph mit großen Volumen wie das 3D eXam nicht zwangsläufig zu einer höheren Strahlenbelastung führt als ein kleineres Gerät mit geringeren Volumengrößen. Die niedrigen gemessenen effektiven Dosen der beiden Pre-Scans mit 3,1 μSv bei Messung 1 (23 x 17) und 1,1 μSv bei Messung 12 (6,1 x 7,8) sollten dazu Anlass geben, vor jeder DVT-Aufnahme einen solchen Pre-Scan durchzuführen, um eine genaue Positionierung und Einstellung des Volumens für die nachfolgende Aufnahme zu ermöglichen. Neben einer Vermeidung von Fehltaufnahmen durch ein unzureichendes FOV können dabei auch die zuvor genannten Möglichkeiten zur Reduzierung der Strahlenbelastung zum Einsatz kommen. Das Potenzial bei der Reduzierung der Patientendosis kann die effektive Dosis des Pre-Scans dabei um ein Vielfaches übertreffen. Für die Berechnung mit unterschiedlichen Wichtungsfaktoren nach ICRP 60 und ICRP 103 haben sich erhebliche Unterschiede bei der effektiven Dosis ergeben, die bis zu einer Erhöhung von 243,6 % reichen (Messung 13: 6,1 x 4,1 OK, 0,2 Voxel). Der Durchschnitt lag bei 157,0 %. Dies bestätigt auch eine Veröffentlichung von C J Martin, wonach die Auswirkungen der Revision der Wichtungsfaktoren von 2007 für den Kopfbereich und den Beckenbereich am größten sind, verglichen mit einer durchschnittlichen Erhöhung von unter 20 % für die restlichen radiologischen Untersuchungen (Martin 2007). Es sollte daher immer Bezug auf die aktuellen ICRP Richtlinien von 2007 genommen werden.

Bei allen diesen Dosiswerten muss jedoch bedacht werden, dass sich diese nur auf das verwendete Kopfphantom beziehen. Die Berechnung beruht auf der gemittelten Dosis für jedes gewertete Organ und Gewebe. Deren Verteilung im Körper ist jedoch von Person zu Person unterschiedlich und die vereinfachten und punktuell angeordneten Messstellen können nicht immer die tatsächliche Ausdehnung des Organs bzw. Gewebes wiedergeben. Ist deren Ausdehnung zudem besonders groß, kann der Unterschied,

ob sich die Messstelle innerhalb oder außerhalb des Strahlenbündels befindet zu einer Über- oder Untertreibung der tatsächlichen Organdosis führen. Betroffen sind dabei vor allem Organe bzw. Gewebe mit nur einer oder wenigen Messstellen. Dieser Ungenauigkeit könnte man mit einer sehr großen Anzahl an Messstellen entgegenwirken, andererseits machen die Gegebenheiten des Phantomkopfes eine Platzierung von einer sehr großen Anzahl an Dosimetern auf kleinem Raum schwierig. Bei den verwendeten Wichtungsfaktoren der ICRP, auf denen die Berechnung der effektiven Dosis beruht, darf auch nicht vergessen werden, dass diese weder geschlechts- noch altersspezifisch sind und auf Mittelwerten von exponierten Bevölkerungsgruppen für eine Referenzperson basieren. Für die tatsächliche effektive Dosis dieser Referenzperson ergibt sich nach einer Veröffentlichung Martins eine Unsicherheit der effektiven Dosis von 40 %, sowie einer damit verbundenen Möglichkeit der Gesundheitsschädigung für eine individuelle Person, die um den Faktor 5 größer oder kleiner sein kann (Martin 2007). Die Werte der effektiven Dosis sollten daher nur als Anhaltspunkt für den Strahlenschutz und somit zur Reduktion der Strahlenbelastung für den Patienten dienen.

