

Universität Ulm

Klinik für diagnostische und interventionelle Radiologie

Ärztlicher Direktor Prof. Dr. Meinrad Beer

**Dosisreduktionsmöglichkeiten durch den Einsatz des
Zinnfilters in der Computertomographie des Abdomens
bei Urolithiasis unter Berücksichtigung des
Patientendiameters**

Dissertation

zur

Erlangung des Doktorgrades der Medizin

der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

vorgelegt von

Daniel Halt

geb. in Hagen

2019

Amtierender Dekan: Prof. Dr. T. Wirth

1. Berichterstatter: Prof. Dr. M. Beer

2. Berichterstatter: Prof. Dr. C. Bolenz

Tag der Promotion: 16.07.2020

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	I
Abkürzungsverzeichnis	III
1 Einleitung	1
1.1 Epidemiologie	1
1.2 Klassifikation und Ätiologie	1
1.3 Diagnostik	5
1.4 Ziel der Arbeit	9
2 Material & Methoden	11
2.1 CT Technik	11
2.2 Phantom und Versuchsaufbau	13
2.3 Thermolumineszenzdosimeter	17
2.4 CT Scan Protokoll	18
2.5 Daten-Rekonstruktionen	19
2.6 Iterative Rekonstruktionen	19
2.7 Dosisberechnung	22
2.8 Steinanalyse	25
2.9 Objektive Bildanalyse	25
2.10 Subjektive Bildanalyse	27
2.11 Ethikkommission	27
3 Ergebnisse	28
3.1 Dosimetrie	28
3.2 Objektive Bildqualität	49
3.3 Steinanalyse	55

3.4 Subjektive Bildanalyse	71
4 Diskussion	91
4.1 Studienaufbau und Limitationen	91
4.2 Dosimetrie	93
4.3 Steinanalyse	101
4.4 Objektive Bildauswertung	105
4.5 Subjektive Bildauswertung	106
5 Zusammenfassung	109
6 Literaturverzeichnis	111
7 Anhang	117
Danksagung	123
Lebenslauf	125

Abkürzungsverzeichnis

ADMIRE	Advanced Modeled Iterative Reconstruction
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
Ap	Apatit
Ca-Hyd-D	Calciumhydrogenphosphat-Dihydrat
Ca-Ox-D	Calciumoxalat-Dihydrat
Ca-Ox-M	Calciumoxalat-Monohydrat
CNR	contrast-to-noise ratio
CT	Computertomographie
CTDI	Computed Tomography Dose Index
DECT	Dual Energy Computertomographie
DLF	Dosis Flächen Produkt
DLP	Dosis Längen Produkt
DSCT	Dual Source Computertomographie
FBP	filtered back projection
HU	hounsfield unit
ICRP	International Commission on Radiological Protection
IQR	Interquartilenbereich
IR	iterative Rekonstruktion

LD	Low Dose
MPR	Multiplanare Reformation
PACS	picture archiving and communication system
ROI	region of interest
SA	Standardabweichung
Sn	Zinn
SNR	signal-to-noise ratio
TLD	Thermolumineszenzdosimeter
U1	Untersucher 1
U2	Untersucher 2
ULD	Ultra Low Dose

1

Kapitel 1

Einleitung

1.1 Epidemiologie

Die Urolithiasis ist eine Volkskrankheit mit steigender Prävalenz in Industrieländern wie Deutschland, Schweden, Kanada oder den USA. Hesse et al. führten dazu im Jahr 2003 eine Studie durch, in der sie die Prävalenz und Inzidenz der Urolithiasis in Deutschland der Jahre 1979 und 2000 miteinander verglichen. Dabei stellten sie fest, dass die Prävalenz zwischen den Jahren von 4,0 % auf 4,7 % gestiegen ist. Dabei waren Männer mit einer Prävalenz von 5,5% deutlich häufiger betroffen als Frauen (4,0 %). In der Altersgruppe zwischen 50 und 64 Lebensjahren betrug die Prävalenz im Jahr 2001 für Männer 9,7 % und für Frauen 5,9 %. Die erste Steinepisode trat im Alter zwischen 35 - 49 Lebensjahren sowohl bei Männern als auch bei Frauen am häufigsten auf.

Die Inzidenz der Urolithiasis betrug im Jahr 2000 1,49 %, in 50% der Fälle handelte es sich um die erste Steinepisode. Im Jahr 1979 betrug die Inzidenz noch 0,54 % [13, 43].

1.2 Klassifikation und Ätiologie

Nierensteine können auf verschiedene Arten klassifiziert werden. Es ist möglich Nierensteine nach Größe und anatomischer Lokalisation einzuordnen. Aufwendigere Klassifikationen ordnen Steine nach Ätiologie, Komposition und dem Röntgenverhalten ein. Eine genaue Klassifikation der Nierensteinen ist enorm wichtig, da sich einige Steine bezüglich ihrer Therapiemöglichkeiten (konservative vs. operative Therapie) unterscheiden [43].

1.2.1 Ätiologie und Risikofaktoren

Die bekannten Risikofaktoren, welche die Bildung von Harnsteinen unterstützen sind vielfältig und grob in drei Gruppen zu unterteilen. Zu unterscheiden sind allgemeine -, genetische -

und iatrogene, medikamentenassoziierte Risikofaktoren [39].

Zu den allgemeinen Risikofaktoren zählen Ernährungsfehler und falsches Trinkverhalten. Dies gilt insbesondere für Calciumoxalatsteine, die in den Industrienationen häufig durch hochkalorische, kochsalz- und proteinreiche Ernährung hervorgerufen werden [40]. Durch hochkalorische Ernährung und Bewegungsmangel entsteht ein Ungleichgewicht zwischen Energieverbrennung und Energieaufnahme, das heißt, die aufgenommene Energie wird nicht verbraucht sondern zu Speicherfett umgewandelt. Dies führt zu Übergewicht und konsekutiv zu komplexen Veränderungen des Stoffwechsels und somit zu einem erhöhten lithogenen Risiko. Weitere Erkrankungen, die eng mit Übergewicht vergesellschaftet sind, wie arterielle Hypertonie, Hyperlipoproteinämie und Diabetes zeigen ebenfalls eine hohe Koinzidenz mit der Urolithiasis und gelten daher ebenfalls als allgemeine Risikofaktoren[1].

Unter den iatrogenen Risikofaktoren werden verschiedene Medikamente zusammengefasst, die entweder zu den Substanzen gehören, aus denen sich Harnsteine durch Kristallisation bilden können oder Substanzen, welche die lithogenen Faktoren im Urin erhöhen. Im klinischen Alltag kommen diese Harnsteine nur in 1-2% der Fälle vor und sind somit sehr selten[5].

Tab. 1: **Lithogene Substanzen und Substanzen, welche die lithogenen Faktoren im Urin erhöhen** [39]

Lithogene Substanzen	Substanzen, die die lithogenen Faktoren im Urin erhöhen
Allopurinol	Acetazolamid
Amoxicillin	Allopurinol
Ceftriaxon	Aluminiummagnesiumhydroxid
Ciprofloxacin	Ascorbinsäure
Ephedrin	Calcium
Indinavir	Furosemid
Magnesiumtrisilicat	Laxantien
Sulfonamide	Methoxyflurane
Triamteren	Vitamin D

Primär genetische bedingte Lithogenese ist sehr selten kann jedoch bei Erkrankungen wie Zystinurie [15], primäre Hyperoxalurie [34] oder der renalen tubulären Azidose Typ 1 [36] vermehrt auftreten.

Ein universelles Lithogenese-konzept, welches für alle Harnsteinarten gilt, ist bisher nicht bekannt. Die Harnsteinbildung ist vielmehr ein komplexer synergistischer Prozess bei dem je nach Harnsteinart ein Ungleichgewicht zwischen lithogenen und inhibitorischen Substanzen, physikalisch-chemische Kristallisationsphänomene und die Interaktion zwischen Kristall und den Zellen des Nephrons eine maßgebliche Bedeutung haben [39].

Das klassische Lithogenese-Konzept besagt, dass eine Übersättigung des Urins mit einer steinbildenden Substanz und ein entsprechender pH-Wert, Voraussetzung für die Harnsteinbildung sind. Das Löslichkeitsdiagramm nach Hautmann besagt, dass eine Lithogenese, erst oberhalb der Übersättigungskurve stattfinden kann.

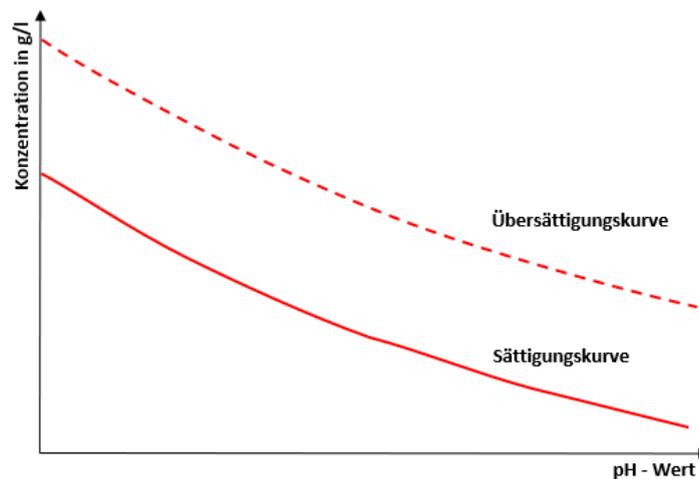


Abb. 1: **Löslichkeitsdiagramm nach Hautmann.** Y-Achse: Konzentration der lithogenen Substanz. X-Achse: pH-Wert im Urin. Rote Linie: Sättigungskurve. Rot gestrichelte Linie: Übersättigungskurve.[11]

Die Ursache der Lithogenese kann in 4 Gruppen eingeordnet werden, dazu gehören die nicht Infekt und die Infekt bedingten Nierensteine, die genetisch assoziierten Steine und die medikamentös induzierten Steine. Anhand der Genese kann eine Auskunft bezüglich der Steinkomposition getroffen werden, bzw. umgekehrt die Analyse der Steinkomposition lässt Rückschlüsse auf die Steingenesen ziehen[43].

Tab. 2: **Nierensteine nach Ätiologie** [43]

Nicht infektiöse Steine	Infektiöse Steine	Genetisch bedingte Steine	Medikamenten assoziierte Steine
Calciumoxalat	Magnesiumammoniumphosphat	Cystin	Indinavir
Calciumphosphat	Ammoniumurat	Xanthin	Sulfonamide
Harnsäure		2,8-Dihydroxyadenin	

1.2.2 Größe und anatomische Lokalisation

Die Größe eines Nierenstein wird für gewöhnlich in einer oder zwei Ebenen angegeben. Dabei wird der Nierenstein bezüglich seines größten Diameters in 4 Kategorien eingeteilt: < 5 mm, 5 - 10 mm, 10 - 20 mm und > 20 mm. Die anatomische Lokalisation wird von kranial nach

kaudal wie folgt klassifiziert: obere-, mittlere-, untere Kelchgruppe. Nierenbecken. Oberer-, mittlerer- und unterer Ureter. Harnblase.

1.2.3 Komposition

Nierensteine werden Anhand ihrer kristallinen Analyse / chemischen Zusammensetzung klassifiziert. Demnach unterscheidet man Oxalate, Phosphate, Harnsäure, Urate, Cystin und Xanthin sowie weitere, sehr seltene Steinarten [39]. Nierensteine bestehen zu 95% aus kristallinem Material, der Rest ist organische Matrix. Calciumoxalatsteine (Whewellit, Weddelit) sind in Deutschland am häufigsten und machen ca. 75% aller gebildeten Steine aus. Ein Großteil aller Steine, ca. 60%, sind Mischsteine. Für die Steinartdiagnose müssen die zwei wichtigsten Komponenten, die Haupt- und Nebenkomponekte, angegeben werden [17, 16].

Tab. 3: **Analyse von 5035 Nierensteinen bezüglich ihrer chemischen Zusammensetzung** [17]

Stone class	n	%	Sex-ratio (m/f)
Ca-stones	3785	75,2	2,08
Infect. stones	533	10,6	0,6
Ur. acid stones	523	10,4	3,86
Cystine stones	49	1	0,88
Rare stones	82	1,5	
Not to decide	28	0,6	
Artefacts	35	0,7	

1.2.4 Röntgenverhalten

Harnsteine können gemäß ihres Röntgenverhaltens in röntgen-negative und röntgen-positive Konkremente eingeteilt werden. Röntgen-positive Steine sind Calciumoxalat und Calciumphosphat, schwach röntgen-positive Konkremente bestehen aus Magnesiumammoniumphosphat und Cystin. Röntgennegative Steine enthalten Harnsäure, Urate, Xanthin und 2,8-Dihydroxyadenin. Ebenfalls röntgen-negative sind medikamentenassoziierte Steine. Des Weiteren belegen Studien, dass die Dichte der Harnsteine anhand der gemessenen Hounsfield Einheiten genaue Rückschlüsse bezüglich der Steinzusammensetzung erlauben [10].

1.3 Diagnostik

1.3.1 Klinische Symptomatik

Die Urolithiasis ist nicht zwangsläufig mit Koliken verbunden, Nierenkelchsteine und Ausgusssteine können ohne Beschwerden entstehen. Die typischen Symptome einer Nierenkolik sind plötzlich auftretende, krampfartige Schmerzen im Nierenlager. Dies resultiert aus der Dilatation des obstruierten Hohlsystems mit konsekutiver Dehnung der Schmerzrezeptoren sowie lokaler Affektion der Harnleiterwand/Nierenbeckens. Dies führt zu einer Ödembildung und Ausschüttung von Schmerzmediatoren.

Als Komplikation von schweren Koliken sowie die Durchführung einer Kontrastmitteluntersuchung, bei einem nicht schmerzfreien Patienten, können durch eine massive Druckerhöhung im Hohlsystem zu einer Fornixruptur führen.

1.3.2 Klinische Untersuchung

Die körperliche Untersuchung ist integraler Bestandteil der klinischen Basisdiagnostik mit dem Ziel die Verdachtsdiagnose zu erhärten und differentialdiagnostisch relevante Informationen zu sammeln. Um die mögliche Lage eines Harnstein eingrenzen zu können ist die Erhebung der Anamnese sowie die tiefe Palpation des Abdomen und die Überprüfung der Klopfschmerzhaftigkeit des Nierenlagers essentiell. Auch die Untersuchung der äußeren Genitale sollte nicht ausgelassen werden, da distale Uretersteine Schmerzen in das Skrotum projizieren können. In diesem Rahmen sollte die Hodentorsion als Differentialdiagnose ausgeschlossen werden. Die Überprüfung der Körpertemperatur und der Vitalparameter sind unbedingt zu ermitteln, um Hinweise auf ein mögliches septisches Geschehen zu sammeln.

1.3.3 Labordiagnostik

Die Untersuchung von Urin und Blut sind bei der Urolithiasis obligat und dienen in erster Linie eine aufsteigende Harnwegsinfektion auszuschließen. Wegweisende Parameter dafür sind im Blutbild das C-reaktive Protein oder das Procalcitonin. Das Vorhandensein von Leukozyten im Urin ist nicht sehr spezifisch, da es im Rahmen einer Urolithiasis auch zu einer Stressleukozytose kommen kann. Die akute Niereninsuffizienz als schwere Komplikation der Urolithiasis kann durch Kontrolle der Parameter Kreatinin, Harnstoff und Elektrolyte

ausgeschlossen werden [40, 35, 43].

1.3.4 Bildgebende Verfahren

Die bildgebenden Verfahren sind essentieller Bestandteil der Basisdiagnostik von Harnsteinen. Neben dem Ultraschall stehen die Röntgenleeraufnahme des Abdomen, die Computertomographie und die Ausscheidungsurographie mit all ihren Vor- und Nachteilen zu Verfügung.

Ultraschall

Die Sonographie stellt aufgrund ihrer verbreiteten Verfügbarkeit die primäre Diagnostik der akuten Nierenkolik dar. Die Untersuchung erlaubt eine erste Beurteilung von Nieren und Harnblase, des weiteren sind im B-Bild zahlreiche Schallphänomene bekannt, welche im Rahmen einer Urolithiasis auftreten können [35]. Die Sensitivität der Sonographie, Nieren- oder Harnleitersteine zu detektieren, wird in der Literatur mit ca. 45 % angegeben [32]. Gelingt der direkte Steinnachweis nicht, sind indirekte sonographische Zeichen wie ein Harnstau oder ein Jet Phänomen wegweisend [35].

Die größte Vorteil der Sonographie im Vergleich zu den übrigen bildgebenden Verfahren ist die fehlende ionisierende Strahlung.

Ausscheidungsurographie

Die Ausscheidungsurographie oder auch intravenöse Pyelographie ist eine seit 1923 etablierte radiologische Untersuchung um Patienten mit dem Verdacht einer akuten Urolithiasis zu untersuchen. Die Untersuchung nutzt die Gabe eines intravenösen Kontrastmittels aus, um den Harntrakt zu untersuchen.

Für die Untersuchung wird dem Patienten vor der Untersuchung ein jodhaltiges Kontrastmittel mit einer Dosierung von 1 ml/kg Körpergewicht intravenös appliziert. Nach einer Leeraufnahme wird ca. 14 Minuten nach der Injektion eine Abdomenübersichtsaufnahme angefertigt. Falls die Nieren das Kontrastmittel noch nicht ausgeschieden haben, können Spätaufnahmen nach 30 Minuten, 1, 2, 12 und 24 Stunden angefertigt werden [21].

Über die Kontrastmitteldynamik können im Seitenvergleich Informationen über das Ausmaß einer Obstruktion und eine renale Funktionseinschränkung gewonnen werden. Sowohl nicht röntgendichte als auch röntgendichte Harnsteine kommen in diesem Verfahren als Füllungsdefekte, Umfließungsstrukturen oder Abbruch der Kontrastmittelsäule im Harnleiter

zur Darstellung. Die Sensitivität der Ausscheidungsurographie, um Harnsteine zu detektieren, wird in der Literatur mit 52 - 87 % und die Strahlenbelastung mit einer Dosis von 1,3 - 3,5 mSv angegeben [35].

Die Nachteile der Ausscheidungsurographie beruhen auf den möglichen Nebenwirkungen der intravenösen Kontrastmittelgabe, dem vergleichsweise hohen Aufwand der Untersuchung und der eingeschränkten Sensitivität.

Die Nebenwirkungen der Kontrastmittelgabe können in allgemein unerwünschte Wirkungen und renale unerwünschte Wirkungen eingeteilt werden. Die allgemein unerwünschten Wirkungen werden wiederum in akute, späte und sehr späte unerwünschte Wirkungen eingeteilt. Die akuten unerwünschten Reaktionen sind allergische Reaktionen, Hypersensitivitätsreaktionen oder chemotoxische Reaktionen und treten innerhalb von einer Stunde nach Kontrastmittelgabe auf. Die späten unerwünschten Nebenwirkungen treten definitionsgemäß nach einer Stunde bis einer Woche auf und beinhalten hauptsächlich Hautreaktionen wie bei einem Arzneimittel Exanthem. Die Thyreotoxikose ist eine sehr späte Nebenwirkung und tritt frühestens nach einer Woche auf. Die Kontrastmittel-induzierte Nephropathie ist die einzige renale unerwünschte Wirkung [41].

Abdomenübersichtsaufnahme

Die Abdomenübersichtsaufnahme oder auch Röntgenleeraufnahme genannt ist eine einfache und häufig zu Verfügung stehende bildgebende Methode, um Harnsteine zu detektieren. Der Vorteil der Abdomenübersichtsaufnahme gegenüber der Ausscheidungsurographie ist, dass auf eine intravenöse Kontrastmittelgabe verzichtet werden kann. Die Sensitivität beträgt allerdings nur 44 - 77 %, nicht röntgendichte und schwach röntgendichte Steine können leicht der Befundung entgehen. Ein ausgeprägter Meteorismus kann eine sichere Befundung unmöglich machen. Eine Abdomenübersichtsaufnahme sollte nur bei fehlender Verfügbarkeit einer Computertomographie angefertigt werden. Die Abdomenübersichtsaufnahme sollte im weiteren Verlauf nur noch zur Beurteilung des Therapieerfolgs bei röntgendichten Steinen eingesetzt werden [35, 43].

Computertomographie

Die nicht kontrastmittelunterstützte Computertomographie (CT) des Abdomen stellt die Standarddiagnostik bei akutem Flankenschmerz dar und hat im Laufe der Zeit die Ausschei-

dungsurographie abgelöst. Die CT kann die genaue Steinlokalität benennen und Auskünfte über die Steingröße, Steindichte, Haut zu Stein Abstand und innere Struktur des Steins liefern. Diese Informationen sind überaus wichtig für die weitere Planung der therapeutischen Optionen. Darüber hinaus kann die Computertomographie Hinweise für einen anderen Schmerzfokus liefern, falls Harnsteine nicht detektiert werden können. Gegenüber den anderen, o.g. Methoden hat die Computertomographie mit 96,6 % die höchste Sensitivität. Um weitere Aussagen bezüglich der Steinzusammensetzung treffen zu können, steht die Dual Energy Technik zur Verfügung, siehe dazu Abschnitt 2.1.2. Der Nachteil der Computertomografie, gegenüber den übrigen etablierten Verfahren, besteht in der höheren effektiven Dosis. Obwohl die Dual Energy CT zusätzliche Informationen liefern kann, wird gegenüber der herkömmlichen CT, in modernen Protokollen nicht mehr Dosis appliziert [8, 14]. Die Dosis kann durch spezielle Low Dose Programme reduziert werden, dies hat jedoch den Nachteil, dass insbesondere bei übergewichtigen Patienten die Sensitivität in der Detektierbarkeit von Harnleitersteinen, welche kleiner als 3 mm sind, auf 86 % sinkt [35, 26, 43]. Neben Low Dose Programmen gibt es noch Ultra Low Dose Programme, welche bezüglich ihrer effektiven Dosis noch einmal weniger effektive Dosis benötigen, mit dem Nachteil, dass die Sensitivität mit 72 - 99 % erneut geringer ist [33].

Eine weitere, technische Methode Dosis einzusparen, ist die iterative Rekonstruktion, siehe dazu Abschnitt 2.6. Computertomographen, welche die Möglichkeit besitzen, akquirierte Bilder mit iterativen Rekonstruktionen nachzubearbeiten, können bei sämtlichen CT Verfahren (Dual Energy, Low Dose und Ultra Low Dose) erneut zwischen 20 - 33 % der Dosis einsparen, ohne dass die Bildqualität abnimmt [2].

Aktuelle Werte der effektiven Dosis für sämtliche, o.g. Verfahren können folgender Tabelle entnommen werden.

Tab. 4: **Effektive Dosen verschiedener Modalitäten.** 1. Spalte Modalitäten. 2. Spalte Referenzdosis in mSv. CT = Computertomographie. LD CT = Low Dose Computertomographie. ULD CT = Ultra Low Dose Computertomographie. mSv = Millisievert.

Modalität	Dosis in mSv
CT	10,0 [3]
LD CT	2,1 - 4,5 [33]
ULD CT	0,48 - 1,9 [33]
Abdomenübersichtsaufnahme	0,7 [3]

Dosisberechnung

Die effektive Dosis, welche in einer Untersuchung appliziert wurde, lässt sich im klinischen Alltag nur näherungsweise, durch Parameter aus dem für jede Untersuchung erstellten Scanprotokoll, bestimmen. Dies sind der $CTDI_{vol}$ (Computed Tomography Dose Index) und das DLP (Dosis Längen Produkt). Der $CTDI_{vol}$ ist somit keine Größe der effektiven Strahlendosis, sondern der Energieleistung des CT Scanners. Der $CTDI_{vol}$ gibt die absorbierte Dosis in mGy im untersuchten Volumen für eine standardisiertes Phantom an. Das bedeutet der $CTDI_{vol}$ ist lediglich ein Indikator für die applizierte Dosis eines spezifischen Untersuchungsprotokolls an einem standardisierten Phantom.

Das DLP ist das Integral des $CTDI_{vol}$ entlang der z-Achse und gibt die gesamte Energie an, welche während einer CT Untersuchung appliziert wurde und besitzt die Einheit $mGy \cdot cm$. Das DLP ähnelt dem Dosis Flächen Produkt (DLF) aus konventionellen Röntgenaufnahmen [20, 38].

Mit Hilfe von Konversionsfaktoren ist es möglich die effektive Dosis näherungsweise zu bestimmen, siehe dazu Abschnitt 2.7.2.

1.4 Ziel der Arbeit

Die Urolithiasis zeigt in Industrieländern wie Deutschland, aufgrund von bereits oben beschriebenen Faktoren eine steigende Prävalenz. Dies führt zu einem steigenden Bedarf an bildgebenden Verfahren. Die Computertomographie stellt das Standardverfahren in der Diagnostik der Urolithiasis dar, mit dem Nachteil, dass es zu einer vermehrten Applikation von ionisierenden, potentiell schädlicher Strahlung kommt. Besonders benachteiligt sind adipöse Patienten, welche eine Hauptrisikogruppe für die Urolithiasis darstellen. Im Vergleich zu normalgewichtigen Patienten kommt es bei adipösen Patienten zu einer höheren Strahlenexposition, um eine gleichbleibende Bildqualität zu erzeugen. Low Dose Programme haben, wie oben geschildert, den Nachteil, dass die Sensitivität in der Detektierbarkeit von Harnleitersteinen mit 86 % geringer ist als bei normalgewichtigen Patienten.