Der Vergleich zu Ludlow et al. hat gezeigt, wie unterschiedlich die Messergebnisse trotz gleicher Versuchsanordnung ausfallen können. Mit Abweichungen von bis zu 47,8 % in der effektiven Dosis, die zum Großteil dem Messverfahren mit TLDs, sowie den Unterschieden der verwendeten Kopfphantome geschuldet sein dürften, stellt sich die Frage, in wie weit diese verlässlich sind und verglichen werden können. Darüber hinaus gibt es in der der Literatur auch verschiedene andere Ansätze der Versuchsanordnung zu TLD-Messungen der DVT, die sich hinsichtlich der Anzahl der Messpunkte, deren Lokalisation, der verwendeten Dosimeter oder des Kopfphantoms unterscheiden (Hirsch et al. 2008) (Palomo et al. 2008) (Loubele et al. 2009) (Roberts et al. 2009) (Qu et al. 2010) (Pauwels et al. 2012). Ein einheitlicher Standard ist nicht vorhanden. Gerade für den Anwender der DVT, der in Deutschland an die Röntgenverordnung (RöV) gebunden ist, wäre dies jedoch von Vorteil. Denn um der Forderung nach dem strahlenärmeren Verfahren nach §23 und den Anwendungsgrundsätzen nach §25 nachkommen zu können, sollten für ein Verfahren, das eine so hohe Variabilität bei der Strahlendosis für den Patienten zeigt, eindeutigere Messwerte vorliegen. Davon nicht beeinflusst ist hingegen die Relation der einzelnen Ergebnisse einer Arbeit untereinander, so dass dort Vergleiche zwischen den einzelnen Messungen sehr gut möglich sind.

5 Zusammenfassung

Durch die Messung der effektiven Dosis und der Organdosen an einem Kopfphantom soll geprüft werden, welche Auswirkung unterschiedliche Auflösungen, Volumen und Positionen des Field of View bei der digitalen Volumentomographie auf die Strahlenbelastung für den Patienten haben. Dabei kamen die beiden digitalen Volumentomographen 3D eXam und Pan eXam Plus 3D der Firma KaVo zum Einsatz. Die Messungen erfolgten in 9 Ebenen an einem Alderson Rando Phantomkopf, der an 24 definierten Messstellen mit Mg- und Ti-dotierten Lithium-Fluorid-Thermolumineszenzdosimetern bestückt wurde. Die Auswertung der Dosimeter erfolgte in der Abteilung Festkörperdosimetrie des Karlsruher Instituts für Technologie (KIT). Gemessen wurden Volumen von 16 x 4 cm bis 17 x 23 cm mit Auflösungen von 0,125 - 0,4 mm Voxelgröße für das 3D eXam und Volumen von 6,4 x 4,1 cm bis 6,4 x 7,8 cm mit Auflösungen von 0,133 - 0,3 mm Voxelgröße für das Pan eXam Plus 3D. Bei kleineren Volumen wurde dabei sowohl der Ober- als auch der Unterkiefer einzeln gemessen. Darüber hinaus wurde für jedes Gerät eine Messung des Pre-Scans, sowie zwei Messungen mit identischen Einstellungen zur Ermittlung von Abweichungen durchgeführt. Die Berechnung der effektiven Dosis erfolgte nach den Vorgaben der International Commission on Radiological Protection (ICRP) mit der ICRP 60 und der ICRP 103 Richtlinie. Die ermittelten Ergebnisse für die effektive Dosis reichen nach ICRP 103 für das 3D eXam von 32,8 μSv bis 169,8 μSv , der Pre-Scan ergab 3,1 μSv . Beim Pan eXam Plus 3D wurden effektive Dosen von 40,2 μSv bis 183,7 μSv und eine effektive Dosis für den Pre-Scan von 1,1 μSv ermittelt. Durch veränderte Messparameter ist bei beiden Geräten somit eine Steigerung der effektiven Dosis um etwa Faktor 5 möglich, es zeigt sich aber auch, dass ein größeres Gerät wie das 3D eXam nicht zwangsläufig zu einer höheren Strahlenbelastung führt. Die Abweichungen der effektiven Dosis bei den identisch durchgeführten Messungen lagen beim 3D eXam bei 3,3 % und beim Pan eXam Plus 3D bei 0,9 %. Je nach Messung wurden zwischen den Berechnungen nach ICRP 60 und ICRP 103 Unterschiede von durchschnittlich 157 % berechnet, die hauptsächlich den nach ICRP 103 neu in die

Berechnung einbezogenen Organen und Geweben, sowie den Änderungen der Wichtungsfaktoren zuzuschreiben sind. Es hat sich gezeigt, dass für die effektive Dosis vor allem die Auflösung und die damit die verbundene Expositionszeit bzw. die applizierten mAs von Relevanz sind. Eine verdoppelte Expositionszeit kann daher auch zu einer verdoppelten effektiven Dosis führen. Bei der Volumengröße und Position ist vor allem entscheidend, ob strahlensensible Organe und Gewebe, wie beispielsweise die Schilddrüse oder die Speicheldrüsen ausgegrenzt werden können und nicht mehr im direkten Bestrahlungsfeld liegen. Unterkieferaufnahmen führten daher durch die Mehrbelastung der Schilddrüse immer zu einer höheren effektiven Dosis als Oberkieferaufnahmen mit gleichen Parametern. Bei Konstanzhaltung aller anderen Expositionseinstellungen führten ein größeres Field of View zu einer Erhöhung der effektiven Dosis. Alle ermittelten Dosiswerte beziehen sich jedoch nur auf den verwendeten Phantomkopf und wurden aus den Durchschnittswerten der International Commission on Radiological Protection (ICRP) berechnet, sie können daher nur als Referenz dienen und sind nicht 1:1 auf Patienten übertragbar. Vergleiche mit anderen Messungen in der Literatur zeigen daher auch erhebliche Unterschiede, die unterschiedlichen Materialien und Vorgehensweisen geschuldet sind. Für einen besseren Vergleich, nicht zuletzt auch für den Anwender, der in Deutschland an die Röntgenverordnung (RöV) gebunden ist, stellt sich daher die Frage nach der Einführung eines einheitlichen Standards.

6 Literaturverzeichnis

- [1] BMU: Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung - RöV) - Röntgenverordnung in der Fassung der Bekanntmachung vom 30. April 2003 (BGBl. I S. 604), die durch Artikel 2 der Verordnung vom 4. Oktober 2011 (BGBl. I S. 2000) geändert worden ist, Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (BMU) http://www.gesetze-im-internet.de/bundesrecht/r_v_1987/gesamt.pdf am 18.03.12 (2011)
- [2] BfS: Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission 1990. ICRP Veröffentlichung 60, Bundesamt für Strahlenschutz (BfS), Gustav Fischer Verlag, Stuttgart Jena New York (1993)
- [3] BfS: Die Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 2007: ICRP-Veröffentlichung 103 verabschiedet im März 2007 Bd 47/09, Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) http://doris.bfs.de/jspui/bitstream/urn:nbn:de:0221-2009082154/1/BfS_2009_BfS-SCHR-47-09.pdf am 09.08.11 (2009)
- [4] BfS: Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung: Jahresbericht 2009, Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (BMU) [http://doris.bfs.de/jspui/bitstream/urn:nbn:de:0221-201103025410/3/JB_Umwelt radioaktivitaet_2009.pdf](http://doris.bfs.de/jspui/bitstream/urn:nbn:de:0221-201103025410/3/JB_Umwelt_radioaktivitaet_2009.pdf) am 27.03.12 (2010)
- [5] BfS und BMU: Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 2009: Unterrichtung durch die Bundesregierung, Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (BMU) Deutscher Bundestag <http://doris.bfs.de/jspui/bitstream/urn:nbn:de:0221-201103305424/1/Parlamentsbericht2009.pdf> am 27.03.12 (2011)
- [6] DGZMK: S1 Empfehlung: Dentale Volumentomographie (DVT). Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde - Leitlinien der DGZMK http://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgzmkdocuments/S1_Empfehlung_Dentale_Volumentomographie.pdf am 30.03.12 (2009)

- [7] Daly MJ, Siewerdsen JH, Moseley DJ, Jaffray DA und Irish JC: Intraoperative cone-beam CT for guidance of head and neck surgery: Assessment of dose and image quality using a C-arm prototype. *Med Phys* 33: S. 3767–3780 (2006)
- [8] Düker J: Praxisleitfaden Zahnärztliche Radiologie. 1. Aufl, Elsevier Urban und Fischer, München (2006)
- [9] Ellis E: The Distribution of Active Bone Marrow in the Adult. *Phys Med Biol* 5: S. 255–258 (1961)
- [10] Geibel MA: DVT Kompendium. 1. Aufl, Allgäuer Zeitungsverlag (2011)
- [11] Hartmann G und Schlegel W: Physikalische Grundlagen. In: Wannenmacher M, Debus J und Wenz F (Hrsg) *Strahlentherapie*, 1. Aufl, Springer, Berlin, Heidelberg, S. 66–67 (2006)
- [12] Hirsch E, Wolf U, Heinicke F und Silva: Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. *Dentomaxillofac Radiol* 37: S. 268–273 (2008)
- [13] Horner K, Rushton V, Walker A, Tsiklakis K, Hirschmann P, Stelt P van der, Glenny A, Velders X und Pavitt S: European guidelines on radiation protection in dental radiology. The safe use of radiographs in dental practice. European Commission, Radiation Protection 136 http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/publication/doc/136_en.pdf am 31.03.12 (2004)
- [14] KIT: Dosimetrielabore am KIT - Festkörperdosimetrie Labor und Radon Labor, KIT Sicherheitsmanagement (unveröffentlichte Befunde) (2011)
- [15] KIT: Fingerringdosimeter Typ PHOTONEN zur Messung der Oberflächen- Personendosis Hp(0,07) durch Photonen-Strahlung - Anwenderinformationen und technische Daten. Karlsruher Institut für Technologie - Festkörper-Dosimetrie Labor (unveröffentlichte Befunde) (2011)
- [16] Krieger H: Strahlungsmessung und Dosimetrie. 1. Aufl, Vieweg + Teubner, Wiesbaden (2011)