In unserer Studie haben wir deshalb verschiedene CT Abdomen Protokolle unter Einsatz von Zinnvorfiltern mit Standard Low Dose Abdomen CT Protokollen bezüglich ihrer effektiven Dosis und Sensitivität in der Steindetektierung an einem normalen und einem modifizierten Alderson - Rando - Phantom verglichen. Darüber hinaus überprüften wir, ob die Zinnfilter-

technik bei adipösen Patienten gegenüber der herkömmlichen CT Low Dose Technik, in der Diagnostik von Harnsteinen Vorteile, bezüglich der applizierten effektiven Dosis, der Sensitivität Nierensteine zu detektieren und der Bildqualität aufweist.

2 Material & Methoden

2.1 CT Technik

Alle Aufnahmen, die in dieser Studie Verwendung finden, wurden in der Abteilung Radiologie des Bundeswehrkrankenhauses Ulm an einem Dual Energy CT (DECT) Scanner der 3. Generation, hier Siemens Somatom Force, angefertigt. Das Siemens Somatom Force besitzt 2 x 192-Zeilen und ist mit einem Zinn Filter ausgestattet [12].

2.1.1 Dual Source

Der Aufbau moderner Dual-Source-CT Geräte ist dadurch gekennzeichnet, dass sich auf der Gantry zwei Messsysteme, bestehend aus einem Röntgenstrahler und dem dazugehörigen Detektor befinden, welche annähernd in einem Winkel von 90° angeordnet sind. Das Siemens Somatom Force ist mit zwei *Stellar^{Infinity} Detektoren* und zwei *Vectron* Röntgenröhren ausgestattet und kann mit Röhrensparnungen von 70kV – 150kV, in 10kV Schritten, betrieben werden [12].

2.1.2 Dual Energy

Mit der Dual Source Technik ist es möglich, zwei Messdatensätze gleichzeitig mit unterschiedlichen Röntgenspektren, durch Betrieb der Röntgenröhren mit unterschiedlicher Röhrensparnung, zu akquirieren. Dabei wird an einer Röhre eine hohe, an der anderen Röhre eine niedrige Spannung angelegt. Mit dieser Technik, auch Dual-Energy Technik genannt, ist es möglich unterschiedliche Gewebetypen chemisch zu charakterisieren. Dies wird auch Dekomposition genannt. Diese Fähigkeit wird im klinischen Routinebetrieb z.B. zur Charakterisierung von Nierensteinen benutzt [38].

2.1.3 Zinnfilter

Röntgenröhren erzeugen bei einer Untersuchung abhängig vom Anodenmaterial und einem Standardfilter ein typisches Energiespektrum. Durch den Einsatz eines Vorfilters aus Zinn wird das normale Energiespektrum „nach rechts“, verschoben, niedrigere keV- Werte werden im Zinnfilter absorbiert und die Strahlung hierdurch aufgehärtet. Dieses Phänomen wird auch „spectral shaping“ genannt. Der Zinn Filter hat dadurch gleich zwei entscheidende Einflussfaktoren in Bezug auf Dosisreduktion und chemische Analysemethoden.

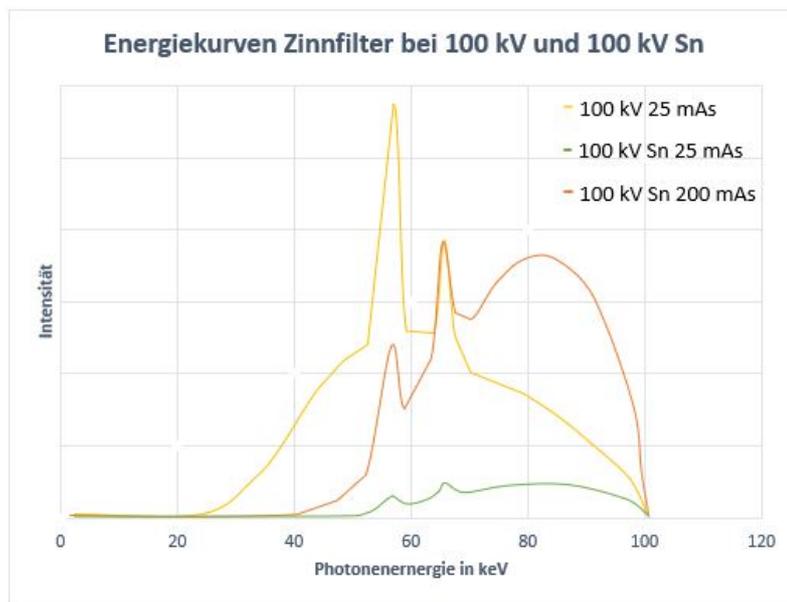


Abb. 2: **Energiekurve Zinnfilter bei 100 kV und 100 kV Sn nach May et al.** Y-Achse: Gemessene Intensität. X-Achse: Photonenergie in keV. Gelb: Spezifische Energiekurve für 100 kV Röhrensorgung und 25 mAs Röhrenstrom. Grün: Spezifische Energiekurve für 100 kV Sn Röhrensorgung und 25 mAs Röhrenstrom. Orange: Spezifische Energiekurve für 100 kV Sn Röhrensorgung und 200 mAs. kV Sn: Kilovolt mit Zinnfilter. kV = Kilovolt. mAs = Milliamperesekunden. [19]

Im Rahmen einer CT Untersuchung bewirkt ein Zinn Filter durch „spectral shaping“, dass dosisineffiziente, niedrigerenergetische Photonen gefiltert werden und nicht den zu untersuchenden Patienten erreichen und somit keinen Einfluss auf die effektive Gesamtdosis haben. Dies führt zu einer signifikanten Dosisreduktion [7]. Des Weiteren führt das „spectral shaping“ physikalisch zu einer deutlichen Aufhärtung der Strahlung. Die Aufhärtung der Strahlung hat verschiedene Vorteile, aber auch einen Nachteil. Aufgehärtete Strahlung besitzt eine höhere Eindringtiefe durch eine geringere Absorptionswahrscheinlichkeit im untersuchten Gewebe. Dies führt zu einem verminderten Bildrauschen. Als Nachteil sind

besondere Voraussetzungen an die Gerätetechnik zu nennen. Durch die Zinnfiltertechnik werden, gemessen am Röhrenstrom, 90% der Intensität absorbiert. Dies bedeutet, dass erhebliche Einbußen im Kontrast die Folge sind. Um dies auszugleichen muss der Röhrenstrom bei 100 kV um das 10- fache gesteigert werden.

Bei einer (DECT) Untersuchung, überlappen die Energiespektren trotz unterschiedlicher Röhrenspannung zu einem großen Anteil. Wird ein Zinn Filter der hochenergetischen Röhre vorgeschaltet, führt dies zu einer verbesserten Separation gegenüber dem Energiespektrum der niedrigenergetischen Röntgenröhre. Dies ermöglicht eine deutliche Steigerung des Dual Energy Kontrastes zwischen zwei Materialien und ermöglicht somit eine genauere Determination des zu untersuchenden Gewebetyps [28].

2.2 Phantom und Versuchsaufbau

In unserem Versuchsaufbau verwendeten wir ein Alderson - Rando - Phantom, welches ursprünglich für die Strahlentherapie entwickelt wurde. Das Phantom besteht aus einem menschlichen Skelett, welches in eine Masse aus Hartgummi mit idealisierten menschlichen Außenkonturen eingebettet ist. Das Phantom besteht aus mehreren, ca. 2,5 cm dicken Scheiben, in die in einem geometrisch angeordneten Raster Bohrlöcher in einem Abstand von ca. 1,5 cm angeordnet sind.



Abb. 3: **Fotografie eines Alderson-Rando Phantom**

In die Bohrlöcher positionierten wir im mutmaßlichen Verlauf des rechten Ureter 11 ver-

schiedene, chemisch analysierte und größenvermessene Harnsteine, welche aus dem Bundeswehrkrankenhaus Ulm, Abteilung Urologie, stammen. Die Steine 1 - 6 bestehen aus Calciumoxalat-Monohydrat, Stein 7 aus Harnsäure, Stein 8 aus Apatit, Stein 9 zu 80% aus Calciumhydrogenphosphat-Dihydrat und 20% Ca-Ox-M, Stein 10 aus 80% Calciumoxalat-Dihydrat und 20% Ap und Stein 11 aus 90% Ca-Ox-D und 10% Ap. Dazu betteten wir die Nierensteine in eine Gelantinelösung ein, um nachfolgend Aufhärtungsartefakte im Rahmen der Bildgebung zu vermeiden. Die vorab durchgeführte Größenbestimmung der Steine erfolgte anhand einer geeichten Schieblehre.

Den größten Längsachsendurchmesser hat Stein Nr. 9 mit 4,7 mm, den geringsten Längsachsendurchmesser hat Stein Nr. 3 mit 2,2 mm. Der Mittelwert der Längsachsendurchmesser beträgt 3,56 mm. Den größten Kurzachsendurchmesser hat Stein Nr. 6 mit 2,9 mm, den geringsten hat Stein Nr. 11 mit 1,2 mm. Der Mittelwert des Kurzachsendurchmesser beträgt 2,15 mm.

Tab. 5: **Haupt- und Nebenbestandteile der eingesetzten Harnsteine inklusive der gemessenen Länge der Lang- und Kurzachsen.** Blau hinterlegte Zellen: Ca-oxalat-monohydrat haltige Steine. Rot hinterlegte Zellen: Harnsäurehaltige Steine. Gelb hinterlegte Zellen Apatit haltige Steine. Grün hinterlegte Zellen: Mischsteine aus Ca-hydrogenphosphat-dihydrat und Ca-oxalat-dihydrat haltige Steine. Ca-oxalat-monohydrat = Calciumoxalat-Monohydrat, Ca-hydrogenphosphat-dihydrat = Calciumhydrogenphosphat-Dihydrat und Ca-oxalat-dihydrat = Calciumoxalat-Dihydrat.

Nr.	Zusammensetzung				Größe	
	Hauptbestandteil		Nebenbestandteil		Langachse	Kurzachse
1	Ca-oxalat-monohydrat	100%	-	-	2,9 mm	2,2 mm
2	Ca-oxalat-monohydrat	100%	-	-	2,5 mm	2,1 mm
3	Ca-oxalat-monohydrat	100%	-	-	2,2 mm	1,4 mm
4	Ca-oxalat-monohydrat	100%	-	-	4,1 mm	2,8 mm
5	Ca-oxalat-monohydrat	100%	-	-	4,0 mm	2,4 mm
6	Ca-oxalat-monohydrat	100%	-	-	3,8 mm	2,9 mm
7	Harnsäure	100%	-	-	3,6 mm	2,7 mm
8	Apatit	100%	-	-	4,6 mm	2,2 mm
9	Ca-hydrogenphosphat-dihydrat	80%	Ca-oxalat-monohydrat	20%	4,7 mm	1,5 mm
10	Ca-oxalat-dihydrat	80%	Apatit	20%	3,9 mm	2,3 mm
11	Ca-oxalat-dihydrat	90%	Apatit	10%	2,9 mm	1,2 mm

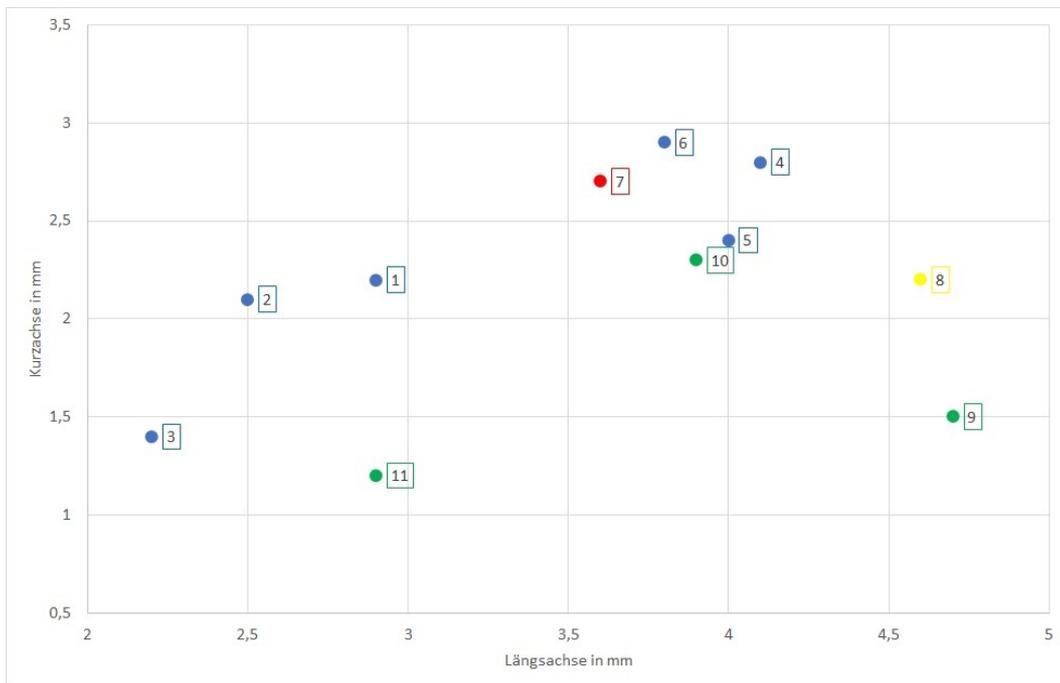


Abb. 4: **Länge der Lang- und Kurzachsen der eingesetzten Nierensteine manuell gemessen durch eine Schieblehre, farblich codiert nach chemischer Zusammensetzung.** Y-Achse: Kurzachse der Nierensteine in mm. X-Achse: Längsachse der Nierensteine in mm. Blau: Ca-oxalat-monohydrat haltige Steine. Rot: Harnsäurehaltige Steine. Gelb: Apatit haltige Steine. Grün: Mischsteine aus Ca-hydrogenphosphat-dihydrat und Ca-oxalat-dihydrat haltige Steine. Nummern 1 - 11: Nummerische Angabe der Nierensteine gemäß Tabelle 5. Ca-oxalat-monohydrat = Calciumoxalat-Monohydrat, Ca-hydrogenphosphat-dihydrat = Calciumhydrogenphosphat-Dihydrat und Ca-oxalat-dihydrat = Calciumoxalat-Dihydrat.

Um die effektive Strahlendosis des Abdomen und Beckens zu messen, bestückten wir das Alderson - Rando - Phantom mit einer Charge von Thermolumineszenzdosimeter (TLD) (n=24). Dabei wurden die TLD in mehreren Schnittebenen auf Höhe der folgenden strahlen sensiblen Organe in den entsprechenden Bohrlöchern platziert: Leber, Pankreas, Milz, Gallenblase, Nebenniere, Niere, Harnblase, Magen, Kolon, Rektum, rotes Knochenmark, Periost, Haut, Lymphknoten, Hoden, Prostata, Ovar, Uterus und Brustdrüse, siehe Abbildung 6. In einem zweiten Versuch wurde das Phantom, um einen adipösen Patienten zu simulieren, mit einer ca. 4 cm dicken Schweineschwarte umwickelt und erneut mit einer Charge von TLD (n=26) bestückt. Die TLD befanden sich dabei in denselben Bohrlöchern wie im ersten Untersuchungsdurchlauf. Zwei zusätzliche TLD wurden auf die Oberfläche der Schwarte

platziert, um die effektive Dosis der Haut zu ermitteln.



Abb. 5: Fotografie des modifizierten, in Schweineschwarte eingewickelten Alderson - Rando - Phantom platziert auf einem Computertomographie - Tisch

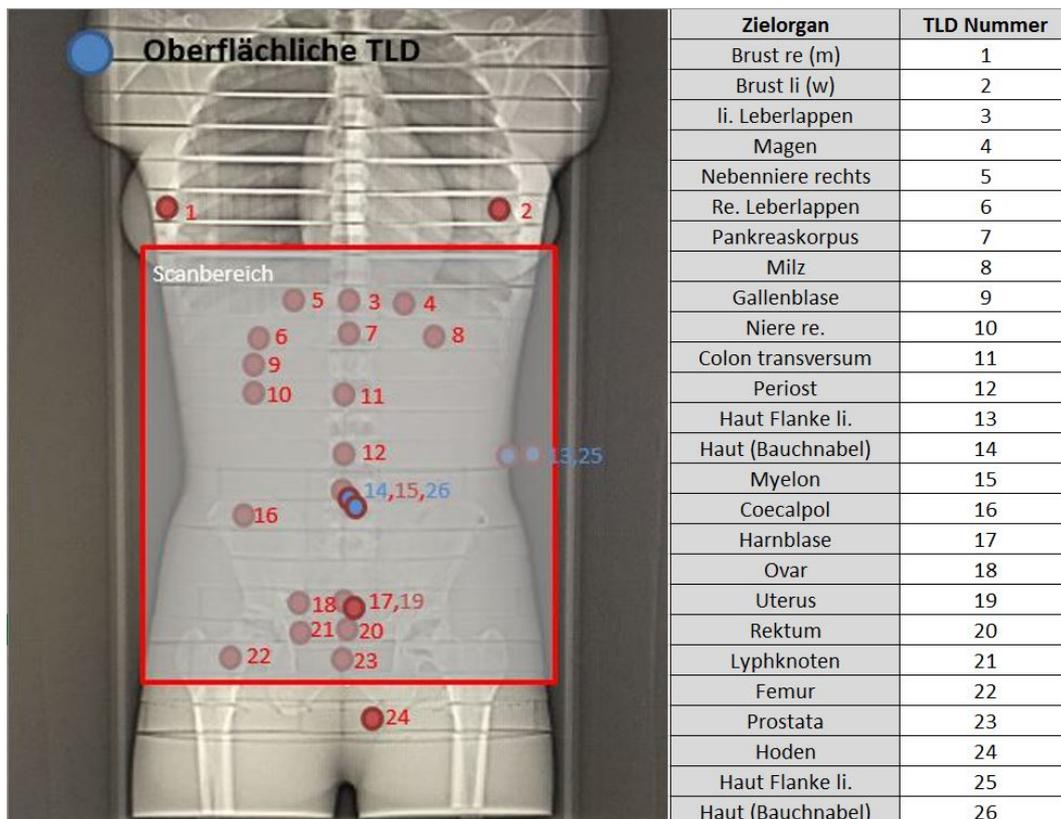


Abb. 6: **Scanbereich, Lokalisation und repräsentatives Zielorgan der TLD.** Links: Topogramm des im CT untersuchten Alderson - Rando - Phantom. Rot gerahmter Kasten entspricht dem Scanbereich im CT. Rot ausgefüllte Punkte entsprechen den innerhalb des Phantoms platzierten TLD, Blau ausgefüllte Punkte den oberflächlich platzierten TLD. Rechts: Tabelle der von 1 - 26 durchnummerierten TLD Steckplätze mit den repräsentativ ausgewählten Zielorganen. TLD = Thermolumineszenzdetektor, (m) = männlich, (w) = weiblich, li. = links, re. = rechts, CT = Computertomographie

2.3 Thermolumineszenzdosimeter

Die Thermolumineszenzdosimetrie bezeichnet das Messen der Dosis von ionisierender Strahlung durch Wärmezufuhr. Thermolumineszenzdosimeter (TLD) basieren auf kristallinen Substanzen, welche die Eigenschaft haben, strahlen erzeugte, angeregte Elektronen für lange Zeit stabil zu halten. Durch Erwärmung gehen diese Elektronen unter Emission von Licht in ihren Grundzustand zurück. Durch einen Photonmultiplier wird das emittierte Licht detektiert und somit in eine Glühkurve aufgenommen. Die Glühkurve einer Probe unbekannter Dosis kann somit mit einer Glühkurve einer Probe bekannter Dosis über das Verhältnis bestimmt

werden, da sich die Lichtintensität der Glühkurve linear zur Dosis verhält.

Nach dem Ausheizen befindet sich ein TLD wieder im Grundzustand und kann theoretisch erneut für Messungen verwendet werden [25].

Die TLD wurden über das Karlsruher Institut für Technologie (Karlsruhe, Deutschland) bezogen.

2.4 CT Scan Protokoll

Alle Daten wurden wie bereits oben beschrieben an einem DSCT der 3. Generation (Somatom Force; Siemens Healthcare) akquiriert. Das Phantom wurde dabei mit 13 verschiedenen Scanprotokollen untersucht, davon wurden 6 Scans am normalen Alderson-Rando-Phantom und 7 Scans am modifizierten, adipösen Phantom durchgeführt.

Die Parameter der Protokolle 1 und 7 entsprechen denen des Standard Low Dose Protokolls mit Röhrenstrommodulation und einer Kollimation von $192 \times 0,6$ mm, einer Rotationszeit von $0,5/\text{sec}$, einem Pitch von $0,6$ und einer Röhrenspannung von $110 \text{ kV}/39 \text{ mAs}$ und $120 \text{ kV}/83 \text{ mAs}$ gescannt. Die Protokolle 2 und 8 wurden mit Parametern des Zinnfilter Protokolls gescannt, bei dem das CTDI an die Protokolle 1 und 7 angepasst wurden. Um dies umzusetzen wurde die Röhrenstrommodulation deaktiviert. Die entsprechenden Scanparameter lauteten: Kollimation $192 \times 0,6$ mm, Rotationszeit $1/\text{sec}$, Pitch $0,85$ und $0,4$ und die Röhrenspannung $100 \text{ kV Sn}/591 \text{ mAs}$ und $100 \text{ kV Sn}/1610 \text{ mAs}$. Die Parameter der Protokolle 3 und 9 entsprechen denen des Standard Zinnfilter Protokoll mit aktivierter Röhrenstrommodulation gescannt: Kollimation $192 \times 0,6$ mm, Rotationszeit $1/\text{sec}$, Pitch $0,85$ und $0,65$, Röhrenspannung $100 \text{ kV Sn}/481 \text{ mAs}$ und $100 \text{ kV Sn}/1178 \text{ mAs}$. Die Parameter der Protokolle 4 und 10 entsprechen dem Standard Dual Energy Protokoll: Kollimation $128 \times 0,6$ mm, Rotationszeit $0,5/\text{sec}$, Pitch $0,7$, Röhrenspannung $100\text{kV}/150 \text{ kV Sn} / 101 \text{ mAs}/55 \text{ mAs}$ und $100 \text{ kV}/150 \text{ kV Sn} / 262 \text{ mAs}/117 \text{ mAs}$. Bei den Protokollen 5 und 11 wurde der erwartete CTDI, gemessen an den Protokollen 3 und 9, um 25% reduziert, die Röhrenstrommodulation wurde deaktiviert: Kollimation $192 \times 0,6$ mm, Rotationszeit $1/\text{sec}$, Pitch $0,85$ und Röhrenspannung $100 \text{ kV Sn}/333 \text{ mAs}$ und $100 \text{ kV Sn}/885 \text{ mAs}$. Bei den Protokollen 6 und 12 wurde der erwartete CTDI, gemessen an den Protokollen 3 und 9, um 50% reduziert, die Röhrenstrommodulation wurde deaktiviert, die Kollimation, Rotationszeit und Pitch änderten sich entsprechend der Protokolle 5 und 11 nicht, die Röhrenspannung

betrug 100 kV Sn/225 und 100 kV Sn/589 mAs. Bei Protokoll 13 wurde der CTDI dem CTDI aus Protokoll 3 gleich gesetzt. Kollimation, Rotationszeit und Pitch waren identisch zu den Werten aus Protokoll 3, die Röhrenspannung betrug 100 kV Sn/447 mAs. Siehe hierzu Tabelle 6 auf der nächsten Seite.

2.5 Daten-Rekonstruktionen

Die CT Bilder wurden mit ADMIRE (Stärkelevel 3) und ohne ADMIRE, bei einer Schichtdicke von 0,75 mm und 3 mm mit einer Kernelstärke von Br40 im Abdomenfenster rekonstruiert. Des Weiteren erfolgte die Rekonstruktion mit einem härteren Kernel von Br59 im Knochenfenster mit ADMIRE (Stärkelevel 2) und ohne ADMIRE bei einer Schichtdicke von 0,75 mm und 3 mm. Bei den Dual Energy Protokollen wurde zusätzlich eine Dual Energy Rekonstruktion mit einem Kernel von Qr40 mit ADMIRE (Stärkelevel 2) und ohne ADMIRE mit einer Schichtdicke von 1 mm angefertigt. Das field of view hatte bei allen MPR eine Größe von 350 mm.

Weitere Bildbearbeitung erfolgte an einer (PACS) Workstation unter Benutzung eines Barco Monitors mit der Software Cerner ProVision Workstation (Cerner Corporation, North Kansas City, USA) und Syngo Via VB30A_HF03 (Siemens, Forchheim, Deutschland).

Tab. 7: Daten Rekonstruktionen

Rekon Job	1	2	3	4	5	6	7	8
FoV	350 mm	350 mm	350 mm	350 mm	350 mm	350 mm	350 mm	350 mm
Zentrum X	0 mm	0 mm	0 mm	0 mm	0 mm	0 mm	0 mm	0 mm
ADMIRE	3	2	Aus	Aus	3	2	3	Aus
Window	Abdomen	Osteo	Abdomen	Osteo	Abdomen	Osteo	Abdomen	Abdomen
Faltungskern	Br 40	Br 59	Br 40	Br 59	Br 40	Br 59	Qr 40	Qr 40
Schichtdicke	3 mm	3 mm	3 mm	3 mm	0,75 mm	0,75 mm	1 mm	1 mm
DE	-	-	-	-	-	-	0,6	0,6

2.6 Iterative Rekonstruktionen

Die iterative Rekonstruktion (IR) von CT Bilder ist seit einigen Jahren in der radiologischen Bildgebung etabliert und löste die gefilterte Rückprojektion (FBP) als Standardverfahren ab. Vorteile der IR gegenüber der FBP sind die Reduktion von Bildartefakten, Reduktion des Bildrauschens und erhebliche Senkung der Strahlenexposition. Die Funktionsweise der IR beruht auf einem Bilderzeugungsprozess, in den man eine Korrekturschleife einarbeitet,

Tab. 6: Scanprotokolle

Protokollnr.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Protokoll	Standard low dose Abdomen BWK Ulm	Zinnfilter Abdomen mit CTDI Wert aus Protokoll 1	Zinnfilter Standard BWK Ulm	DE Abdomen Standard BWK Ulm	Zinnfilter Dosis 25% geringer als Protokoll 3	Zinnfilter Dosis 50% geringer als Protokoll 3	Standard low dose Abdomen BWK Ulm	Zinnfilter Abdomen mit CTDI Wert aus Protokoll 7	Zinnfilter Standard BWK Ulm	DE Abdomen Standard BWK Ulm	Zinnfilter Dosis 25% geringer als Protokoll 9	Zinnfilter Dosis 50% geringer als Protokoll 9	Zinnfilter Dosis gleich Protokoll 3
Phantom	Alderson - Rando Phantom	Alderson - Rando Phantom	Alderson - Rando Phantom	Alderson - Rando Phantom	Alderson - Rando Phantom	Alderson - Rando Phantom	Alderson - Rando Phantom mit Schwarte	Alderson - Rando Phantom mit Schwarte	Alderson - Rando Phantom mit Schwarte	Alderson - Rando Phantom mit Schwarte	Alderson - Rando Phantom mit Schwarte	Alderson - Rando Phantom mit Schwarte	Alderson - Rando Phantom mit Schwarte
Scanrichtung	Craniokaudal	Craniokaudal	Craniokaudal	Craniokaudal	Craniokaudal	Craniokaudal	Craniokaudal	Craniokaudal	Craniokaudal	Craniokaudal	Craniokaudal	Craniokaudal	Craniokaudal
Scanbereich	BWK 12 bis Unterkannte Symphyse	BWK 12 bis Unterkannte Symphyse	BWK 12 bis Unterkannte Symphyse	BWK 12 bis Unterkannte Symphyse	BWK 12 bis Unterkannte Symphyse	BWK 12 bis Unterkannte Symphyse	BWK 12 bis Unterkannte Symphyse	BWK 12 bis Unterkannte Symphyse	BWK 12 bis Unterkannte Symphyse	BWK 12 bis Unterkannte Symphyse	BWK 12 bis Unterkannte Symphyse	BWK 12 bis Unterkannte Symphyse	BWK 12 bis Unterkannte Symphyse
Röhrenstrom	39 mAs	591 mAs	481 mAs	101 mAs 55 mAs	333 mAs	225 mAs	83 mAs	1610 mAs	1178 mAs	262 mAs 117 mAs	885 mAs	589 mAs	447 mAs
Röhrensnnung	110 kV	Sn 100 kV	Sn 100 kV	100 kV Sn 150 kV	Sn 100 kV	Sn 100 kV	120 kV	Sn 100 kV	Sn 100 kV	100 kV Sn 150 kV	Sn 100 kV	Sn 100 kV	Sn 100 kV
CTDI	2,05 mGy	2,04 mGy	1,55 mGy	5,99 mGy	1,16 mGy	0,78 mGy	5,58 mGy	5,57 mGy	4,08 mGy	14,90 mGy	3,06 mGy	2,04 mGy	1,54 mGy
DLP	65,4 mGy*cm	67,4 mGy*cm	51,5 mGy*cm	197,9 mGy*cm	38,2 mGy*cm	25,7 mGy*cm	178,9 mGy*cm	171,3 mGy*cm	129,9 mGy*cm	483,5 mGy*cm	100,8 mGy*cm	65,5 mGy*cm	51,1 mGy*cm
Scanzeit	5,09 sec	7,62 sec	7,67 sec	6,73 sec	7,65 sec	7,64 sec	5,11 sec	14,44 sec	9,43 sec	6,63 sec	7,62 sec	7,45 sec	7,65 sec
Rotationszeit	0,5	1	1	0,5	1	1	0,5	1	1	0,5	1	1	1
Akquisition	192 x 0,6 mm	192 x 0,6 mm	192 x 0,6 mm	128 x 0,6 mm	192 x 0,6 mm	192 x 0,6 mm	192 x 0,6 mm	192 x 0,6 mm	192 x 0,6 mm	128 x 0,6 mm	192 x 0,6 mm	192 x 0,6 mm	192 x 0,6 mm
Pitch	0,6	0,85	0,85	0,7	0,85	0,85	0,6	0,4	0,65	0,7	0,85	0,85	0,85

bei der die Schnittbilder durch eine iterative, schrittweise Annäherung mit einem zuvor errechneten Rohdatensatz verglichen werden. Dies wird solange wiederholt bis ein definiertes Abbruchkriterium, wie z.B. eine gewünschte Übereinstimmung erreicht wird. Jede Wiederholung korrigiert Fehler im erzeugten Schnittbild und reduziert das Bildrauschen. Grundsätzlich müssen zwei verschiedene Möglichkeiten der IR unterschieden werden. Zum einen gibt es die statistischen iterativen Verfahren und die erst seit kurzem etablierten modellbasierten iterativen Verfahren. In der Studie wurden lediglich auf die FBP und auf die modellbasierten iterativen Verfahren zurückgegriffen. Der Algorithmus am Siemens Somatom Force (Siemens, Forchheim, Deutschland) lautet Advanced Modeled Iterative Reconstruction (ADMIRE) und unterscheidet sich gegenüber den statistischen iterativen Verfahren dadurch, dass als zusätzlicher Einflussfaktor die exakte Geometrie berücksichtigt wird. Der genaue Ablauf des ADMIRE Algorithmus wird in Abbildung 7 beschrieben und läuft in 3 Einzelschritten ab [31, 9].

1. Der ADMIRE Algorithmus verwendet eine erweiterte statistische Gewichtung aller Projektionen im Rohdatenraum. Als Ergebnis wird jede Projektion, die von einzelnen Detektorelementen aufgezeichnet wird, entsprechend ihrer statistischen Qualität gewichtet und integriert Informationen von Nachbardetektorelementen. Dies trägt zur Verringerung des Bildrauschens bei, reduziert jedoch vor allem die Spiralartefakte.
2. Die erweiterte Regularisierung trennt das Rauschen von tatsächlichen anatomischen Strukturen im Bild. Die Regularisierung arbeitet in einer vergrößerten 3D-Voxel-Nachbarschaft. Diese Merkmale tragen selbst bei höheren ADMIRE-Stärken und / oder größeren Schichtdicken zu einer Dosisreduktion bei.
3. ADMIRE beinhaltet eine vollständigere Modellierung der CT-Geometrie und der Scanner-Komponenten und Eigenschaften wie Detektortyp und -größe. Dies trägt zu einer verbesserten räumlichen Auflösung und Reduzierung von Spiralartefakten bei.

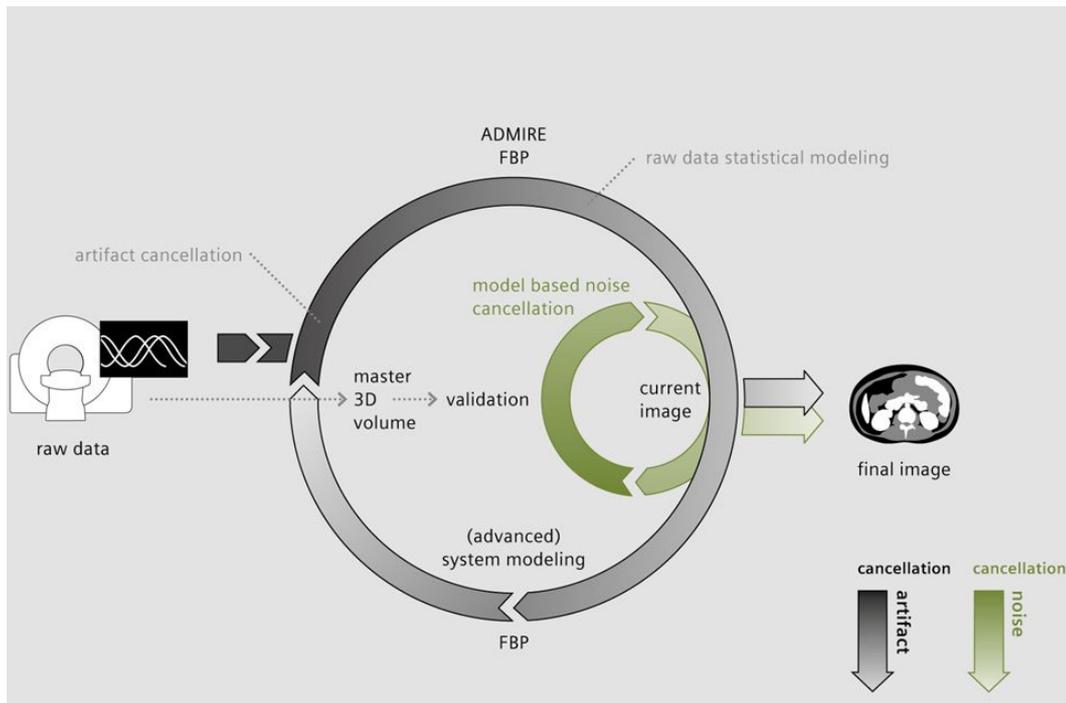


Abb. 7: **ADMIRE Algorithmus**, mit freundlicher Genehmigung von Siemens Healthcare [31]

2.7 Dosisberechnung

2.7.1 Berechnung der effektiven Dosis anhand erhobener Messwerte

Als Grundlage der Dosisberechnung dient die Veröffentlichung der International Commission on Radiological Protection (ICRP) aus dem Jahr 2007. In Kapitel 4 der Veröffentlichung ICRP 103 wird im Detail erläutert, nach welcher Methode man die effektive Dosis E berechnen kann. Die effektive Dosis E , welche in ICRP 60 (1991) eingeführt wurde, ist durch eine gewichtete Summe von Organdosen definiert als:

$$E = \sum w_T H_T$$

w_T entspricht dem Gewichtungsfaktor für das Gewebe T , dabei gilt $\sum w_T = 1$. Die empfohlenen Gewebe-Wichtungsfaktoren können folgender Tabelle entnommen werden.

Tab. 8: **Empfohlene Gewebe-Wichtungsfaktoren für sämtliche Gewebearten gemäß ICRP 103.** w_T = Gewebewichtungsfaktor, $w_T Summe$ = Summe der Gewebewichtungsfaktoren aus einer Zeile, Gesamtsumme entspricht 1. ICRP = International Commission on Radiological Protection [29]

Gewebe	w_T	$w_T Summe$
Knochenmark (rot), Kolon, Lunge, Magen, Brust	0,12	0,6
Nebennieren, Obere Atemwege, Gallenblase, Herz, Nieren, Lymphknoten, Muskelgewebe, Mundschleimhaut, Bauchspeicheldrüse, Prostata, Dünndarm, Milz, Thymus, Uterus	0,0086	0,12
Keimdrüsen	0,08	0,08
Blase, Oesophagus, Leber, Schilddrüse	0,04	0,16
Knochenoberfläche, Gehirn, Speicheldrüsen, Haut	0,01	0,04
Gesamt		1,00

H_T entspricht der Organdosis oder auch equivalent dose und ist wie folgt definiert:

$$H_T = \sum w_R D_{T,R}$$

Die Einheit der Organdosis ist $J \cdot kg^{-1}$, sie trägt den Namen Sievert (Sv). w_R ist der Strahlungs-Wichtungsfaktor für die Strahlung R, welcher bei Röntgenstrahlung gleich 1 ist. D_T entspricht der Energiedosis im Volumen eines speziellen Organs oder Gewebes T.

In unserem Versuchsaufbau wurde allerdings nicht der gesamte Körper bestrahlt. Dies ist ein wichtiger Einflussfaktor für die Berechnung der effektiven Dosis D, denn einige Organe kommen sowohl im Abdomen als auch im Thorax vor wie z.B. die Knochenoberfläche oder das Muskelgewebe. Daher mussten wir einen prozentualen Umrechnungsfaktor, „fraction irradiated“ (FI_T), in unsere Rechnung einfügen. Der prozentuale Umrechnungsfaktor wurde für jedes Gewebe durch Schätzung ermittelt.

Tab. 9: **Versuchsspezifische, prozentuale Umrechnungsfaktoren „fraction irradiated“ FI_T in % für jedes bestrahlte Gewebe.** w_T = Gewebeumrechnungsfaktor, FI_T = fraction irradiated

Gewebe	w_T	FI_T
Knochenmark (rot)	0,12	30
Kolon		100
Lunge		0
Magen		100
Brust		100
Nebennieren	0,0086	100
Obere Atemwege		0
Gallenblase		100
Herz		0
Nieren		100
Lymphknoten		30
Muskelgewebe		30
Mundschleimhaut		0
Bauchspeicheldrüse		100
Prostata		100
Dünndarm		100
Milz		100
Thymus		0
Uterus		100
Ovar	0,08	100
Hoden		100
Hoden mit Kapsel		5
Blase	0,04	100
Oesophagus		
Leber		100
Schilddrüse		0
Knochenoberfläche	0,01	18
Gehirn		0
Speicheldrüsen		0
Haut		18

Somit lautet die abschließende Formel zur Berechnung der effektiven Dosis E:

$$E = \sum w_T H_T FI_T$$

Um die effektive Dosis geschlechtsspezifisch zu vergleichen, wurde die effektive Dosis anhand der o.g. Formel für jedes Scanprotokoll für ein weibliches Phantom, ein männliches Phantom mit und ohne Gonadenschutz ermittelt. Die Hodenkapsel wurde durch eine 95 % betragende

Reduktion der Organdosis des Hodens simuliert [44].

2.7.2 Berechnung der effektiven Dosis anhand des DLP

Eine weitere Möglichkeit die effektive Dosis zu ermitteln ist die Berechnung mittels des DLP , welches die Einheit $mGy \cdot cm$ hat, und eines Konversionsfaktors (k) [4]. Der Konversionsfaktor hat die Einheit $\frac{mSv}{mGy \cdot cm}$, ist abhängig vom Alter und der untersuchten Körperregion. Der Wert des DLP kann dem Untersuchungsprotokoll entnommen werden. Die Formel zur Berechnung der effektiven Dosis lautet:

$$E = DLP \cdot k$$

2.8 Steinanalyse

Die Analyse der Nierensteine erfolgte mit verschiedenen Methoden. Zum einen wurde die Größe der einzelnen Steine, wie in Abschnitt 2.2 beschrieben, mit Hilfe einer geeichten Schieblehre vermessen, zum anderen erfolgten Messungen mittels einer automatisierten Nachbearbeitungssoftware, hier Syngo Via VB30A_HF03 (Siemens, Forchheim, Deutschland). Die automatisierten Messungen erfolgten dabei bei dem dünnen Phantom in Protokoll 4 und bei dem dicken Phantom in Protokoll 10 bei einem br59 Kernel mit einer Schichtdicke von 0,75 mm.

In einem weiteren Schritt wurde verglichen, wie hoch die Dichtewerte der Steine in HU in den einzelnen Protokollen sind. Diese wurden zum einen wieder über eine automatisierte Nachbearbeitungssoftware und zum anderen manuell in der Nachbearbeitungssoftware vermessen. Hierzu wurde erneut die Software Syngo Via benutzt. Sämtliche Messungen erfolgten bei einem br59 Kernel mit ADMIRE Stufe 2 bei einer Schichtdicke von 0,75 mm.

2.9 Objektive Bildanalyse

Die objektive Bildanalyse und Auswertung der Bildqualität erfolgte an einer PACS Workstation (Cerner Corporation, North Kansas City, USA) mit der Software Syngo Via. Hierzu wurde zunächst die Dichte innerhalb der Kortikalis im Becken gemessen. Dies erfolgte in allen Protokollen an der selben Stelle mit einer identisch großen region of interest (ROI) zum

einem im Knochenfenster mit dem Kernel Br59 und zum anderen im Weichteilfenster mit dem Kernel Br40. Die Angaben der Dichtewerte erfolgen in Hounsfield Einheiten (HU). Zur Ermittlung des Bild- bzw. Hintergrundrauschens wurde in einem ca. 10 cm² messenden ROI außerhalb des Körpers die mittlere Dichte sowie die Standardabweichung in der umgebenden Luft gemessen. Zusätzlich wurden die mittleren Dichtewerte und die Standardabweichung in einer ROI von ca. 5 cm² in der Muskulatur des M. quadriceps gemessen.

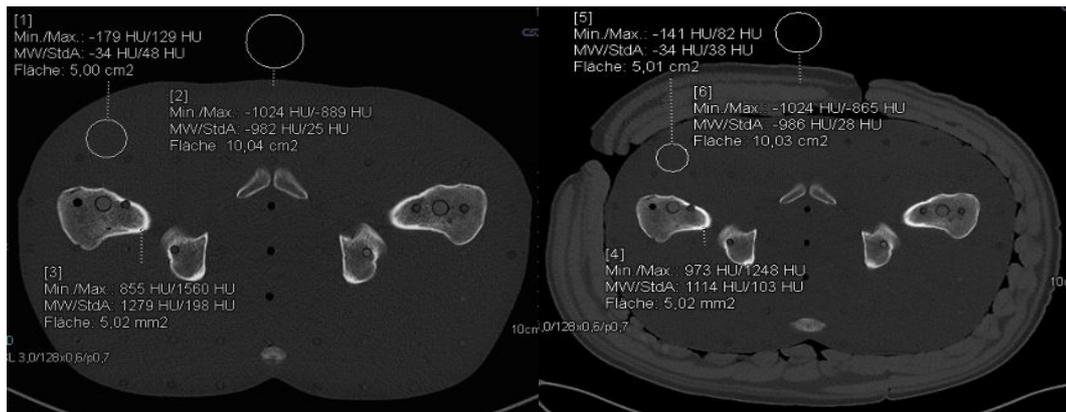


Abb. 8: **ROI Positionen zur Ermittlung der SNR und CNR Werte gemessen in den CT Bilder der Protokolle 1 - 13 (siehe Tabelle 6 auf Seite 20).** Links: nicht modifiziertes Alderson - Rando - Phantom für die Protokolle 1-6. Rechts: Modifiziertes Alderson - Rando - Phantom für die Protokolle 7-13. Die Messwerte wurden im Zeitraum von Januar 2018 - Dezember 2018 am Bundeswehrkrankenhaus Ulm erhoben. ROI = Region of interest, SNR = Signal to noise Ratio, CNR = Contrast to noise Ratio, HU = Hounsfield unit, Min. = Minimum, Max.= Maximum, MW = Mittelwert, StdA = Standardabweichung

Basierend auf den so ermittelten Dichtewerten wurden das Signal-Rausch-Verhältnis (= SNR) und das Kontrast-Rausch-Verhältnis (Contrast-to-noise ratio = CNR) als objektives Qualitätsmerkmal der akquirierten Bilder anhand folgender Formeln berechnet:

$$\text{SNR} = \frac{\text{mittlere Dichte Kortikalis}}{\text{mittlere Dichte der Standardabweichung der umgebenden Luft}}$$

$$\text{CNR} = \frac{(\text{mittlere Dichte Kortikalis} - \text{mittlere Dichte Hartgummi})}{\text{mittlere Dichte der Standardabweichung der umgebenden Luft}}$$

2.10 Subjektive Bildanalyse

Die rekonstruierten transversalen CT Bilder wurden 2 unterschiedlichen Untersuchern präsentiert. Untersucher 1, Assistenzarzt Radiologie, 4. Weiterbildungsjahr. Untersucher 2, Facharzt für Radiologie. Die Bildqualität wurde anhand einer modifizierten 5-Punkt Likert Skala bewertet. Dabei wurde die allgemeine Bildqualität anhand des subjektiven Bildrauschens, des Kontrastes und der Häufigkeit von Artefakten beurteilt. Des Weiteren wurde die Bildqualität in Bezug auf die Beurteilbarkeit der Kortikalis und der Spongiosa bewertet. Abschließend erfolgte die Einschätzung, ob die Bildqualität der einzelnen Protokolle zum Detektieren von Nierensteinen geeignet ist und ob darüber hinaus die Bildqualität ausreichend ist, um andere Pathologien suffizient zu beurteilen.

In einem weiteren Versuch wurde in Bezug auf jedes Scanprotokoll überprüft, ob die platzierten Nierensteine zu erkennen sind.

2.11 Ethikkommission

Eine Stellungnahme der zuständigen Ethikkommission vom 27.07.2017, FSt/Sta, liegt vor.

Kapitel 3

3 Ergebnisse

3.1 Dosimetrie

Im Rahmen der dosimetrischen Auswertung erfolgte eine genaue Analyse der steckplatzbezogenen Äquivalentdosen der unterschiedlichen Protokolle sowie die Analyse der berechneten effektiven Dosen.

3.1.1 Äquivalentdosen

Zu Beginn führten wir eine Datenanalyse der erhobenen Äquivalentdosen mit Hilfe von Box Plots durch, um die Messwerte besser visualisieren zu können, siehe Abbildung 9 auf der nächsten Seite.

Dazu wurden die verschiedenen Protokolle auf der x-Achse aufgetragen. Die Boxplots ermöglichen einen visuellen Vergleich der Minimal- und Maximalwerte sowie des 1. Quartil, des Median und des 3. Quartil der erhobenen Äquivalentdosen. Die Messwerte am modifizierten Alderson-Phantom (Protokoll 7 - 13) waren im Median mit 2,27 mGy bis 17,6 mGy deutlich höher als die der Protokolle 1 - 6 mit 1,66 mGy bis 11,67 mGy. Die Dual Energy Protokolle 4 und 10 zeigten dabei die höchsten gemessenen Äquivalentdosen von 0,87 mGy - 17,95 mGy in Protokoll 4 und 1,64 mGy bis 26,02 mGy in Protokoll 10.

Bei näherer Betrachtung der Äquivalentdosen der Protokolle 1 und 2, welche gemäß Tabelle 6 auf Seite 20 nahezu identische CTDI Werte haben (2,05 mGy vs 2,04 mGy), zeigt sich, dass in Protokoll 1 50% der Messwerte zwischen 2,53 mGy und 4,57 mGy und in Protokoll 2 zwischen 3,75 mGy und 5,29 mGy liegen. Der Minimalwert beträgt in Protokoll 1 0,29 mGy in Protokoll 2 0,38 mGy. Der Maximalwert in Protokoll 1 wurde mit 6,43 mGy und in Protokoll 2 mit 6,62 mGy gemessen. Somit sind die ermittelten Äquivalentdosen in Protokoll 2 messbar höher als in Protokoll 1. Eine genauere, steckplatzbezogene Analyse erfolgt in Abbildung 10 auf Seite 31, in der die einzelnen Steckplätze auf der x- Achse und die

Box Plot Äquivalentdosen

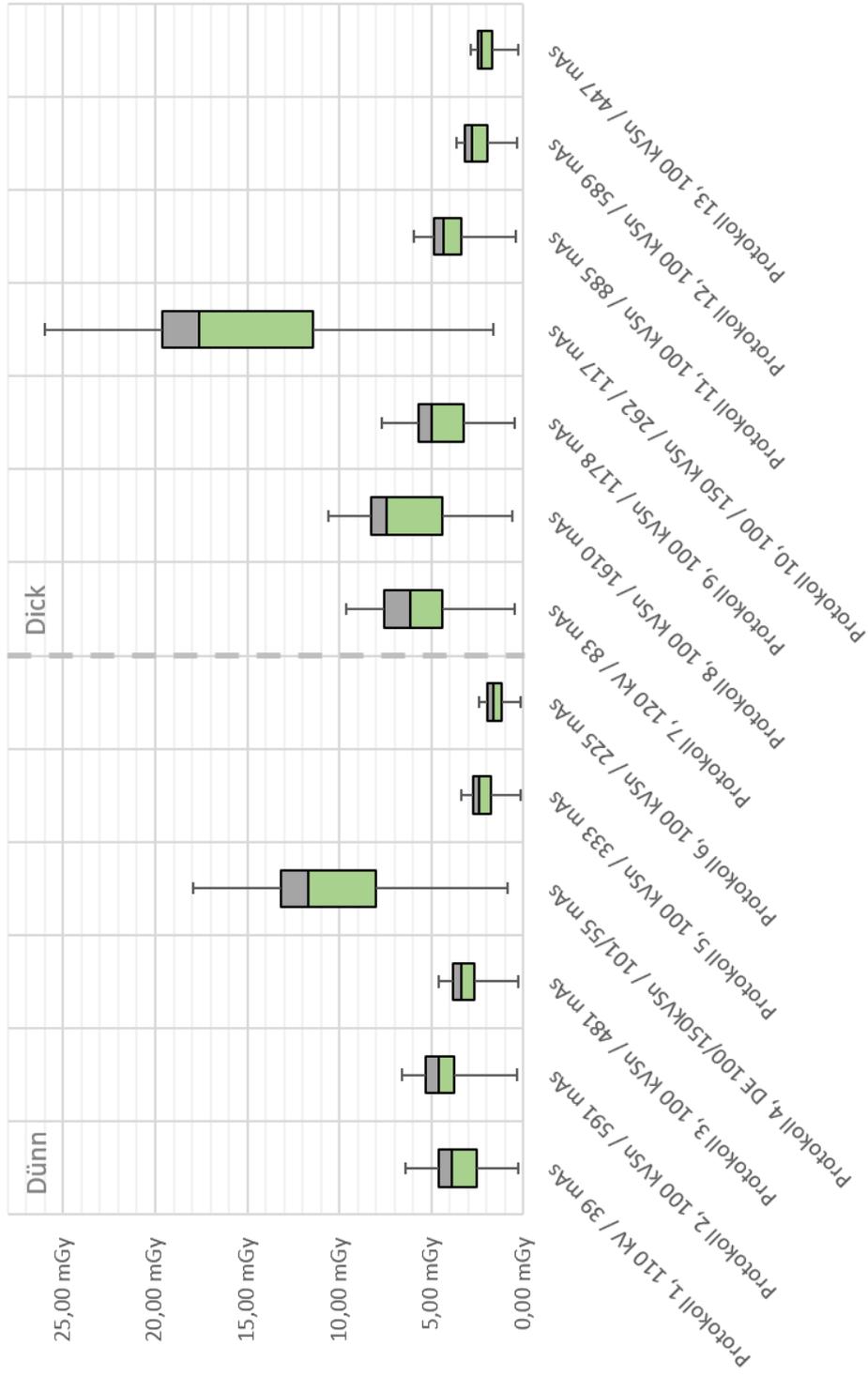


Abb. 9: Durch die TLD (siehe Abbildung 6 auf Seite 17) gemessenen Äquivalentdosen der Steckplätze 1-24 beim nicht modifizierten - (Protokoll 1-6) und der Steckplätze 1-26 beim modifizierten Alderson - Rando - Phantom (Protokoll 7-13) anhand eines Box Plot Diagramm (Protokolle gemäß Tabelle 6 auf Seite 20, Phantomaufbau gemäß Abschnitt 2.2 auf Seite 13). Y-Achse: Äquivalendosis in mGy. Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 bis Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt. TLD = Thermolumineszenzdetektor, mGy = Milligray, mAs = Milliamperesekunden, kV = Kilovolt, kV Sn = Kilovolt Zinnfilter

Äquivalentdosen auf der y-Achsen aufgetragen wurden.