- [17] Loubele M, Bogaerts R, Van Dijk E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, Marchal G, Sanderink G und Jacobs R: Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol* 71: S. 461–468 (2009)
- [18] Ludlow JB, Davies-Ludlow LE und Brooks SL: Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofac Radiol* 32: S. 229–34 (2003)
- [19] Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL und Howerton WB: Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 35: S. 219–26 (2006)
- [20] Ludlow JB: Dose and risk in dental diagnostic imaging: with emphasis on dosimetry of CBCT. *Korean J Oral Maxillofac Radiol* 39: S. 175–84 (2009)
- [21] Ludlow JB: Dosimetry of Orthopantomograph OP300 A panoramic and variable volume CBCT unit for maxillofacial and dento-alveolar imaging. Department of Diagnostic Sciences, University of North Carolina School of Dentistry, Chapel Hill, North Carolina, USA (persönliche Mitteilung) (2011)
- [22] Ludlow JB und Ivanovic M: Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 106: S. 106–14 (2008)
- [23] Martin CJ: Effective dose: how should it be applied to medical exposures? *Br J Radiol* 80: S. 639–647 (2007)
- [24] Palomo JM, Rao PS und Hans M: Influence of CBCT exposure conditions on radiation dose. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 105: S. 773–82 (2008)
- [25] Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, Cockmartin L, Bosmans H, Jacobs R, Bogaerts R und Horner K: Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol* 81: S. 267–71 (2012)
- [26] Physical aspects of irradiation. NBS handbook no. 85, US Government Printing Office (1964)

- [27] Qu Xm, Li G, Ludlow JB, Zhang Zy und Ma Xc: Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 110: S. 770–776 (2010)
- [28] Roberts JA, Drage NA, Davies J und Thomas DW: Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Br J Radiol* 82: S. 35–40 (2009)
- [29] Rother UJ: *Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde*. 2. Aufl, Elsevier GmbH - Urban und Fischer (2006)
- [30] Thilander-Klang A und Helmrot E: Methods of determining the effective dose in dental radiology. *Radiat Prot Dosimetry* 139: S. 306–309 (2010)
- [31] Underhill TE, Chilvarquer I, Kimura K, Langlais RP, McDavid WD, Preece JW und Barnwell G: Radiobiologic risk estimation from dental radiology. Part I. Absorbed doses to critical organs. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.* 66: S. 111–20 (1988)
- [32] White SC und Rose TC: Absorbed bone marrow dose in certain dental radiographic techniques. *J Am Dent Assoc* 98: S. 552–558 (1979)

Danksagung

Insbesondere danke ich Frau Prof. Dr. Margrit-Ann Geibel. Sie hat mich in hervorragender Weise bei der Umsetzung meiner Arbeit unterstützt und war bei allen Fragen stets hilfsbereit. Für die Unterstützung bei den Versuchen geht mein Dank an Frau Kießlich, Frau Talovic, Frau Zollikofer und Herr Negele aus der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie.

Ganz besonders möchte ich mich bei Hartmut Fricke und Hartmut Köhler der Firma KaVo bedanken, die mir bei allen technischen Fragen immer hilfreich zur Seite standen und die Messungen am KaVo Pan eXam Plus 3D ermöglicht haben.

Für die unkomplizierte und freundliche Zusammenarbeit bei der Auswertung danke ich der Abteilung Festkörperdosimetrie des Karlsruher Instituts für Technologie, insbesondere Frau Löschinger, die bei all meinen Fragen immer sehr hilfsbereit war.

Für die Leihgabe des Phantomkopfes danke ich der Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie der Universitätsklinik Ulm.

Lebenslauf

Der Lebenslauf wurde aus Gründen des Datenschutzes entfernt.