Die Positionen der Steckplätze sind Unterabschnitt 2.2, Abbildung 6 auf Seite 17 zu entnehmen.

Auch in diesen Diagramm zeigt sich, dass die Äquivalentdosen der Steckplätze im direkten Vergleich in Protokoll 2 höher sind als in Protokoll 1. Lediglich die Steckplätze 17, 21 und 22 zeigten in Protokoll 2 eine geringe Äquivalentdosis.

Protokoll 3 zeigt im Vergleich zu Protokoll 1 an Steckplätzen 1 - 12 nahezu identische Messwerte von 0,29 mGy - 4,22 mGy vs 0,30 mGy - 4,33 mGy. Die Steckplätze 15 - 23 haben in Protokoll 1 höhere Messwerte als in Protokoll 3 mit 3,97 mGy - 6,43 mGy vs 3,10 mGy - 4,63 mGy.

Die Kurven der Protokolle 5 und 6 verlaufen parallel zu der aus Protokoll 3, jedoch mit sukzessive niedrigeren Äquivalentdosen.

Bezüglich der o.g. Äquivalenzdosisunterschiede der Protokolle 1 und 2 konnte in den Protokollen 7 und 8 eine ähnlich Beobachtung gemacht werden, siehe dazu Abbildung 11 auf Seite 32.

Die CTDI Werte aus den Scanprotokoll betragen bei Protokoll 7 5,58 mGy und in Protokoll 5,57 mGy. In Protokoll 7 liegen 50% der Messwerte zwischen 4,41 mGy und 7,55 mGy und in Protokoll 8 zwischen 4,41 mGy und 8,26 mGy. Der Minimalwert beträgt in Protokoll 7 0,50 mGy in Protokoll 8 0,62 mGy. Der Maximalwert in Protokoll 7 wurde mit 9,65 mGy und in Protokoll 8 mit 10,58 mGy gemessen. Somit sind die ermittelten Äquivalentdosen in Protokoll 8 messbar höher als in Protokoll 7.

Das Protokoll 9 zeigt im Vergleich zu Protokoll 7 an sämtlichen Steckplätzen niedrige Äquivalenzdosen, die Kurven der Protokolle 11, 12 und 13 verlaufen mit Ausnahme des Steckplatzes 6 in Protokoll 11 parallel zu der Kurven aus Protokoll 9 mit sukzessiv geringeren Äquivalentdosen.

Die Äquivalentdosen der Steckplätze 1 und 2 fallen in allen Protokollen erwartungsgemäß gering aus (0,13 - 2,07 mGy), da sie nicht im ausgewählten Scanbereich lagen. Ähnliches wurde für Steckplatz 24, bzw. 26 in Protokoll 7-13, erwartet, welcher unterhalb des Scanbereichs platziert wurde. Allerdings zeigten sich hier im Vergleich zu Steckplatz 1 und 2 deutlich höhere Äquivalentdosen (1,03 - 8,51 mGy).

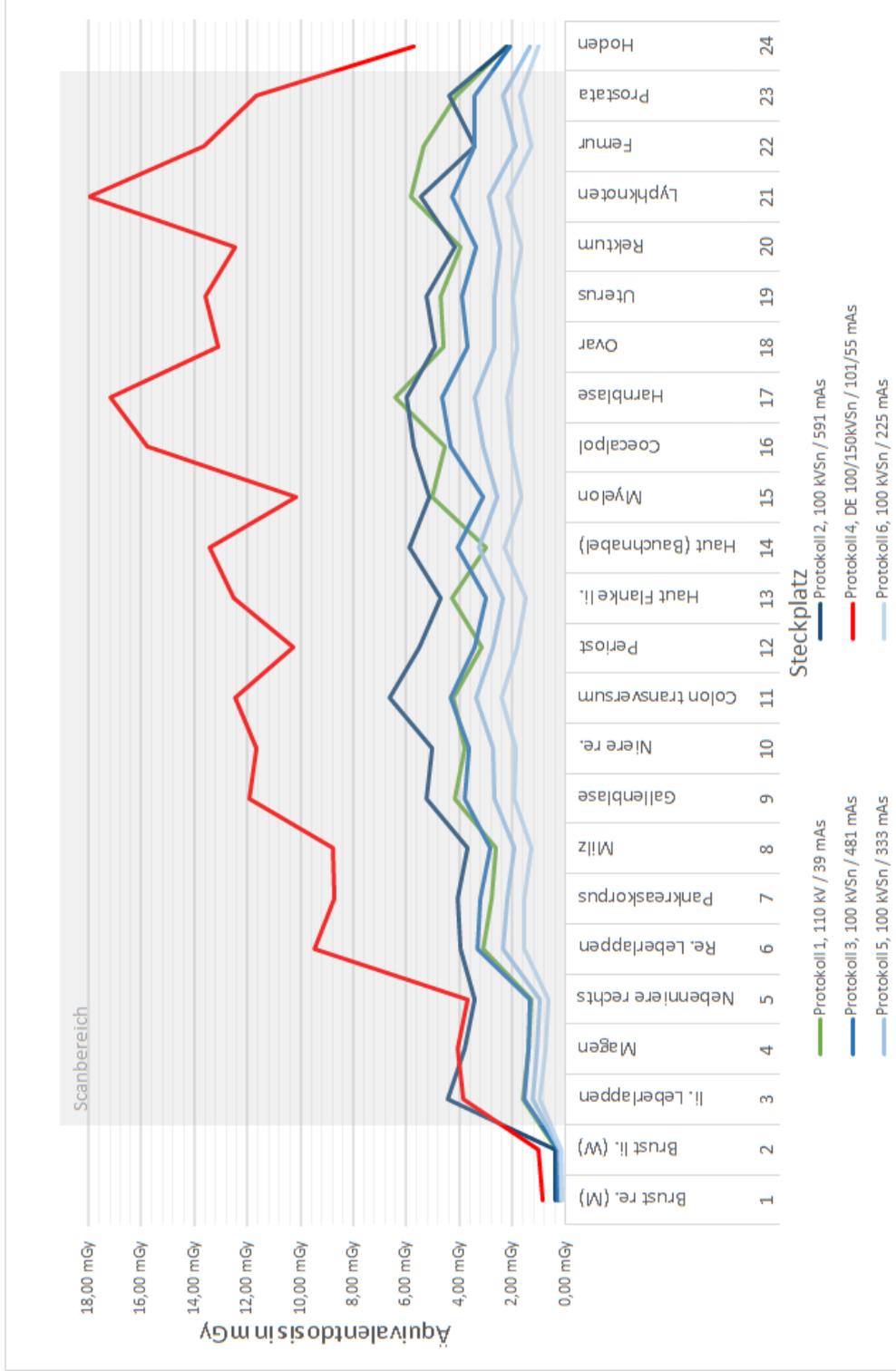


Abb. 10: Steckplatzspezifische Darstellung der über die TLD (siehe Abbildung 6 auf Seite 17) gemessenen Äquivalentdosen für die Protokolle 1-6 (siehe Tabelle 6 auf Seite 20). Grüne Linie: Protokoll 1. Dunkelblaue Linie: Protokoll 2, Blaue Linie: Protokoll 3. Rote Linie: Protokoll 4. Blaugraue Linie: Protokoll 5. Hellblaue Linie: Protokoll 6. Grauer Kasten: Scanbereich. Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 bis Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt. TLD = Thermolumineszenzdosimeter, mGy = Milligray, kV Sn = Kilovolt Zinnfilter, mAs = Milliamperesekunden.

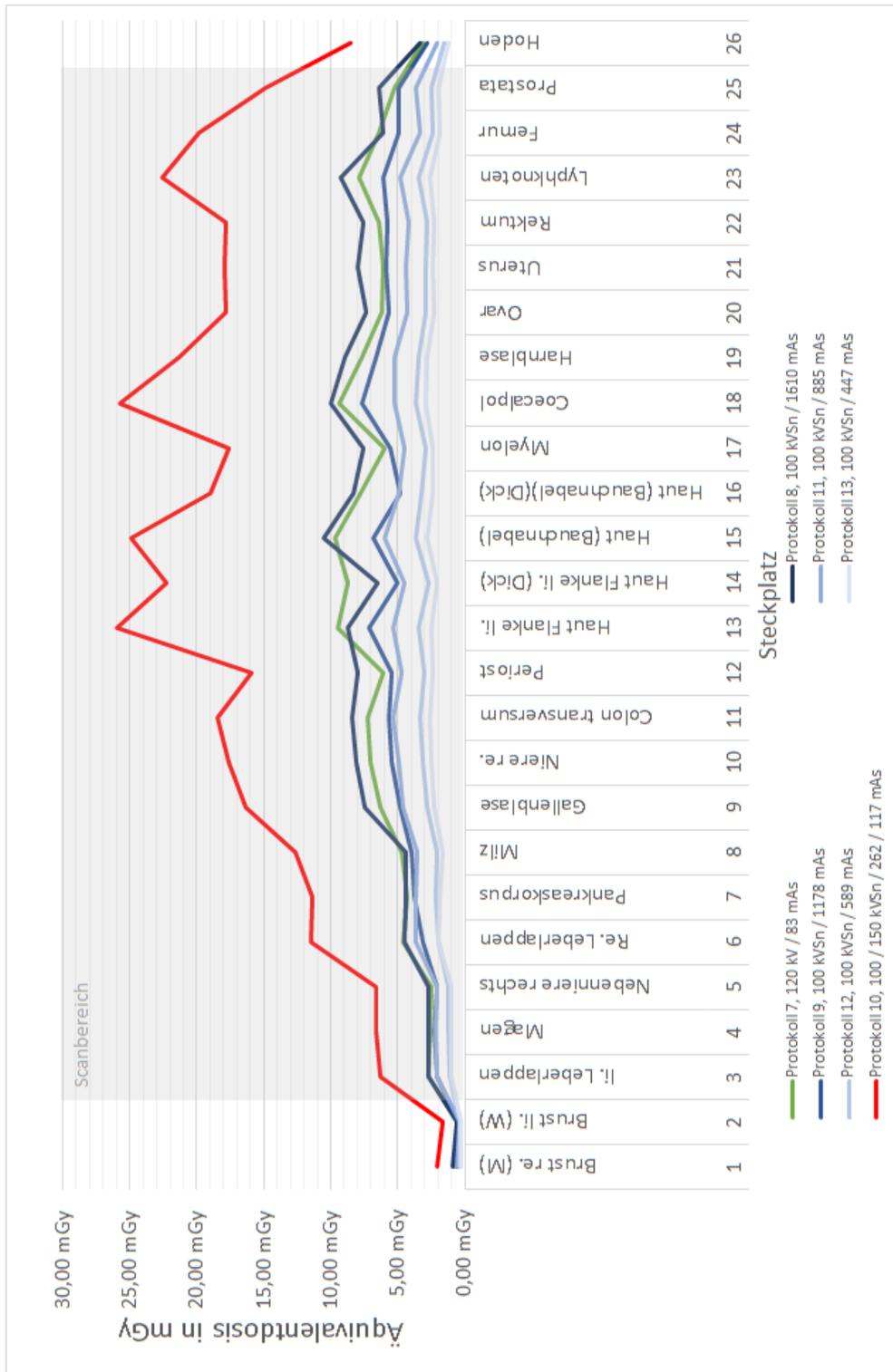


Abb. 11: Steckplatzspezifische Darstellung der über die TLD (siehe Abbildung 6 auf Seite 17) gemessenen Äquivalentdosen für die Protokolle 7-13 (siehe Tabelle 6 auf Seite 20). Grüne Linie: Protokoll 7. Dunkelblaue Linie: Protokoll 8, Blaue Linie: Protokoll 9. Rote Linie: Protokoll 10. Blaugraue Linie: Protokoll 11. Hellblaue Linie: Protokoll 12. Hellgraue Linie: Protokoll 13. Grauer Kasten: Scanbereich. Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 bis Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt. TLD = Thermolumineszenzdosimeter, mGy = Milligray, kV = Kilovolt, kV Sn = Kilovolt Zinnfilter, mAs = Milliamperesekunden.

3.1.2 Effektive Dosis

Für die Analyse der effektiven Dosis wurde zuerst ein Boxplot Diagramm zur besseren Visualisierung angefertigt. Dazu verglichen wir Protokoll unabhängig die effektive Dosis für ein männliches Phantom, für ein weibliches Phantom, ein männliches Phantom mit Gonadenschutz sowie die aus dem DLP berechnete effektive Dosis. Die oberen und unteren Whisker geben jeweils die Maximal- und Minimalwerte an. In den Boxen sind die 1. Quartile, der Median sowie die 3. Quartile beschrieben.

Wie in Abbildung 12 auf der nächsten Seite dargestellt ergibt sich die größte Spannweite von gemessenen Dosen bei der aus dem DLP errechneten effektiven Dosis mit Minimal- und Maximalwerten von 0,41 mSv - 7,75 mSv. Die geringste Spannweite wird beim männlichen Phantom mit Gonadenschutz gemessen mit Werten von 0,63 mSv - 6,29 mSv.

Die größte Spannweite des Interquartilenbereichs (IQR), d.h. der Bereich in dem 50 % aller Messwerte liegen, zeigt sich ebenfalls bei der errechneten effektiven Dosis aus dem DLP mit Werten von 0,82 mSv - 2,74 mSv. Die geringste Spannweite des IQR zeigt sich erneut bei dem männlichen Phantom mit Gonadenschutz (1,01 mSv - 1,60 mSv).

Die Minimal- und Maximalwerte für das männlich Phantom betragen 0,71 mSv und 6,94 mSv, das 1. und 3. Quartil liegen bei 1,13 mSv und 2,57 mSv und fallen somit unterhalb der Werte des weiblichen Phantoms mit Minimal- und Maximalwerten von 0,78 mSv - 7,66 mSv sowie 1. und 3. Quartil von 1,24 mSv und 2,79 mSv.

In allen Berechnungen weichen die Maximalwerte stark von der 3. Quartile ab. Nach erster Analyse korrespondieren die errechneten Werte aus dem DLP gut mit den übrigen gemessenen Werten.

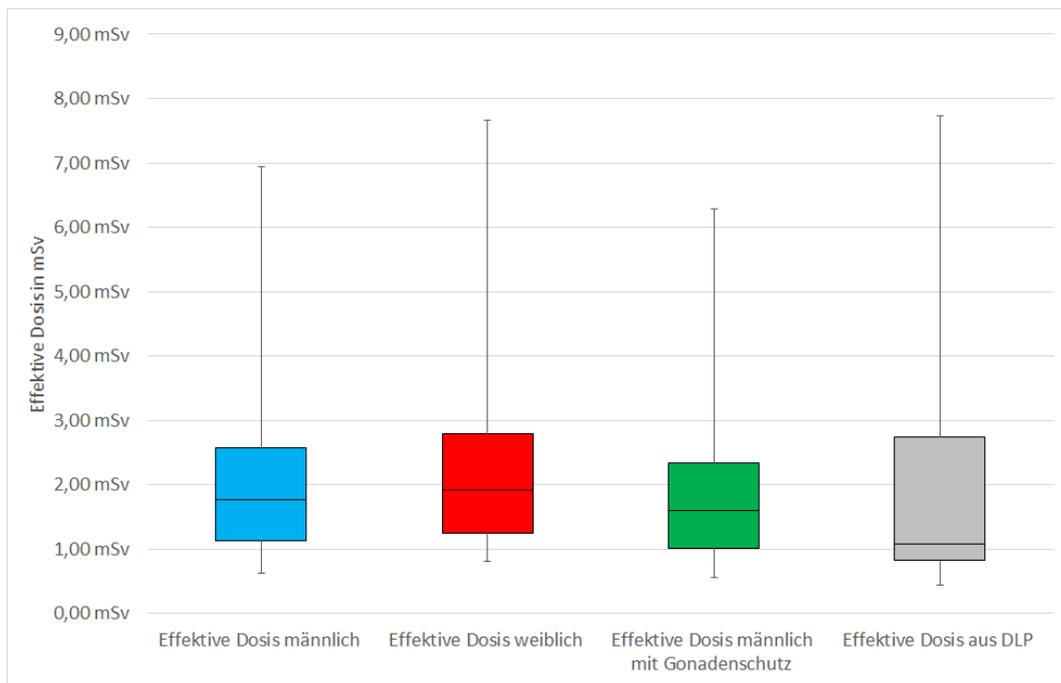


Abb. 12: **Geschlechts- und gonadenschutzspezifische Darstellung sämtlicher, durch die TLD (siehe Abbildung 6 auf Seite 17) gemessener und daraus errechneter, effektiven Dosen anhand eines Box Plot Diagramm.** Blauer Balken: effektive Dosis männliches Phantom. Roter Balken: effektive Dosis weibliches Phantom. Grüner Balken: effektive Dosis männliches Phantom mit Gonadenschutz. Grauer Balken: effektive Dosis errechnet aus dem DLP Wert. *Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 bis Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt.* mSv = Millisievert, DLP = Dosis-Längen-Produkt, TLD = Thermolumineszenzdosimeter

In einem zweiten Schritt erfolgte die protokollabhängige Analyse der effektiven Dosen, dazu unterschieden wir die Protokolle des Standard Alderson- Phantom (Protokoll 1-6) mit den Protokollen den modifizierten, adipösen Alderson- Phantom (Protokoll 7-13), siehe dazu Abbildung 13 auf Seite 36.

In den Protokollen 1-6 hat das weibliche Phantom die größte Spannweite zwischen Minimal- und Maximalwert von 0,78 mSv - 5,32 mSv, das 1. Quartil liegt bei 1,24 mSv, das 3. bei 2,20 mSv, somit ergibt sich eine IQR von 1,47 mSv. Die geringste Spannweite des Minimal- und Maximalwerts zeigt sich in den errechneten Werten aus dem DLP mit 0,41 mSv bis 3,17 mSv, das 1. Quartil liegt bei 0,66 mSv, das 3. Quartil bei 1,07 mSv, die IQR liegt bei 0,61 mSv. Das männliche Phantom ohne Gonadenschutz hat einen Minimalwert von 0,71 mSv und einen Maximalwert von 4,70 mSv, das 1. Quartil liegt bei 1,13 mSv, das 3. Quartil bei 2,0 mSv die IQR beträgt 1,31 mSv. Das männliche Phantom mit simulierten

Gonadenschutz hat einen Minimal- und Maximalwert von 0,63 mSv - 4,26 mSv, das 1. und 3. Quartil haben 1,01 mSv und 1,83 mSv, die IQR beträgt 3,63 mSv.

In den Protokollen 1-6 fällt somit auf, dass die Werte für das weibliche und männliche Phantom mit und ohne Gonadenschutz sehr nahe beieinander liegen. Hingegen sind die aus dem DLP berechneten effektiven Dosen deutlich geringer.

In den Protokollen 7-13 zeigen die aus dem DLP berechneten effektiven Dosen die größte Spannweite zwischen Minimal- und Maximalwert von 0,82 mSv - 7,74 mSv, das 1. Quartil liegt bei 1,33 mSv, das 3. bei 2,8 mSv, somit ergibt sich eine IQR von 2,21 mSv. Die geringste Spannweite des Minimal- und Maximalwerts zeigt sich bei dem männlichen Phantom mit Gonadenschutz mit 0,82 mSv bis 6,29 mSv, das 1. Quartil liegt bei 1,30 mSv, das 3. Quartil bei 2,44 mSv, die IQR liegt bei 1,7 mSv. Das männliche Phantom ohne Gonadenschutz hat einen Minimalwert von 0,92 mSv und einen Maximalwert von 6,94 mSv, das 1. Quartil liegt bei 1,44 mSv, das 3. Quartil bei 2,69 mSv die IQR beträgt 1,86 mSv. Das weibliche Phantom hat einen Minimal- und Maximalwert von 1,00 mSv - 7,66 mSv, das 1. und 3. Quartil haben Werte von 1,57 mSv und 2,95 mSv, die IQR beträgt 2,06 mSv.

Im Gegensatz zu den Protokollen 1-6 liegen sämtliche Messwerte für das weibliche und männliche Phantom mit und ohne Gonadenschutz in Protokoll 7-13 recht nahe aneinander. Um dieser Auffälligkeit noch genauer nach zu gehen, erfolgt eine detaillierte Analyse der effektiven Dosen sämtlicher Protokolle im einzelnen, siehe dazu Abbildung 14 auf Seite 37. In den Protokollen 1-6 zeigt sich innerhalb der Protokolle eine klare Abstufung der effektiven Dosen bezüglich des weiblichen und männlichen Phantom mit und ohne Gonadenschutz sowie der aus dem DLP berechneten effektiven Dosis. In allen Protokollen war die effektive Dosis am weiblichen Phantom mit 0,78 mSv - 5,32 mSv am höchsten, nachfolgend das männliche Phantom mit 0,71 mSv - 4,70 mSv. Die nächst geringe effektive Dosis zeigte sich beim männlichen Phantom mit simuliertem Gonadenschutz mit 0,63 mSv - 4,26 mSv. Die geringsten effektiven Dosen ergaben sich aus der Berechnung über das DLP mit 0,41 mSv bis 3,17 mSv.

Erwartungsgemäß zeigten sich bei dem Dual Energy Protokoll 4 in allen Berechnungen die höchsten Dosen mit 3,17 mSv - 5,32 mSv.

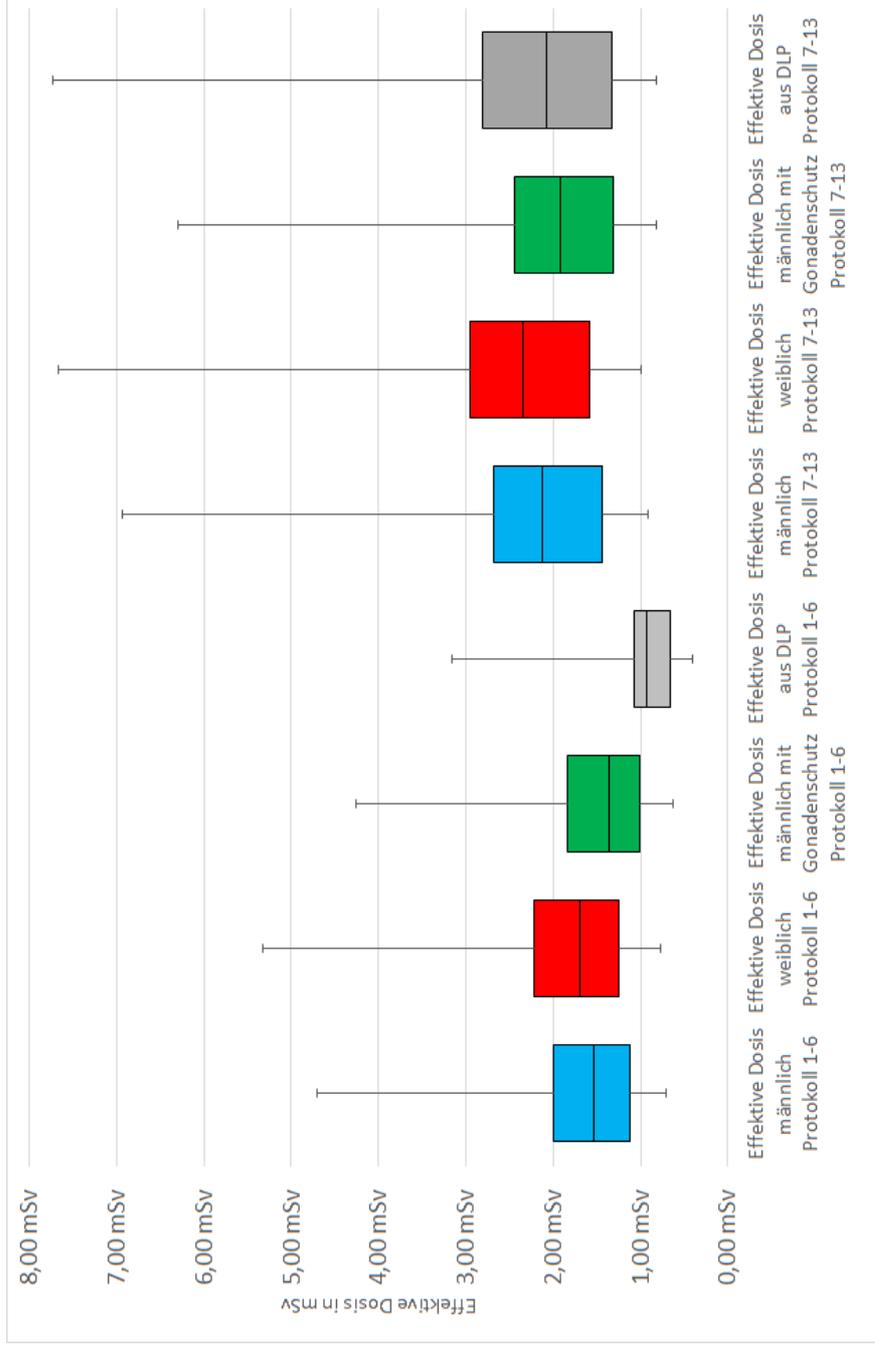


Abb. 13: Geschlechts- und gonadenschutzspezifische Darstellung sämtlicher, durch die TLD (siehe Abbildung 6 auf Seite 17) gemessenen und daraus errechneten, effektiven Dosen unterteilt in Gruppe 1 (Protokoll 1 - 6, nicht modifiziertes Alderson - Rando - Phantom, Abbildung) und Gruppe 2 (Protokoll 7-13, modifiziertes Alderson - Rando - Phantom) anhand eines Box Plot Diagramm. (Phantomaufbau gemäß Abschnitt 2.2 auf Seite 13) Blauer Balken: effektive Dosis männliches Phantom. Roter Balken: effektive Dosis weibliches Phantom. Grüner Balken: effektive Dosis männliches Phantom mit Gonadenschutz. Grauer Balken: effektive Dosis errechnet aus dem DLP Wert. Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 bis Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt. mSv = Millisievert, DLP = Dosis-Längen-Produkt, TLD = Thermolumineszenzdosimeter

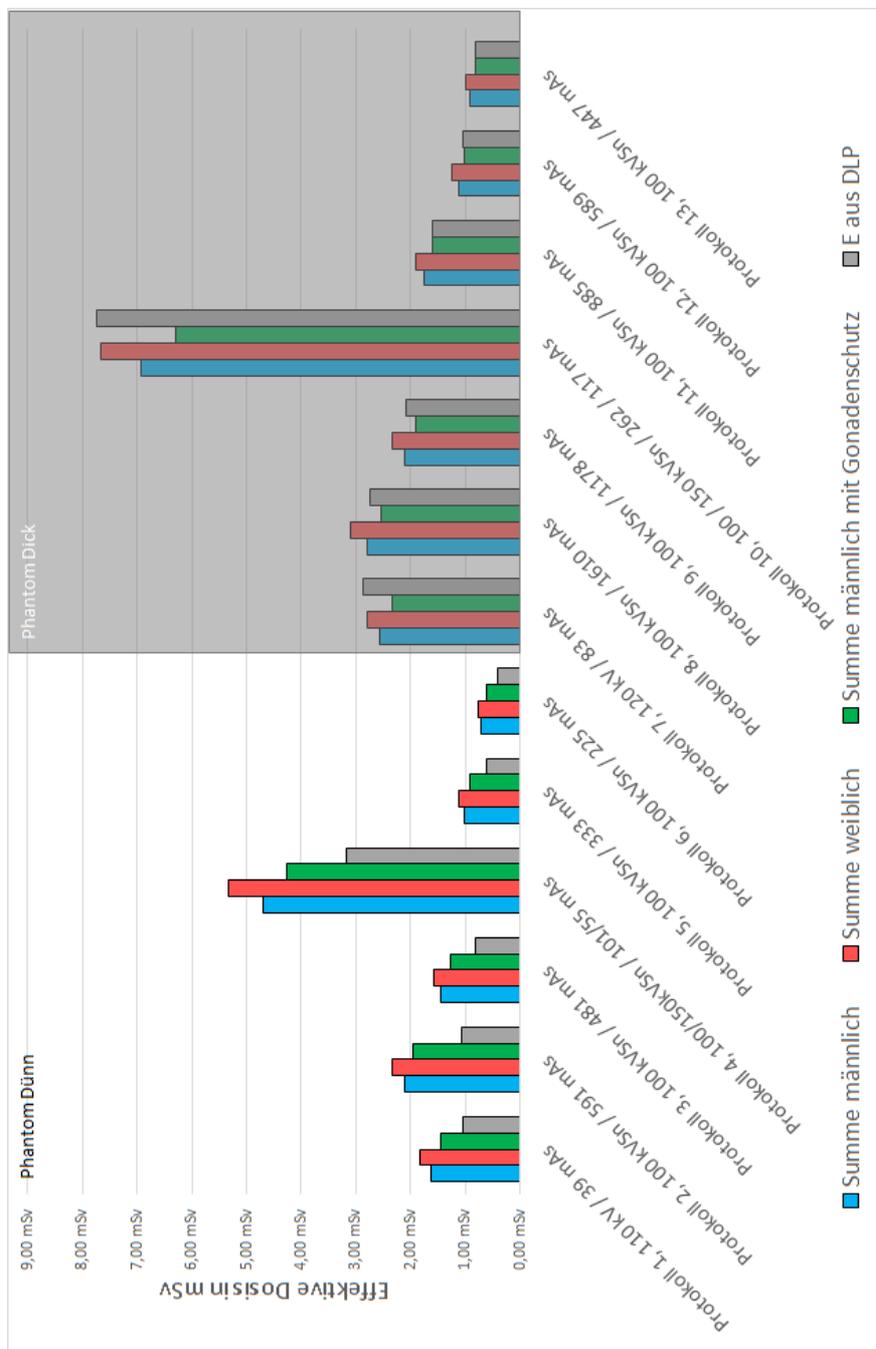


Abb. 14: Geschlechts- und gonadenschutzspezifische Darstellung sämtlicher, aus den TLD (siehe Abbildung 6 auf Seite 17) gemessener und daraus errechneter, effektiven Dosen je Protokoll (1 - 13) unterteilt in Gruppe 1 = Phantom Dünn (Protokoll 1 - 6, nicht modifiziertes Alderson - Rando - Phantom) und Gruppe 2 = Phantom Dick (Protokoll 7-13, modifiziertes Alderson - Rando - Phantom) anhand eines Balkendiagramm. (Phantomaufbau gemäß Abschnitt 2.2 auf Seite 13) X-Achse: Blauer Balken: effektive Dosis männliches Phantom. Roter Balken: effektive Dosis weibliches Phantom. Grüner Balken: effektive Dosis männliches Phantom mit Gonadenschutz. Grauer Balken: effektive Dosis errechnet aus dem DLP Wert. Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 bis Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt. mSv = Millisievert, DLP = Dosis-Längen-Produkt, TLD = Thermolumineszenzdosimeter, kV = Kilovolt, kV Sn = Kilovolt Zinnfilter, mAs = Milliamperesekunden.

Die CTDI Werte der Protokolle 1 und 2 waren bei der Planung am CT identisch, zeigten jedoch noch dem Scan einen kleinen Unterschied von 2,05 vs. 2,04. Dadurch ist die prozentuale Abweichung der effektiven Dosis, welche aus dem DLP errechnet wurde, von 2,97 % am besten zu erklären. In Protokoll 2 zeigten sich positive Dosisabweichungen beim männlichen Phantom mit Gonadenschutz von 25,72 %, gefolgt vom männlichen Phantom mit 23,61 % und dem weiblichen Phantom mit 22,37 %, siehe hierzu Abbildung 15.

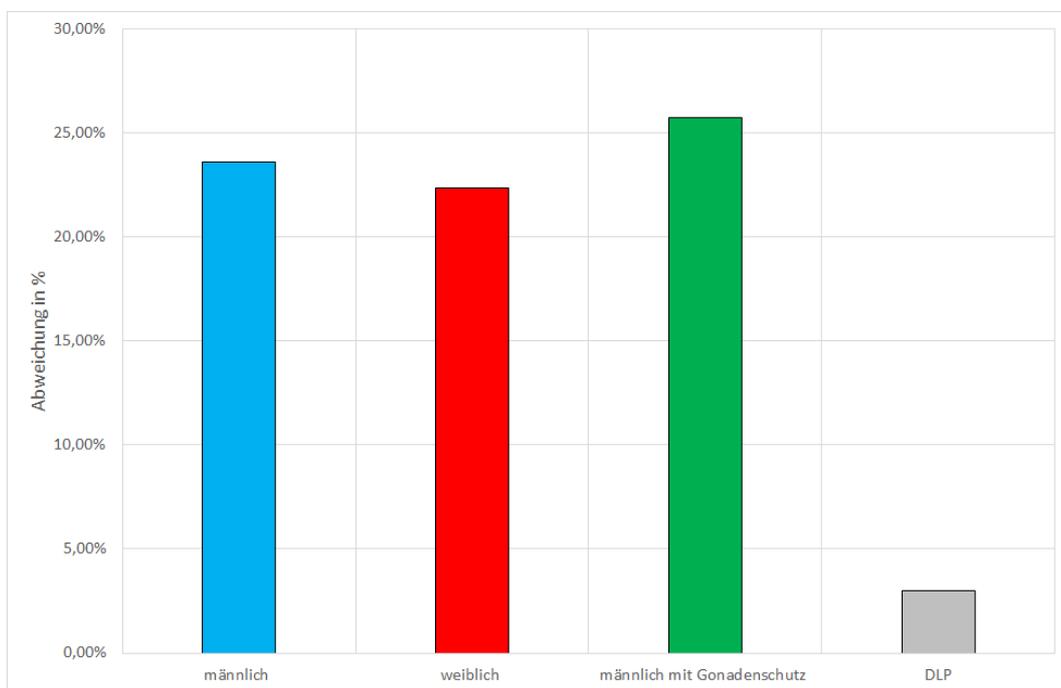


Abb. 15: **Geschlechts- und gonadenschutzspezifische Darstellung der prozentualen Unterschiede der aus den TLD (siehe Abbildung 6 auf Seite 17) gemessenen und nachfolgend errechneten effektiven Dosis, der gemäß des Scanprotokolls CTDI gleichen Protokolle 1 und 2 (Protokolle gemäß Tabelle 6 auf Seite 20).** Blauer Balken: Prozentualer Unterschied der effektiven Dosis männliches Phantom. Roter Balken: Prozentualer Unterschied der effektive Dosis weibliches Phantom. Grüner Balken: Prozentualer Unterschied der effektive Dosis männliches Phantom mit Gonadenschutz. Grauer Balken: Prozentualer Unterschied der effektiven Dosis berechnet aus dem DLP. *Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 bis Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt.* DLP = Dosis-Längen-Produkt, CTDI = Computed Tomography Dose Index, TLD = Thermolumineszenzdosimeter.

In einem weiteren Versuch verglichen wir die effektive Dosis der Standard low dose Protokolle mit denen der Zinnfilter-Protokolle, um die prozentualen Unterschiede herauszuarbeiten. Dabei zeigte sich zwischen Protokoll 1 und Protokoll 3 eine gemessene mittlere Dosisreduktion von ca. 13 % (DLP 21 %), zwischen Protokoll 1 und Protokoll 5 von 38 % (DLP 42 %) und zwischen Protokoll 1 und Protokoll 6 von 57 % (DLP 61 %). Siehe dazu Abbildung 16 auf der nächsten Seite.

In den Protokollen 3, 5 und 6 zeigen sich ähnlich der Kurvenverläufe in Abbildung 10 auf Seite 31 sukzessiv geringere effektive Dosiswerte. Die prozentualen Unterschiede von Protokoll 5 und 6 gegenüber Protokoll 3 entsprechen nahezu der geplanten Dosisreduktion von 25 % und 50 %, welche über das CTDI gesteuert wurde. Die gemessene, mittlere prozentuale Dosisreduktion von Protokoll 3 und Protokoll 5 beträgt 29 % (DLP 26 %) und zwischen Protokoll 3 und 6 51 % (DLP 50 %). Siehe dazu Abbildung 17 auf Seite 41.

In den Protokollen 7-13 lässt sich im Vergleich zu den Protokollen 1-6, bezüglich des männlichen mit und ohne simulierten Gonadenschutz und weiblichen Phantoms, eine identisch konstante Abstufung der effektiven Dosen beobachten. Am weiblichen Phantom zeigten sich effektive Dosen von 1,0 mSv - 7,66 mSv, am männlichen Phantom 0,92 mSv - 6,94 mSv und am männlichen Phantom mit Gonadenschutz 0,82 mSv - 6,29 mSv. Die effektiven Dosen, welche aus dem DLP berechnet wurden, fallen im Vergleich zu den Protokollen 1 - 6 deutlich höher mit 0,82 mSv - 7,74 mSv aus.

In Protokoll 10, welches mit Dual Energy Technik angefertigt wurden, zeigen sich korrespondierend zu Protokoll 4, die höchsten effektiven Dosen von 6,29 mSv beim männlichen Phantom mit Gonadenschutz bis 7,74 mSv bei der berechneten effektiven Dosis aus dem DLP.

Prozentualer Unterschied effektive Dosis
Protokoll 1 vs. Protokoll 3, 5 und 6

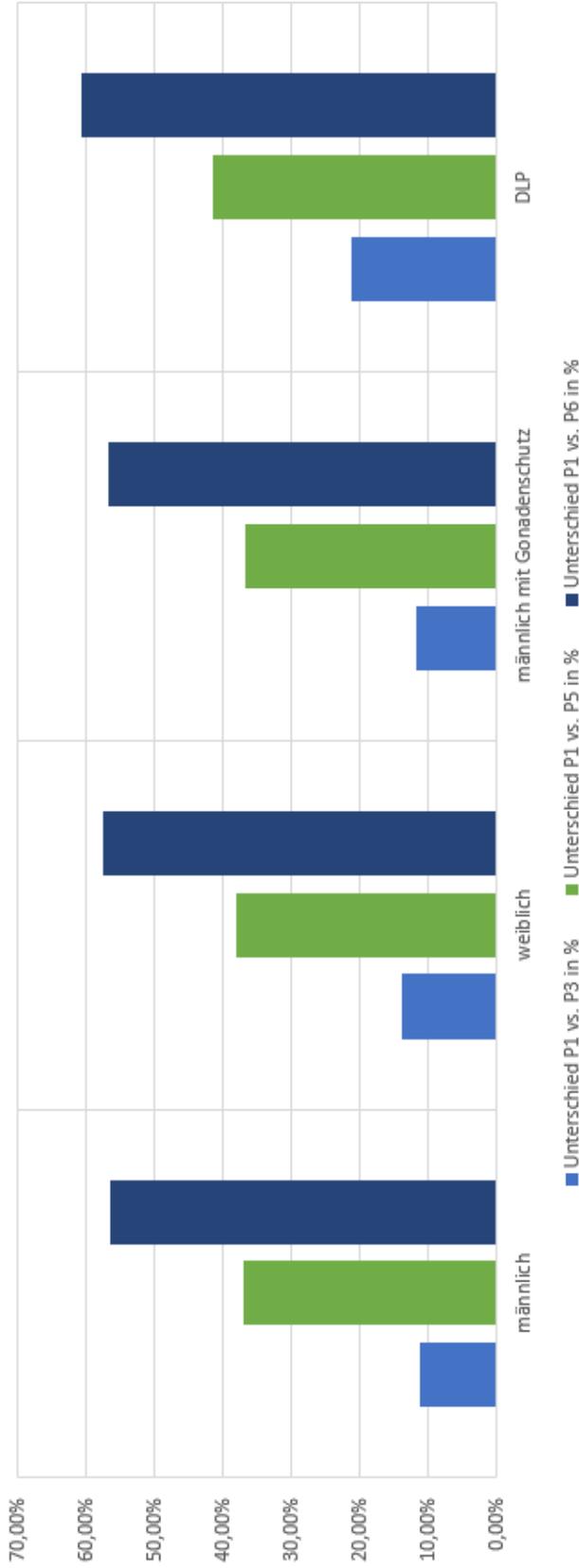


Abb. 16: Geschlechts- und gonadenschutzspezifische Darstellung der prozentualen Unterschiede der aus den TLD (siehe Abbildung 6 auf Seite 17) gemessenen und nachfolgend errechneten effektiven Dosis, der Zinnfilterprotokolle 3, 5 und 6 im Vergleich zu dem Low Dose Protokoll 1 (Protokolle gemäß Tabelle 6 auf Seite 20). Y-Achse: Unterschied in Prozent. X-Achse: Unterteilt in männliches Phantom mit und ohne Gonadenschutz, weibliches Phantom und aus dem DLP errechneten effektiven Dosiswerten. Blauer Balken: Prozentualer Unterschied der effektiven Dosis von Protokoll 1 gegenüber Protokoll 3. Grüner Balken: Prozentualer Unterschied der effektiven Dosis von Protokoll 1 gegenüber Protokoll 5. Dunkelblauer Balken: Prozentualer Unterschied der effektiven Dosis von Protokoll 1 gegenüber Protokoll 6. Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 bis Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt. P1 = Protokoll 1, P3 = Protokoll 3, P5 = Protokoll 5, P6 = Protokoll 6, DLP = Dosis-Längen-Produkt, TLD = Thermolumineszenzdosimeter.

Prozentualer Unterschied effektive Dosis
Protokoll 3 vs. Protokoll 5 und 6

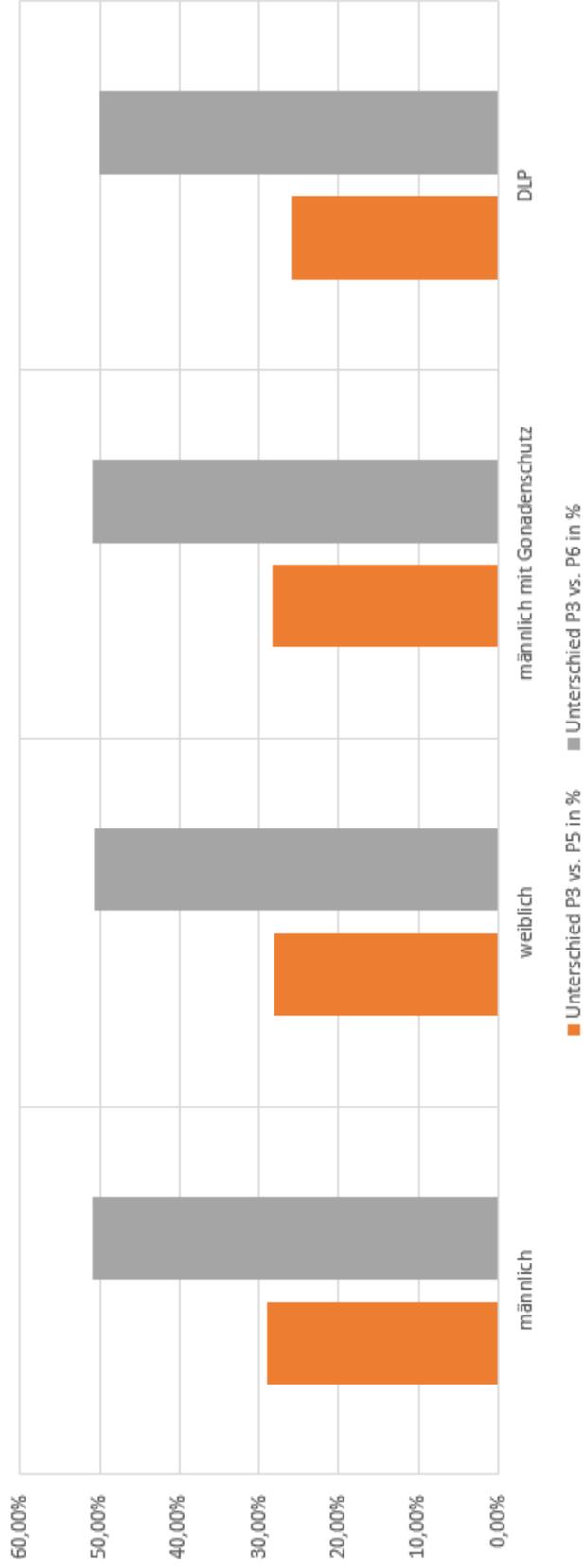


Abb. 17: Geschlechts- und gonadenschutzspezifische Darstellung der prozentualen Unterschiede der aus den TLD (siehe Abbildung 6 auf Seite 17) gemessenen und nachfolgend errechneten effektiven Dosis, der dosisreduzierten Zinnfilterprotokolle 5 und 6 im Vergleich zu dem Standard- Zinnfilterprotokoll Protokoll 3 (Protokolle gemäß Tabelle 6 auf Seite 20). Y-Achse: Unterschied in Prozent. X-Achse: Unterteilt in männliches Phantom mit und ohne Gonadenschutz, weibliches Phantom und aus dem DLP errechneten effektiven Dosiswerten. Orangener Balken: Prozentualer Unterschied der effektiven Dosis von Protokoll 3 gegenüber Protokoll 5. Grauer Balken: Prozentualer Unterschied der effektiven Dosis von Protokoll 3 gegenüber Protokoll 6. Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 bis Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt. P3 = Protokoll 3, P5 = Protokoll 5, P6 = Protokoll 6, DLP = Dosis-Längen-Produkt, TLD = Thermolumineszenzdosimeter.

Auch in den CTDI-Wert gleichen Protokollen 7 und 8 zeigt sich eine positive Dosisabweichung beim weiblichen Phantom von zu 10,4 %, gefolgt vom männlichen Phantom mit Gonadenschutz mit 8,6 % und dem männlichen Phantom mit 8,57 % Abweichung. Entgegen der Beobachtung in den Protokollen 1 und 2 in Abbildung 18 zeigt die berechnete effektive Dosis aus dem DLP eine negative Abweichung von ca. -4,4 %.

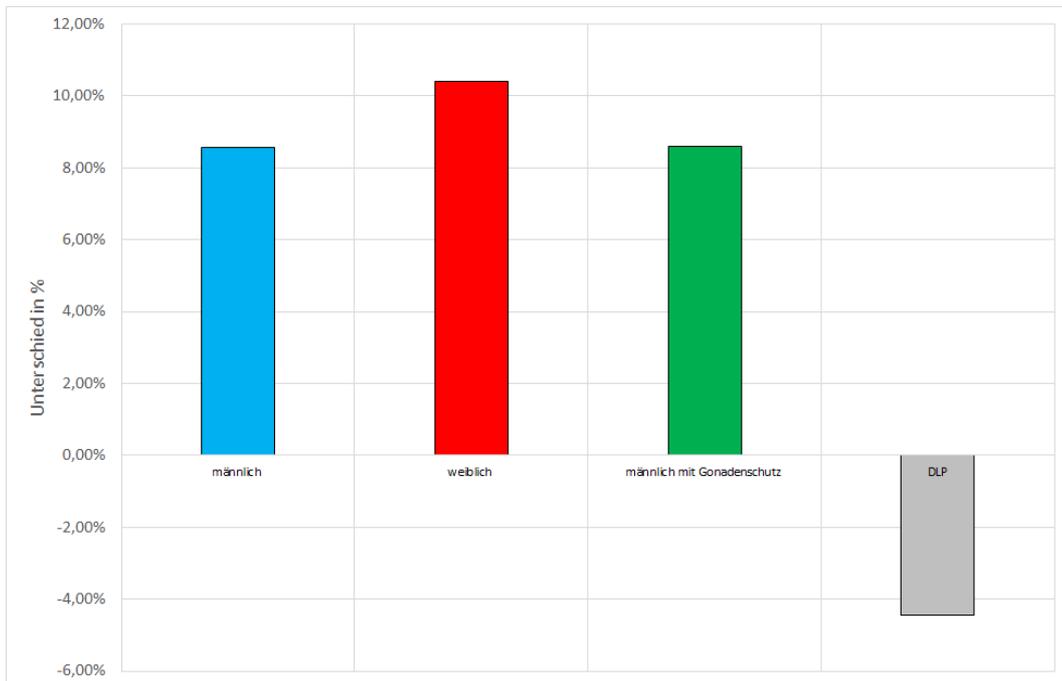


Abb. 18: **Geschlechts- und gonadenschutzspezifische Darstellung der prozentualen Unterschiede der aus den TLD (siehe Abbildung 6 auf Seite 17) gemessenen und nachfolgend errechneten effektiven Dosis, der gemäß des Scanprotokolls CTDI gleichen Protokolle 7 und 8 (Protokolle gemäß Tabelle 6 auf Seite 20).** Blauer Balken: Prozentualer Unterschied der effektiven Dosis männliches Phantom. Roter Balken: Prozentualer Unterschied der effektive Dosis weibliches Phantom. Grüner Balken: Prozentualer Unterschied der effektive Dosis männliches Phantom mit Gonadenschutz. Grauer Balken: Prozentualer Unterschied der effektiven Dosis berechnet aus dem DLP. *Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 bis Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt.* DLP = Dosis-Längen-Produkt, CTDI = Computed Tomography Dose Index, TLD = Thermolumineszenzdosimeter.

Wir überprüften ebenfalls die prozentuale Dosisreduktion des Standard low dose Protokoll zu dem Standard Zinnfilter-Protokoll sowie zu den dosisreduzierten Protokollen 11 und 12. Zwischen Protokoll 7 und 9 ergab sich ein mittlerer prozentualer Unterschied von 17 % (DLP 27 %), zwischen Protokoll 7 und 11 von 31 % (DLP 44 %) und zwischen Protokoll 7 und 12 von 56 % (DLP 63 %). Siehe dazu Abbildung 19.

Die Protokolle 9, 11, 12 und 13 zeigen ähnlich wie die Protokolle 3, 5 und 6 einen sukzessiven Abfall der effektiven Dosis. Die prozentualen Unterschiede von Protokoll 11 und 12 gegenüber Protokoll 9 fallen im Vergleich zu der geplanten Dosisreduktion von 25 % und 50 %, welche über das CTDI gesteuert wurden, etwas geringer aus. Zwischen Protokoll 9 und 11 ergab sich ein mittlerer prozentualer Unterschied von 18 % (DLP 22 %) und zwischen Protokoll 9 und 12 von 47 % (DLP 50 %). Siehe dazu Abbildung 20 auf Seite 45.

Prozentualer Unterschied effektive Dosis
Protokoll 7 vs. Protokoll 9, 11 und 12

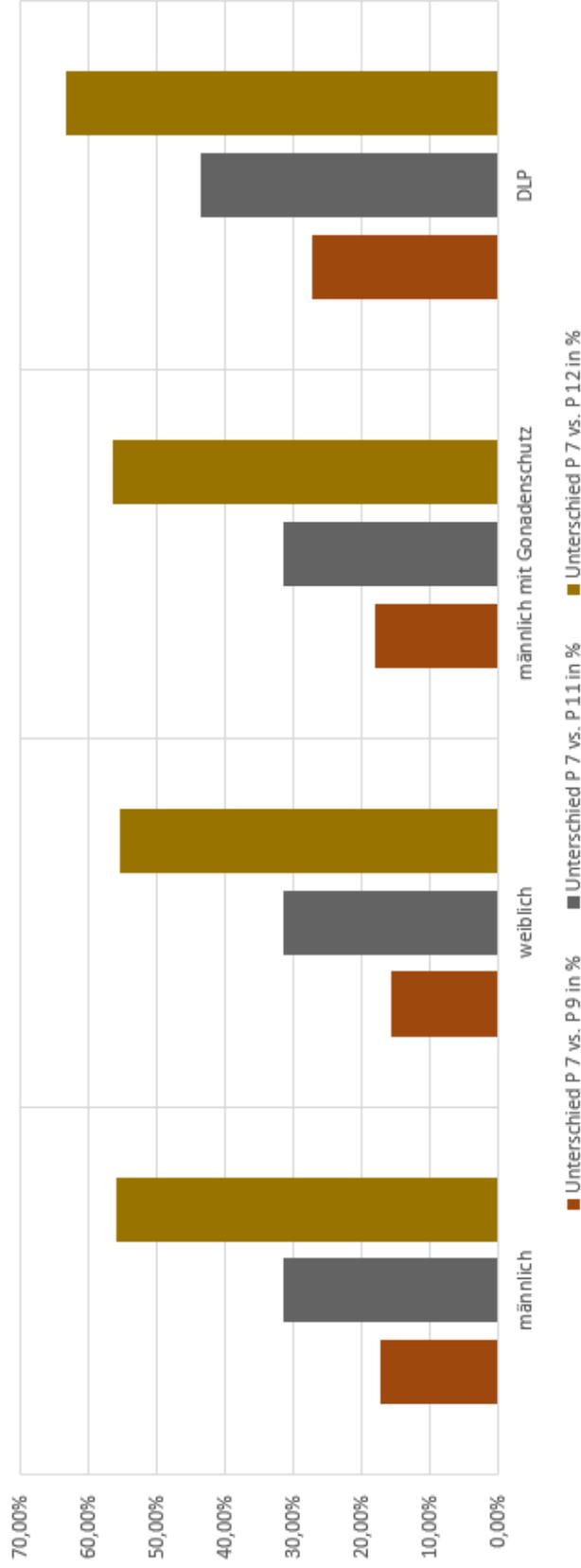


Abb. 19: Geschlechts- und gonadenschutzspezifische Darstellung der prozentualen Unterschiede der aus den TLD (siehe Abbildung 6 auf Seite 17) gemessenen und nachfolgend errechneten effektiven Dosis, der Zinnfilterprotokolle 9, 11 und 12 im Vergleich zu dem Low Dose Protokoll 7 (Protokolle gemäß Tabelle 6 auf Seite 20). Y-Achse: Unterschied in Prozent. X-Achse: Unterteilt in männliches Phantom mit und ohne Gonadenschutz, weibliches Phantom und aus dem DLP errechneten effektiven Dosiswerten. Brauner Balken: Prozentualer Unterschied der effektiven Dosis von Protokoll 7 gegenüber Protokoll 9. Grauer Balken: Prozentualer Unterschied der effektiven Dosis von Protokoll 7 gegenüber Protokoll 11. Gelber Balken: Prozentualer Unterschied der effektiven Dosis von Protokoll 7 gegenüber Protokoll 12. Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 bis Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt. P7 = Protokoll 7, P9 = Protokoll 9, P11 = Protokoll 11, P12 = Protokoll 12, DLP = Dosis-Längen-Produkt, TLD = Thermolumineszenzdosimeter.

Prozentualer Unterschied effektive Dosis Protokoll 9 vs. Protokoll 11 und 12

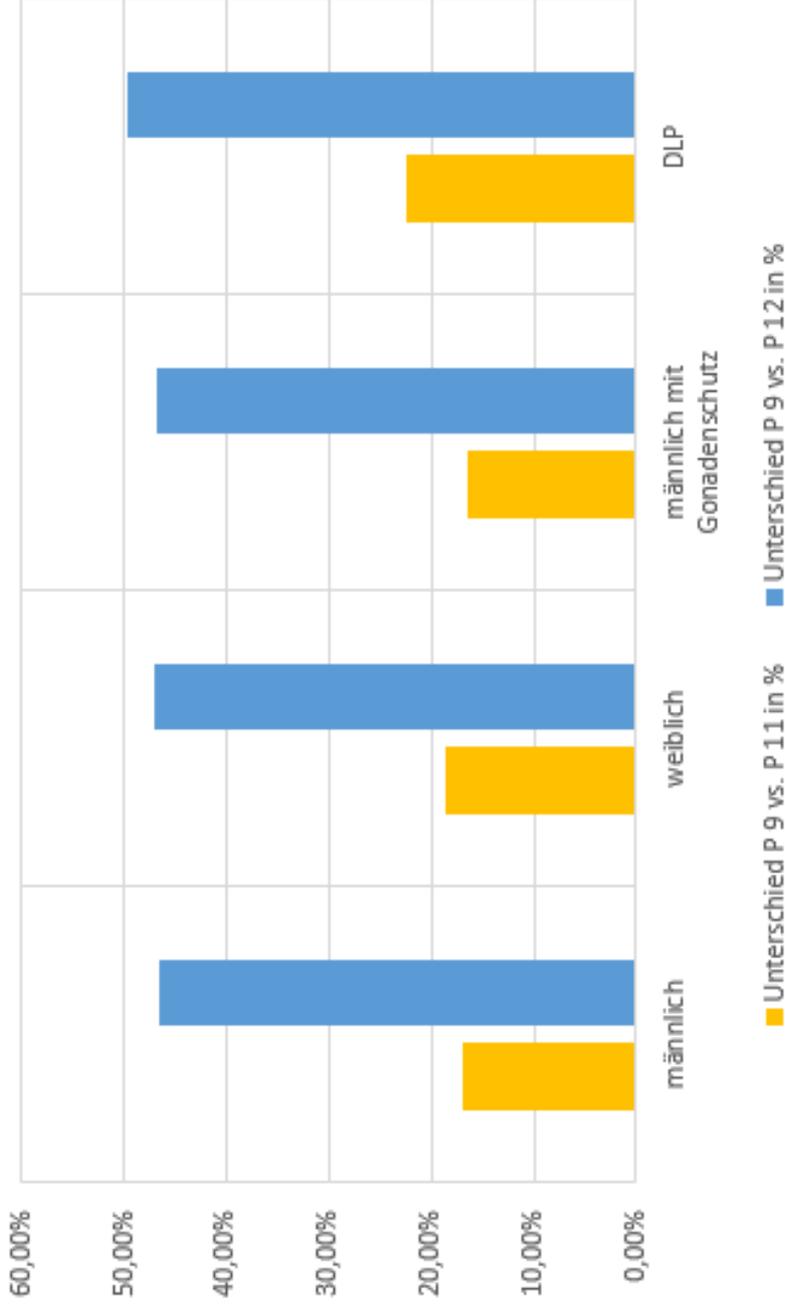


Abb. 20: **Geschlechts- und gonadenschutzspezifische Darstellung der prozentualen Unterschiede der aus den TLD (siehe Abbildung 6 auf Seite 17) gemessenen und nachfolgend errechneten effektiven Dosis, der dosisreduzierten Zinnfilterprotokolle 11 und 12 im Vergleich zu dem Standard- Zinnfilterprotokoll Protokoll 9 (Protokolle gemäß Tabelle 6 auf Seite 20).**
 Y-Achse: Unterschied in Prozent. X-Achse: Unterteilt in männliches Phantom mit und ohne Gonadenschutz, weibliches Phantom und aus dem DLP errechneten effektiven Dosiswerten. Gelber Balken: Prozentualer Unterschied der effektiven Dosis von Protokoll 9 gegenüber Protokoll 11. Blauer Balken: Prozentualer Unterschied der effektiven Dosis von Protokoll 9 gegenüber Protokoll 12. *Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 bis Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt.* P9 = Protokoll 9, P11 = Protokoll 11, P12 = Protokoll 12, DLP = Dosis-Längen-Produkt, TLD = Thermolumineszenzdosimeter.

Um die auffälligen Unterschiede der aus dem DLP berechneten effektiven Dosis zwischen den Protokollen 1-6 am normalen Alderson-Phantom und den Protokollen 7-13 am modifizierten, adipösen Alderson- Phantom besser zu analysieren, erfolgte in Abbildung 21 auf der nächsten Seite ein prozentualer Vergleich.

In den Protokollen 1-6 zeigen sich vor allem beim weiblichen Phantom immense Unterschiede zur berechneten effektiven Dosis DLP, welche zwischen 40,5 % in Protokoll 4 und 54,2 % in Protokoll 2 liegen. Geringer, aber immer noch im ausgeprägten Maßstab fallen diese Unterschiede beim männlichen Phantom mit Gonadenschutz auf (25,7 % Protokoll 4 und 44,9 % in Protokoll 2). Dazwischenliegend ist das männliche Phantom mit Unterschieden von 32,6 % in Protokoll 4 und 49,2 % in Protokoll 2. Die geringsten Unterschiede zeigten sich in Protokoll 4 mit 25,7 % - 40,5 %, die größten Unterschiede in Protokoll 2 mit 44,9 % bis 49,2 %.

In den Protokollen 7-13 zeigt sich ein völlig anderes Bild. Bei männlichen Phantom zeigen sich in den Protokollen 8, 9, 11,12 und 13 positive Abweichungen von 2,1 % bis 10,7 % und in den Protokollen 7 und 10 negative Abweichungen von -11,5 % und -11,6 %. Beim weiblichen Phantom lässt sich eine ähnlich, jedoch etwas prominentere, positive Abweichung in sämtlichen Protokollen feststellen. In Protokoll 8, 9, 11,12 und 13 betragen die Abweichungen 11,8 % bis 18,1 % in den Protokollen 8 und 10 - 1% und - 2,8 %. Beim männlichen Phantom zeigt sich nur in Protokoll 13 eine positive Abweichung von 0,4 %, die restlichen Protokolle zeigen negative Abweichungen zwischen -23 % in Protokoll 10 und - 0,9 % in Protokoll 11.

Das Balkendiagramm in Abbildung 22 auf Seite 48 veranschaulicht, dass die Mittelwerte der effektiven Dosen sämtlicher Phantome (männlich mit und ohne Gonadenschutz und weiblich) der Protokolle, welche mit Standard Alderson-Phantom durchgeführt wurden, erheblich von der aus dem Scanprotokoll errechneten effektiven Dosis abweichen. In den Protokollen 7-13 zeigt sich anhand des Mittelwerts für das männliche Phantom, dass die Abweichung von der errechneten effektiven Dosis über das DLP mit 1,1 % nur sehr gering ist. Auch das weibliche Phantom zeigt eine im Vergleich von 9,8 % vs. 46,3 % betragenden positiven Abweichung einen erheblich geringen Unterschied. Beim männlichen Phantom mit Gonadenschutz zeigt sich im Vergleich eine negative Abweichung von ca. - 9,4 %.

Prozentualer Unterschied zwischen gemessenen effektiven Dosis und den berechneten Dosen aus dem DLP der Protokolle 1- 13

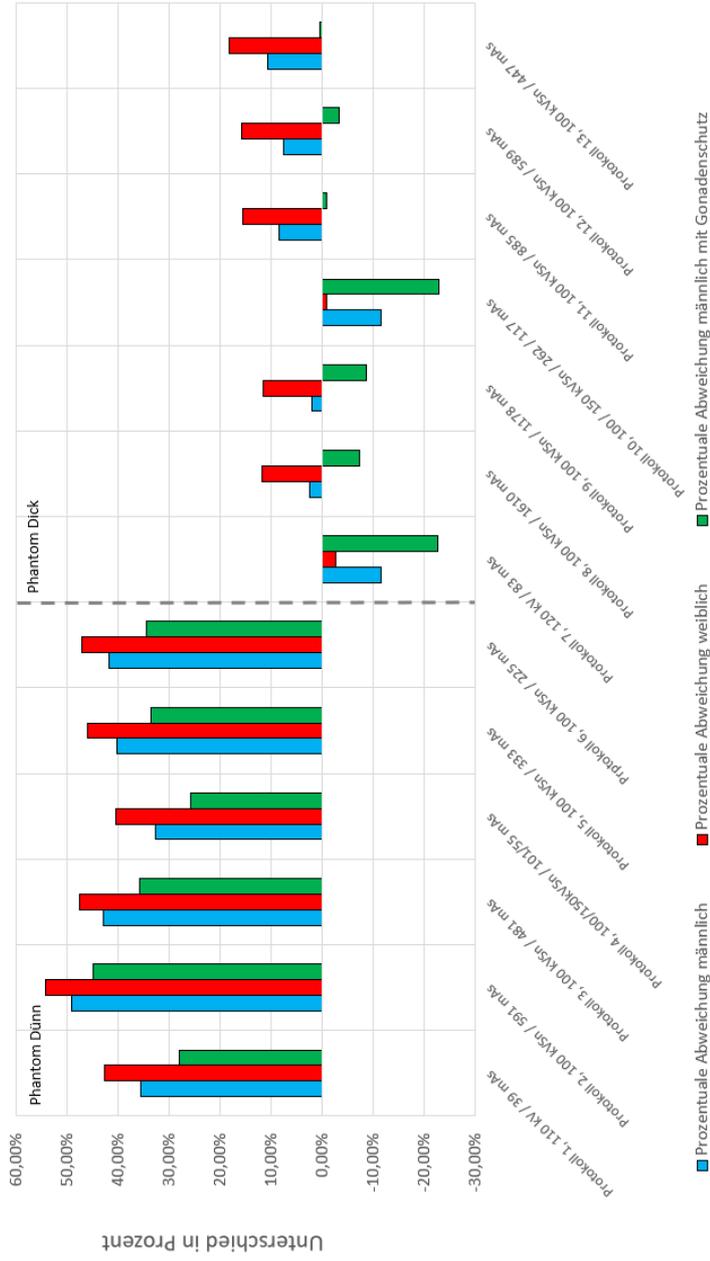


Abb. 21: **Protokoll spezifischer, prozentualer Unterschied zwischen den durch die TLD (siehe Abbildung 6 auf Seite 17) gemessenen effektiven Dosen und den berechneten Dosen aus den DLP Werten aus den entsprechenden Scanprotokollen für männliche Phantome mit und ohne Gonadenschutz und für weibliche Phantome (Protokolle gemäß Tabelle 6 auf Seite 20).** Blauer Balken: Prozentuale Abweichung der effektiven Dosis des männlichen Phantoms zur errechneten Dosis aus dem DLP Wert. Roter Balken: Prozentuale Abweichung der effektive Dosis des weiblichen Phantoms zur errechneten Dosis aus dem DLP Wert. Grüner Balken: Prozentuale Abweichung der effektive Dosis des männliches Phantom mit Gonadenschutz zur errechneten Dosis aus dem DLP Wert. *Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 bis Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt.* TLD = Thermolumineszenzdosimeter, DLP = Dosis - Längen - Produkt, kV = Kilovolt, kV Sn = Kilovolt Zinnfilter, mAs = Milliamperesekunden.

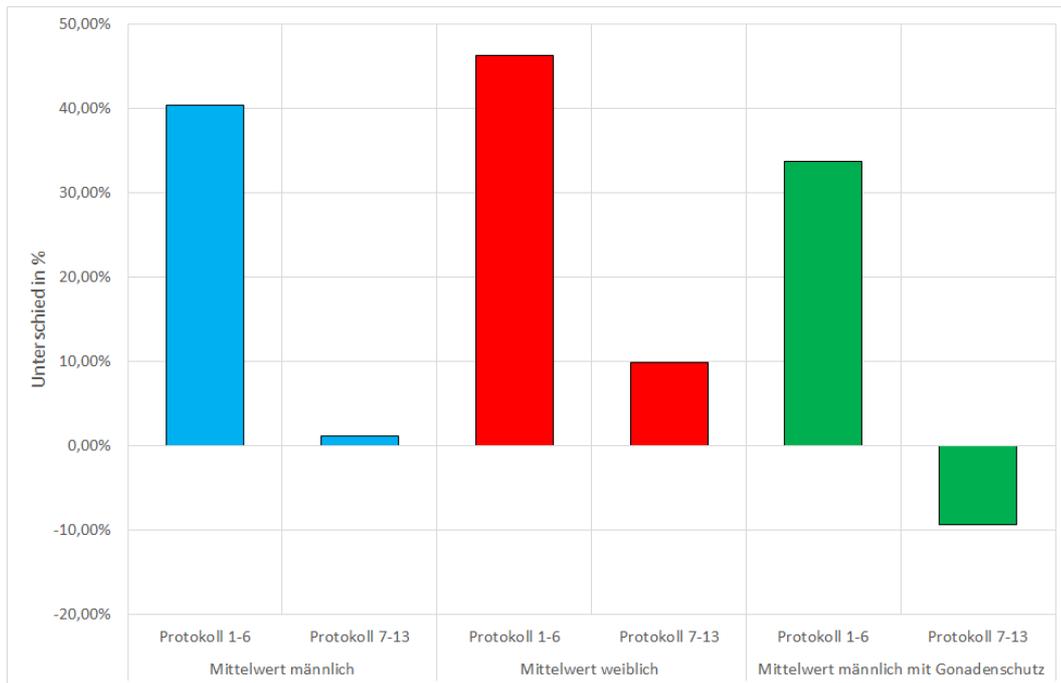


Abb. 22: **Prozentuale Unterschiede der Mittelwerte der effektiven Dosis, welche durch TLD (siehe Abbildung 6 auf Seite 17) berechnet wurden, von Protokoll 1-6 und 1-13 im Vergleich zu den Mittelwerten der effektiven Dosis, welche aus den DLP Werten aus den entsprechenden Scanprotokollen berechnet wurden (Protokolle gemäß Tabelle 6 auf Seite 20).** X-Achse: männliches Phantom mit und ohne Gonadenschutz und weibliches Phantom unterteilt in Protokoll 1-6, nicht modifiziertes Alderson - Rando - Phantom und Protokoll 7-13, modifiziertes Alderson - Rando - Phantom. Blauer Balken: Prozentuale Abweichung der Mittelwerte der effektiven Dosis der männlichen Phantome zu den entsprechenden Mittelwerten der errechneten Dosis aus den DLP Werten. Roter Balken: Prozentuale Abweichung der Mittelwerte der effektiven Dosis der weiblichen Phantome zu den entsprechenden Mittelwerten der errechneten Dosis aus dem DLP Werten. Grüner Balken: Prozentuale Abweichung der Mittelwerte der effektiven Dosis der männlichen Phantome mit Gonadenschutz zur den Mittelwerten der errechneten Dosis aus den DLP Werten. *Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 bis Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt.* TLD = Thermolumineszenzdosimeter, DLP = Dosis - Längen - Produkt.

3.2 Objektive Bildqualität

Für die objektive Analyse der Bildqualität wurden die Protokolle 1-6 und 7-13 vorerst getrennt voneinander betrachtet. Die Analyse erfolgt anhand der in Unterabschnitt 2.9 beschriebenen Methoden. Um den genauen Einfluss der iterativen Rekonstruktionen auf die objektive Bildqualität zu beurteilen, folgt der direkte Vergleich zwischen FBP und ADMIRE. Zur besseren Visualisierung wurden die Werte in ein Diagramm übertragen, für die objektive Analyse der Protokolle 1-6 siehe Abbildung 23 auf der nächsten Seite.

Die mittlere Dichte der Kortikalis schwankte mit ADMIRE zwischen 1210 HU in Protokoll 3 und 1374 HU in Protokoll 1 und mit FBP zwischen 1187 HU in Protokoll 3 und 1353 HU in Protokoll 1. Bildet man aus allen Protokollen den Durchschnitt ergibt sich mit ADMIRE eine 1,2 % höhere Dichte (1274 HU vs 1259 HU). Die Standardabweichung der Weichteildichte (Weichteil SA) erlaubt eine Aussage bezüglich des Hintergrundrauschens, je höher die Weichteil SA, desto höher das Hintergrundrauschen. Die Weichteil SA betrug mit ADMIRE zwischen 35 HU und 53 HU, mit FBP 48 HU - 74 HU. Wenn man auch hier den Durchschnitt der Weichteil SA aus allen Protokollen ermittelt zeigt sich bei ADMIRE eine durchschnittliche prozentuale Abnahme des Hintergrundrauschens von 39,9 %, P-Wert 0,002. Korrespondierende Ergebnisse ergeben sich bei der Analyse der Contrast-to-noise Ratio (CNR), hier zeigen sich bei ADMIRE Werte zwischen 44 und 70 vs 33 bis 53 mit FBP. Dies machte einen mittleren prozentualen Unterschied von 25,3 % aus (P-Wert 0,03).

Im direkten Vergleich des CTDI gleichen Protokolle mit ADMIRE zeigt sich ein erheblicher Unterschied zwischen der Dichte der Kortikalis (1374 HU vs 1243 HU). Allerdings nimmt gemessen an der Weichteil SA das Hintergrundrauschen in Protokoll 2 ab, dies lässt sich jedoch nicht am CNR ablesen, denn dieses ist bei Protokoll 1 mit 50,4 höher als in Protokoll 2 mit 47,5.

Das geringste Hintergrundrauschen und der höchsten CNR zeigt sich im Protokoll mit der höchsten effektiven Dosis, Protokoll 4, mit einem Weichteil SA von 35 HU und CNR von 69,8. Die geringste CNR mit 44,1 zeigt sich im Protokoll 6, welche die geringste effektive Dosis hat.

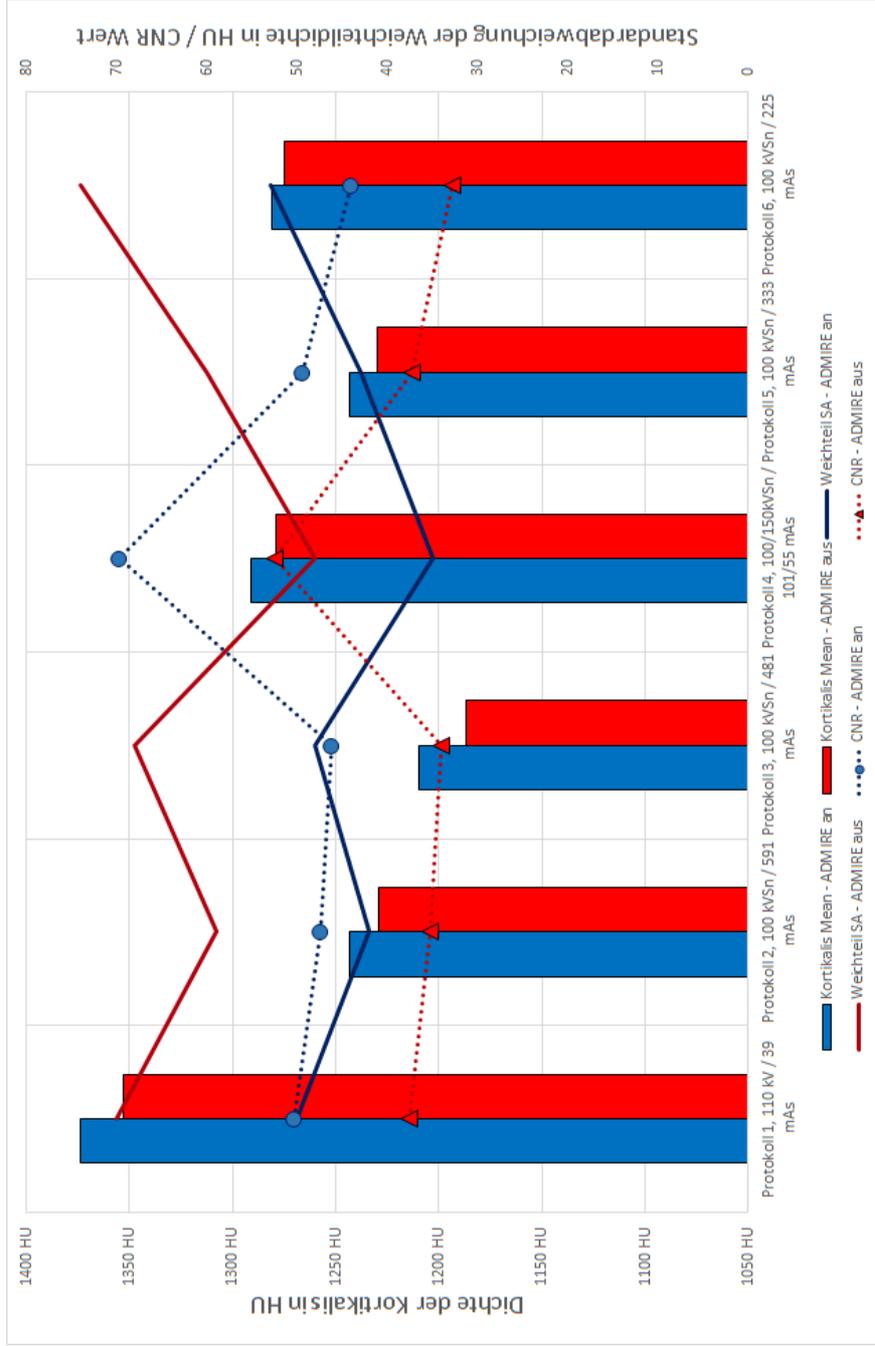


Abb. 23: Objektive Bildanalyse durch ROI Messungen in den CT Bildern der Protokolle 1-6 (siehe Tabelle 6 auf Seite 20) anhand der Dichte der Kortikalis, der Standardabweichung der Weichteile sowie der CNR Werte für Bildrekonstruktionen mit IR (ADMIRE an) und FBP (ADMIRE aus) (siehe Abbildung 8 auf Seite 26). Blaue Balken: IR (ADMIRE an). Rote Balken: FBP (ADMIRE aus). Blaue Linie: Dichte der Weichteil Standardabweichung mit IR (ADMIRE an) in HU. Rote Linie: Dichte der Weichteil Standardabweichung mit FBP (ADMIRE aus) in HU. Gepunktete blaue Linie: CNR Wert mit IR (ADMIRE an). Gepunktete rote Linie: CNR Wert mit FBP (ADMIRE aus). Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 bis Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt. IR = Iterative Rekonstruktion, ADMIRE = Advanced Modeled Iterative Reconstruction, FBP = gefilterte Rückprojektion, HU = Hounsfield unit, CNR = Contrast to noise Ratio, kV = Kilovolt, kV Sn = Kilovolt Zinnfilter, mAs = Milliamperesekunden, ROI = Region of interest

Die Messwerte der Protokolle 7-13 wurden in ein identisch konfiguriertes Diagramm wie in Abbildung 23 auf der vorherigen Seite eingefügt, siehe dazu Abbildung 24 auf der nächsten Seite.

Die mittlere Dichte der Kortikalis schwankte mit ADMIRE zwischen 1067 HU in Protokoll 12 und 1213 HU in Protokoll 7 und mit FBP zwischen 1059 HU in Protokoll 12 und 1206 HU in Protokoll 7. Bildet man auch hier aus allen Protokollen den Durchschnitt ergibt sich mit ADMIRE eine 1,1 % höhere Dichte (1142 HU vs 1129 HU). Die Weichteil SA betrug mit ADMIRE zwischen 38 HU und 69 HU, mit FBP 54 HU - 98 HU. Wenn man auch hier den Durchschnitt der Weichteil SA aus allen Protokollen ermittelt zeigt sich bei ADMIRE eine durchschnittliche prozentuale Abnahme des Hintergrundrauschens von 41,7 %, P-Wert 0,007. Korrespondierende Ergebnisse ergeben sich bei der Analyse der Contrast-to-noise Ratio (CNR), hier zeigen sich bei ADMIRE Werte zwischen 37 und 53 vs. 28 bis 40 mit FBP. Dies machte einen mittleren prozentualen Unterschied von 24,9 % aus (P-Wert 0,0009). Im Gegensatz zu der Beobachtung zwischen den CTDI gleichen Protokollen 1 und 2 zeigt sich im Vergleich der Protokolle 7 und 8, dass nicht nur die Weichteil SA von 50 HU auf 40 HU abnimmt und darüber hinaus die CNR von 45 auf 53 ansteigt. Das 2. Höchste CNR zeigt sich in Protokoll 11 mit 46,3 , welches im Vergleich zum Standard Zinnfilterprogramm ein 25 % geringeres CTDI hat, und liegt somit über dem CNR aus Protokoll 7 mit 45.

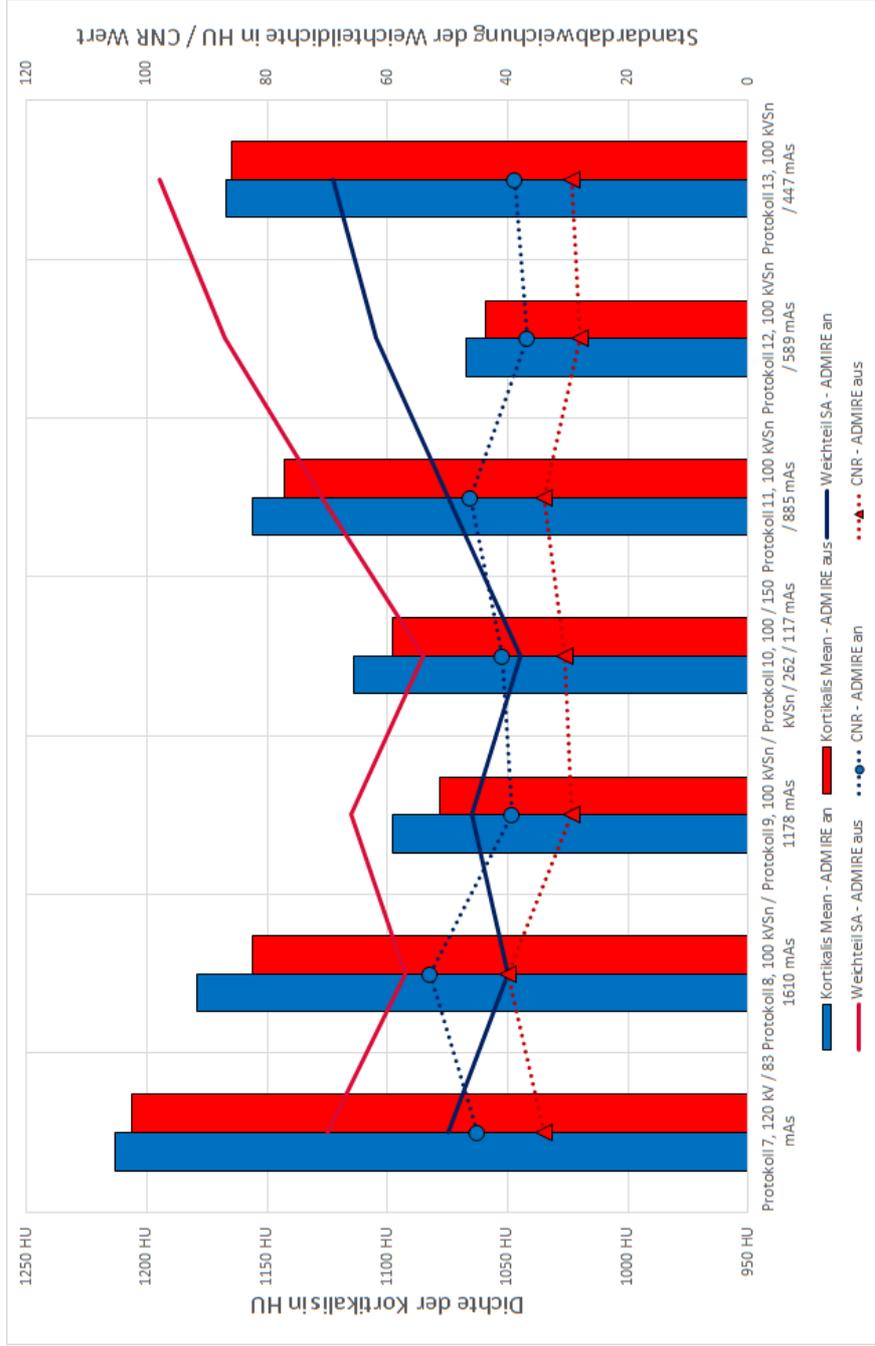


Abb. 24: Objektive Bildanalyse durch ROI Messungen in den CT Bildern der Protokolle 7-13 (siehe Tabelle 6 auf Seite 20) anhand der Dichte der Kortikalis, der Standardabweichung der Weichteile sowie der CNR Wert zum einen für Bildrekonstruktionen mit IR (ADMIRE an) und FBP (ADMIRE aus) (siehe Abbildung 8 auf Seite 26). Blaue Balken: IR (ADMIRE an). Rote Balken: FBP (ADMIRE aus). Blaue Linie: Dichte der Weichteil Standardabweichung mit IR (ADMIRE an) in HU. Rote Linie: Dichte der Weichteil Standardabweichung mit FBP (ADMIRE aus) in HU. Gepunktete blaue Linie: CNR Wert mit IR (ADMIRE an). Gepunktete rote Linie: CNR Wert mit FBP (ADMIRE aus). Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 bis Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt. IR = Iterative Rekonstruktion, ADMIRE = Advanced Modeled Iterative Reconstruction (siehe Abschnitt 2.6), FBP = gefilterte Rückprojektion, HU = Hounsfield unit, CNR = Contrast to noise Ratio, kV = Kilovolt, kV Sn = Kilovolt Zinnfilter, mAs = Milliamperesekunden, ROI = Region of interest

Die prozentualen Unterschiede zwischen den low dose Protokollen und den Zinnfilter-Protokollen wurden in Abbildung 25 auf der nächsten Seite visuell aufgearbeitet.

Beim dünnen Phantom zeigt sich, dass bei allen Zinnfilter-Protokollen die mittlere Kortikalisdichte abnimmt allerdings auch die Standardabweichung, mit Ausnahme von Protokoll 6. Das bedeutet, dass bei den Protokollen 2, 3 und 5 das Bildrauschen abnimmt. Die CNR nimmt jedoch aufgrund des schlechteren Kontrastes trotz des geringeren Rauschens ab. Bei dem dicken, modifizierten Phantom nimmt das Rauschen gemessen an der Standardabweichung bei den Protokollen 8 und 9 erheblich ab und ist in Protokoll 11 gleich mit dem Rauschen in Protokoll 7. In Protokoll 8 ist die CNR mit 18 % und in Protokoll 11 mit 3 % größer als bei den Werten in Protokoll 7.

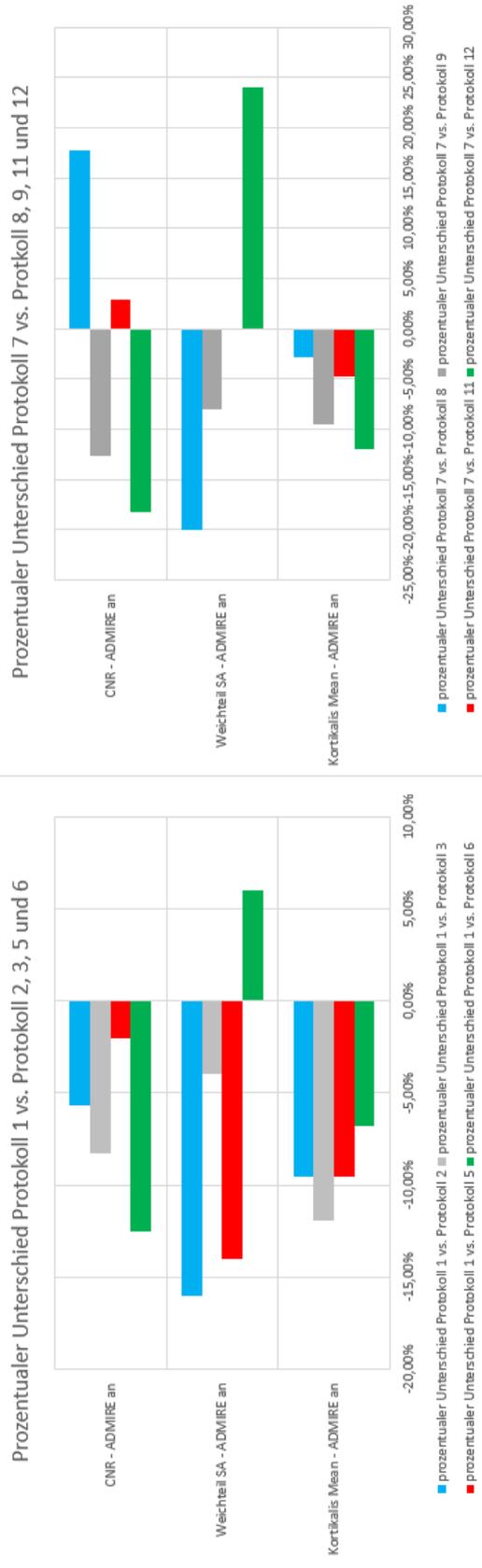


Abb. 25: **Protokoll spezifischer, prozentualer Unterschied der objektiven Bildqualitätsparameter (CNR, Weichteil SA und Mittlere Dichte der Kortikalis, siehe Abbildung 8 auf Seite 26) für IR (ADMIRE an) gemessen in den CT Bildern der Protokolle 1 - 13 gemäß Tabelle 6 auf Seite 20.** Links: Nicht modifiziertes Alderson - Rando - Phantom. Low Dose Protokoll 1 im Vergleich zu den Zinnfilter Protokollen 2 (Blauer Balken), 3 (Grauer Balken), 5 (Roter Balken) und 6 (Grüner Balken). Rechts: Modifiziertes Alderson - Rando - Phantom. Low Dose Protokoll 7 im Vergleich zu den Protokollen 8 (Blauer Balken), 9 (Grauer Balken), 11 (Roter Balken) und 12 (Grüner Balken). (Phantomaufbau gemäß Abschnitt 2.2 auf Seite 13) Y-Achse: CNR, Weichteil SA und Mittlere Dichte der Kortikalis. X-Achse: Unterschied in %. *Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 bis Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt.* IR = Iterative Rekonstruktion, ADMIRE = Advanced Modeled Iterative Reconstruction, HU = Hounsfield unit, CNR = Contrast to noise Ratio, SA = Standardabweichung.

3.3 Steinanalyse

3.3.1 Größenbestimmung

Als erster Analyseschritt wurde, wie in einer Routineuntersuchung üblich, die Steingröße mit der Befundungssoftware Syngo Via ermittelt. In Protokoll 4 konnten dabei 10 von 11 Steinen richtig erkannt werden. Lediglich Stein Nr. 10 konnte nicht erkannt werden. Den größten Längsachsendurchmesser zeigten Stein Nr. 5, 8 und 9 mit 3 mm, den geringsten Längsachsendurchmesser hatte Stein Nr. 7 mit 1,4 mm. Der Mittelwert der Längsachsendurchmesser beträgt 2,14 mm. Den größten Kurzsachsendurchmesser hat Stein Nr. 4 mit 2,1 mm, den geringsten hat Stein Nr. 11 mit 1,1 mm. Der Mittelwert des Kurzsachsendurchmesser beträgt 1,4 mm. In Protokoll 10 konnte nur Stein Nr. 6 erkannt werden. Siehe hierzu Abbildung 26.

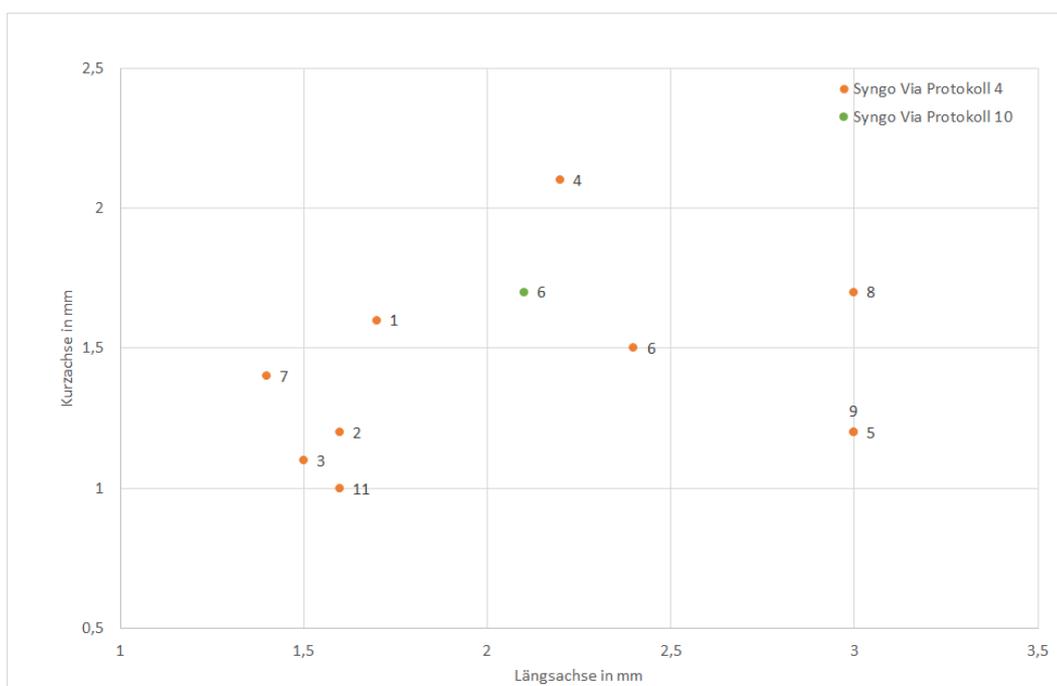


Abb. 26: **Ergebnisse der automatischen Vermessung der Kurz- und Längsachse der platzierten Nierensteine (siehe Tabelle 5 auf Seite 14) durch die Software Syngo Via in den CT Bildern der Dual Energy Protokollen 4 und 10 (siehe Tabelle 6 auf Seite 20).** Orangene Punkte: Nierensteine mit entsprechender Nummerierung, Messung in Protokoll 4. Grüner Punkt: Nierenstein mit entsprechender Nummerierung, Messung in Protokoll 10. *Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 - Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus durchgeführt.*

Im direkten Vergleich der beiden Messungen (Syngo Via Protokoll 4 und manuelle Messung,

siehe Abbildung 27 auf der nächsten Seite) zeigten sich erhebliche Unterschiede. Bei den Längsachsen zeigte sich die größte Differenz bei Stein Nr. 7, hier ergab sich bei der Messung in Syngo Via eine 2,2 mm geringere Steingröße. Die geringste Differenz zeigte sich bei Stein Nr. 3 mit 0,7 mm geringeren Durchmesser als in der manuellen Messung. Die durchschnittliche Differenz betrug 1,62 mm. Somit sind die Messwerte der automatischen Syngo Via Messung im Durchschnitt 39 % kleiner als in der manuellen Messung.

Bei den Kurzachsen zeigte sich die größte Differenz bei Stein Nr. 6 mit, hier ergab sich bei der Messung in Syngo Via eine 1,4 mm geringere Steingröße. Die geringste Differenz zeigte sich bei Stein Nr. 11 mit 0,2 mm geringeren Durchmesser als in der manuellen Messung. Die durchschnittliche Differenz betrug 0,74 mm. Somit sind die Messwerte der automatischen Syngo Via Messung im Durchschnitt 34 % kleiner als in der manuellen Messung.

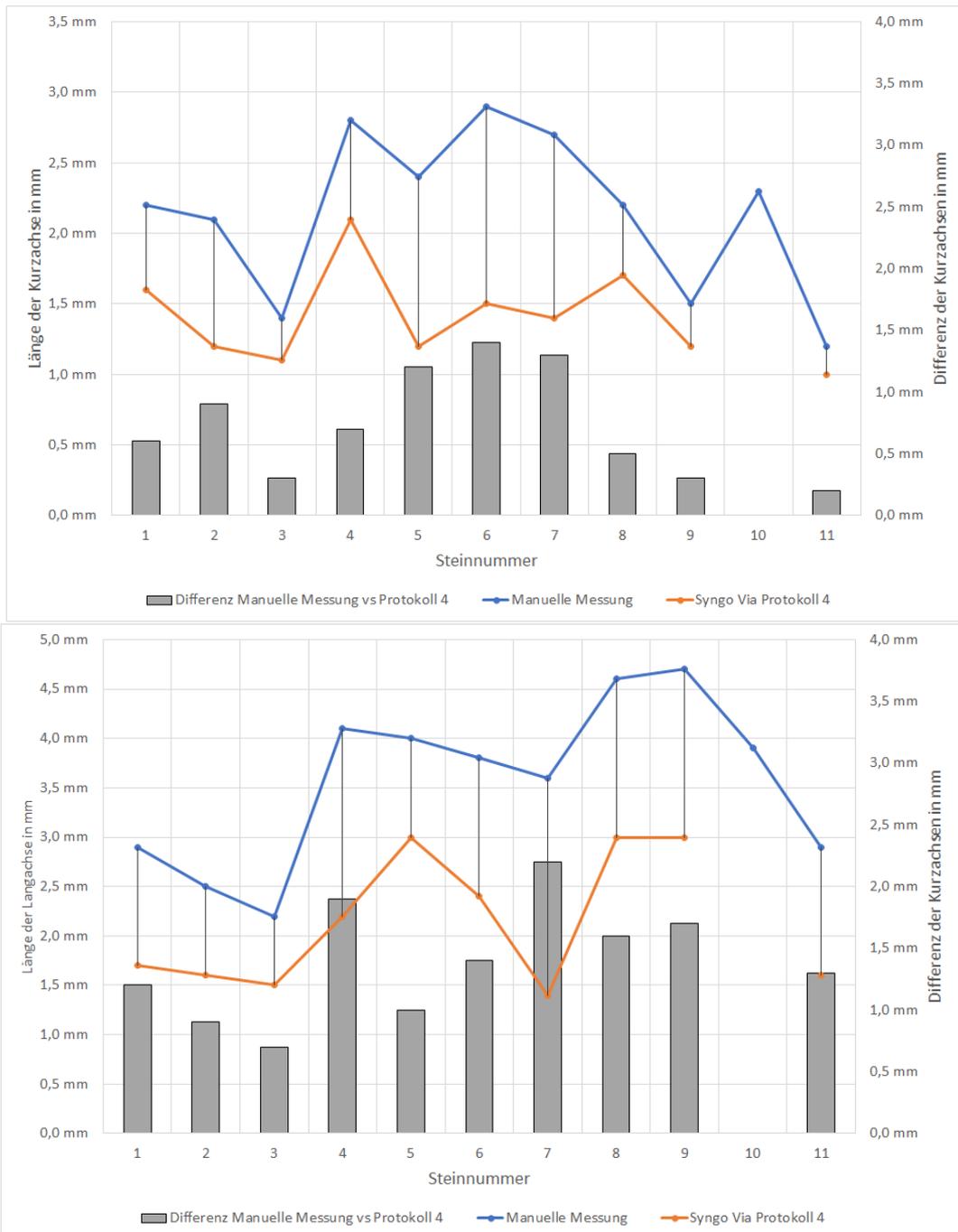


Abb. 27: **Differenz der Länge von Kurz- und Längsachse zwischen manuell (durch Schieblehre, Autor der Studie) vermessenen Nierensteinen und durch die Software Syngo Via bestimmten Steingröße am Beispiel Protokoll 4 (Siehe Tabelle 6 auf Seite 20).** Steinnummer und Länge der Lang- und Kurzachse gemäß Tabelle 5 auf Seite 14. Blaue Linie: Manuelle Messung. Orangene Linie: Software Syngo Via. Grauer Balken: Differenz Manuelle Messung und Syngo Via. Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 - Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt.

3.3.2 Dichteanalyse

Für die Dichteanalyse wurden die Dichtewerte sämtlicher Harnsteine in eine Tabelle (siehe Tabelle 10 auf der nächsten Seite) übertragen und gemäß den üblichen statistischen Kriterien nach Median, Minimal-, Mittel- und Maximalwert analysiert. Zur weiteren statistischen Analyse wurden die erhobenen Messwerte steinspezifisch in ein Box Plot Diagramm aufgetragen, siehe dazu Abbildung 28 auf Seite 60.

Diameterbezogene Dichteunterschiede

Um zu überprüfen, ob der Durchmesser des Phantoms einen Einflussfaktor auf die Dichtewerte der Steine hat, wurde für jeden Stein der Mittelwert aus den Protokollen 1-6 und 7-13 gebildet und die ermittelten Werte in ein Liniendiagramm aufgetragen. Dabei zeigte sich folgendes in Abbildung 29.

Hier zeigt sich, dass die Mittelwerte der Steine 1-11 in den Protokollen 1-6, eine erheblich höhere, gemessene Dichte aufweisen als in den Protokollen 7-13. Um dies statistisch zu bestätigen, wurde ein Paarvergleichstest durchgeführt unter der theoretischen Annahme, dass die Mittelwerte gleich sind. Dabei legten wir ein Signifikanzniveau von 0,05 fest. In der Berechnung ergab sich ein P-Wert von $1,84 \cdot 10^{-6}$.

Tab. 10: Analyse der in den CT Bildern der Protokolle 1-13 (siehe Tabelle 6) gemessenen Dichtewerte der Harnsteine (siehe 5)
 . 1. Zeile: Nierensteine 1-11 mit chemischer Zusammensetzung. Minimalwerte (grün), Median (blau), Maximal (rot). Ca-Ox-M = Calciumoxalat-Monohydrat, Ca-Hyd-D = Calciumhydrogenphosphat-Dihydrat, Ca-Ox-D = Calciumoxalat-Dihydrat, Ap = Apatit, kV = Kilovolt, kV Sn = Kilovolt Zinnfilter, mAs = Milliamperesekunden. Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 - Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt.

	Stein 1 (Ca-Ox-M)	Stein 2 (Ca-Ox-M)	Stein 3 (Ca-Ox-M)	Stein 4 (Ca-Ox-M)	Stein 5 (Ca-Ox-M)	Stein 6 (Ca-Ox-M)	Stein 7 Harnsäure	Stein 8 (Ap)	Stein 9 (20% Ca-Ox-D, 80% Ca-Hyd-D)	Stein 10 (80% Ca-Ox-D, 20% Ap)	Stein 11 (90% Ca-Ox-D, 10% Ap)
Protokoll 1, 110 kV / 39 mAs	1487	1258	1243	1366	1834	1836	769	997	1431	1209	1092
Protokoll 2, 100 kVSn / 591 mAs	1223	1118	1133	1305	1006	1646	545	833	913	878	767
Protokoll 3, 100 kVSn / 481 mAs	1151	1400	680	1288	1387	1572	513	850	1134	999	1032
Protokoll 4, 100/150kVSn / 101/55 mAs	1543	1636	1276	1679	1892	1518	420	1384	1206	1565	1000
Protokoll 5, 100 kVSn / 333 mAs	1153	1181	1165	1525	1448	1252	464	1003	798	777	944
Protokoll 6, 100 kVSn / 225 mAs	775	876	645	1366	1349	1284	461	792	581	588	587
Protokoll 7, 120 kV / 83 mAs	980	1002	711	1239	1072	1444	341	565	565	768	677
Protokoll 8, 100 kVSn / 1610 mAs	673	1106	630	1008	1477	816	444	670	892	398	730
Protokoll 9, 100 kVSn / 1178 mAs	786	686	400	1075	1317	1073	654	658	364	520	335
Protokoll 10, 100 / 150 kVSn / 262 / 117 mAs	908	957	828	978	1234	1183	626	872	515	948	803
Protokoll 11, 100 kVSn / 885 mAs	1010	741	792	1018	1257	1131	476	808	814	660	534
Protokoll 12, 100 kVSn / 589 mAs	670	1033	516	1002	1213	798	417	937	676	615	362
Protokoll 13, 100 kVSn / 447 mAs	1003	500	989	1095	904	1123	489	650	623	611	341
Syngo Via Protokoll 4	1506	1445	1208	2012	1842	1701	536	1012	1665	588	679
Syngo Via Protokoll 10	504	615	452	555	602	1357	338	476	636	548	453
Mittelwert	1025	1037	841	1234	1322	1316	500	834	854	778	689
SA	321	322	303	344	357	307	116	223	363	304	254
Minimal	504	500	400	555	602	798	338	476	364	398	335
Quartil 1	781	809	638	1013	1143	1127	432	664	602	588	494
Median	1003	1033	732	1239	1317	1284	476	833	798	660	679
Quartil 3	1188	1220	1149	1366	1463	1545	541	967	1024	913	874
Maximal	1543	1636	1276	2012	1892	1836	769	1384	1665	1565	1092

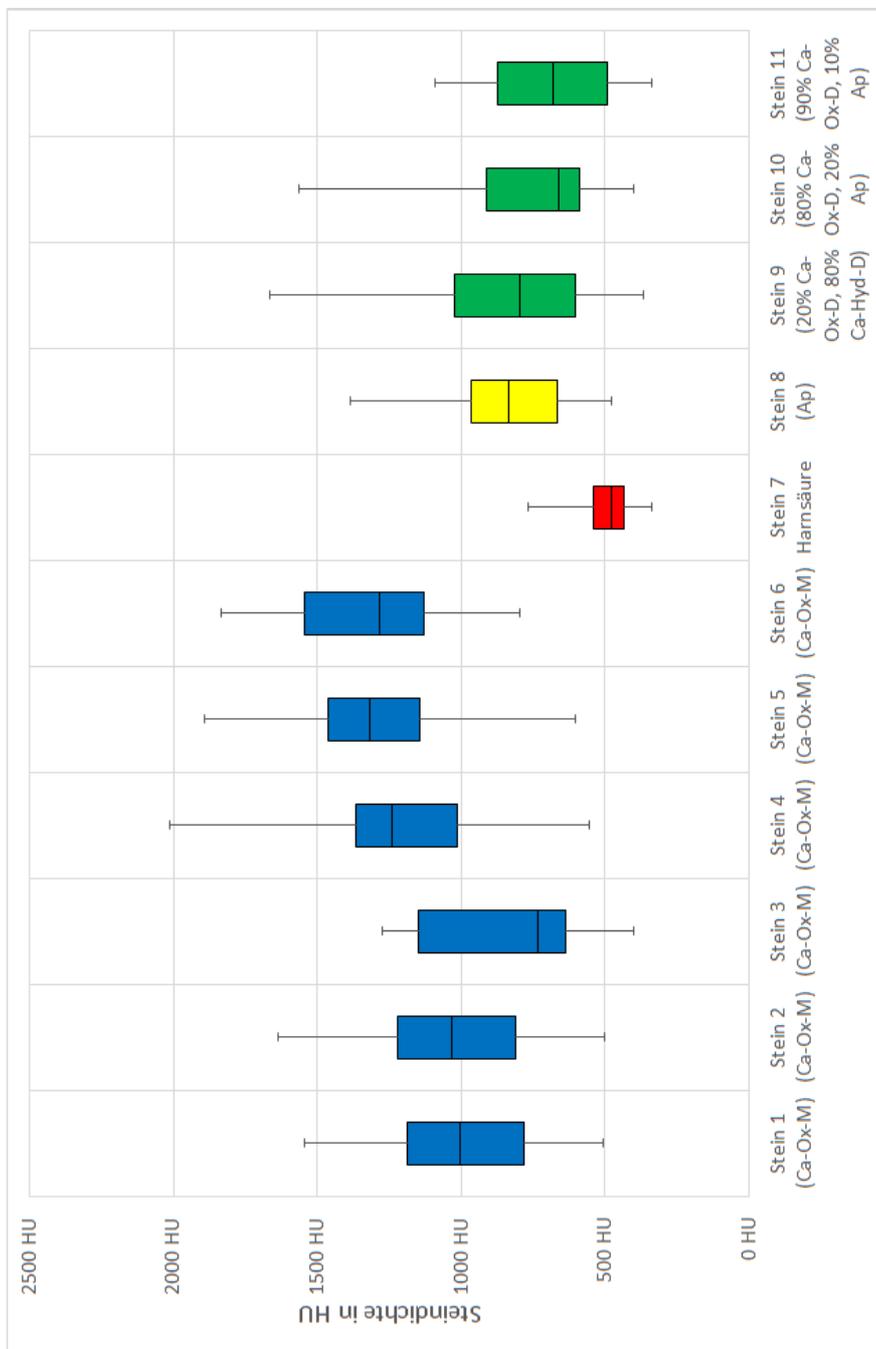


Abb. 28: **Stein spezifische Darstellung der in den CT Bildern der Protokolle 1-13 (siehe Tabelle 6) gemessenen Dichtewertverteilungen in HU mittels eines Box Plot Diagramms.** Stein 1-11 (siehe 5). Blau: Ca-oxalat-monohydrat, Rot: Harnsäure, Gelb: Apatit, Grün: Mischsteine. Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 - Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt. Ca-Ox-M = Calciumoxalat-Monohydrat, Ca-Hyd-D = Calciumhydrogenphosphat-Dihydrat, Ca-Ox-D = Calciumoxalat-Dihydrat, Ap = Apatit, HU = Hounsfield units.

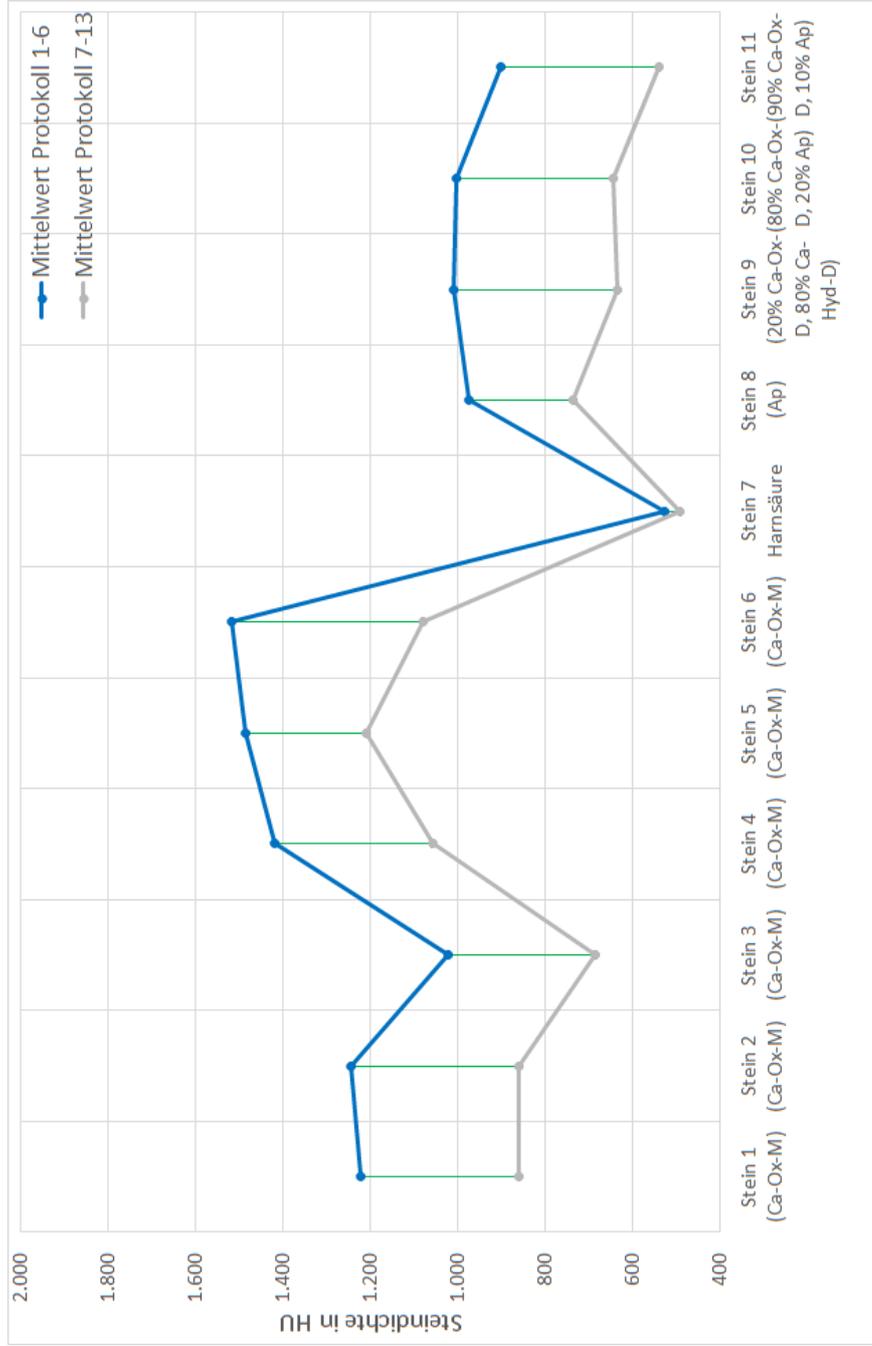


Abb. 29: Analyse der steinspezifischen, diameterbezogenen Dichteunterschiede anhand der in den CT Bildern der Protokolle 1-13 (gemäß Tabelle 6 auf Seite 20) ermittelten Dichtewerte in HU durch den Vergleich der errechneten mittleren Dichte der Protokolle 1 - 6 und 7-13. X-Achse: Stein 1 - 11 gemäß Tabelle 5 auf Seite 14. Blau: Mittelwerte der Steindichte in HU Protokoll 1-6. Grau: Mittelwerte der Steindichte in HU Protokoll 7-13. Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 - Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt. Ca-Ox-M = Calciumoxalat-Monohydrat, Ca-Hyd-D = Calciumhydrogenphosphat-Dihydrat, Ca-Ox-D = Calciumoxalat-Dihydrat, Ap = Apatit, HU = Hounsfield units.

Technik bezogene Dichteunterschiede

Im nächsten Schritt wurde überprüft, ob die angewandte CT Technik einen Einfluss auf die Dichtewerte der Steine hat. Dazu wurden zum einen bei dem dünnen Phantom die Dosis gleichen Protokolle 1 und 2 und bei dem dicken, modifizierten Phantom die Protokolle 7 und 8 verglichen. Protokolle 1 und 7 wurden mit low dose Technik akquiriert und die Protokolle 2 und 8 mit einem Zinnfilterprotokoll ohne Röhrenstrommodulation.

In Abbildung 30 auf der nächsten Seite zeigt sich, dass sämtliche Dichtewerte in Protokoll 1 höher sind als in Protokoll 2. Es fällt auf, dass beide Kurven nahezu parallel zueinander verlaufen, lediglich Stein 5 weist in Protokoll 2 eine gegenläufige Tendenz. Ergänzend wurde auch hier ein Paarvergleichstest mit einem Signifikanzniveau von 0,05 unter der Hypothese gleicher Mittelwerte durchgeführt. Dabei ergab sich ein P-Wert von 0.001.

In Abbildung 31 auf Seite 64 zeigt sich, dass die Dichtewerte der Nierensteine in den Protokollen 7 und 8, im Vergleich zur Protokoll 1 und 2, unterschiedliche Dichtetendenzen aufweisen. Z.B. zeigen die Steine 1, 3, 4, 6 und 10 in Protokoll 7 höhere Dichtewerte als in Protokoll 8, hingegen haben die übrigen Steine in Protokoll 8 eine höhere Dichte. Auch hier wurde zur statistischen Aufarbeitung ein Paarvergleichstest mit einem Signifikanzniveau von 0,05 durchgeführt. Dabei ergab sich ein P-Wert von 0,62.

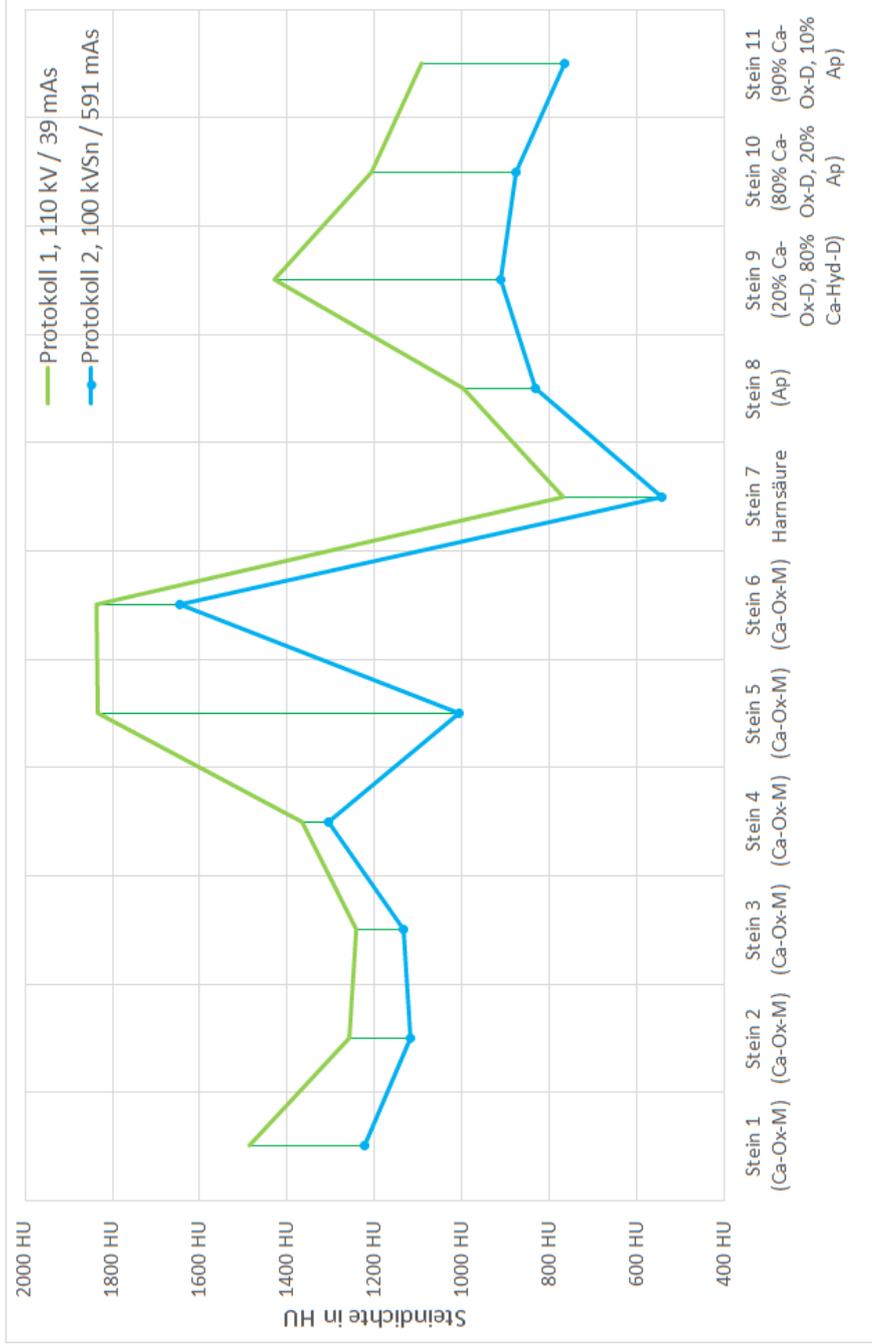


Abb. 30: Analyse der steinspezifischen, technikbezogenen (Low Dose Technik im Vergleich zu Zinnfiltertechnik) Dichteunterschiede anhand der in den CT Bildern der Protokolle 1-2 (gemäß Tabelle 6 auf Seite 20) ermittelten Dichtewerte in HU. Dosis: CTDI Protokoll 1 (Low Dose Protokoll) = CTDI Protokoll 2 (Zinnfilterprotokoll) X-Achse: Stein 1 - 11 gemäß Tabelle 5 auf Seite 14. Grün: Steindichte in HU Protokoll 1. Blau: Steindichte in HU Protokoll 2. Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 - Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt. Ca-Ox-M = Calciumoxalat-Monohydrat, Ca-Hyd-D = Calciumhydrogenphosphat-Dihydrat, Ca-Ox-D = Calciumoxalat-Dihydrat, Ap = Apatit, CTDI = Computed Tomography Dose Index, kV = Kilovolt, kV Sn = Kilovolt Zinnfilter, mAs = Milliamperesekunden, HU = Hounsfield units.

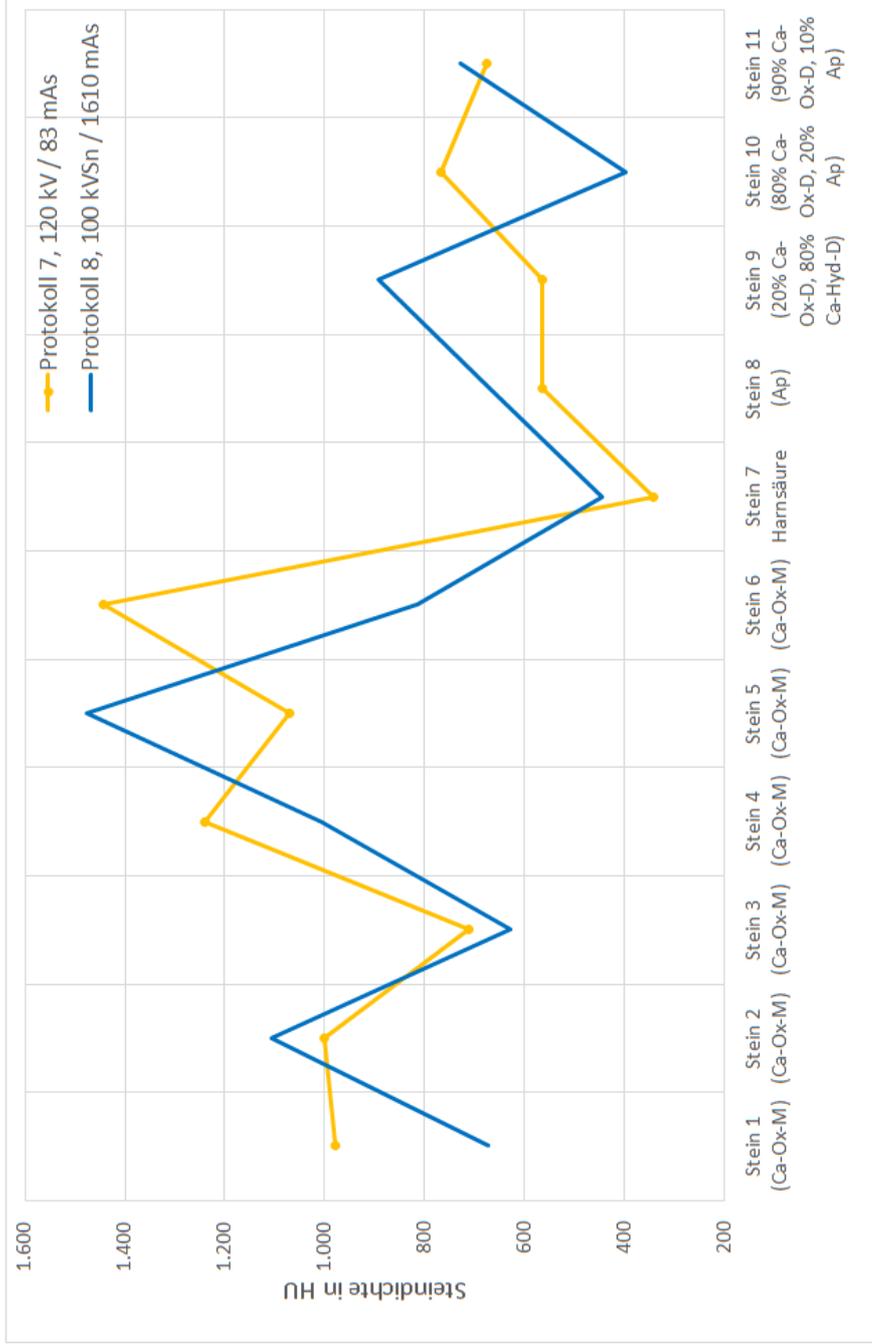


Abb. 31: Analyse der steinspezifischen, technikbezogenen (Low Dose Technik im Vergleich zu Zinnfiltertechnik) Dichteunterschiede anhand der in den CT Bildern der Protokollen 7 und 8 (gemäß Tabelle 6 auf Seite 20) ermittelten Dichtewerte in HU. Dosis: CTDI Protokoll 8 (Low Dose Protokoll) = CTDI Protokoll 9 (Zinnfilterprotokoll) X-Achse: Stein 1 - 11 gemäß Tabelle 5 auf Seite 14. Gelb: Steindichte in HU Protokoll 1. Blau: Steindichte in HU Protokoll 8. Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 - Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt. Ca-Ox-M = Calciumoxalat-Monohydrat, Ca-Hyd-D = Calciumhydrogenphosphat-Dihydrat, Ca-Ox-D = Calciumoxalat-Dihydrat, Ap = Apatit, CTDI = Computed Tomography Dose Index, kV = Kilovolt, kV Sn = Kilovolt Zinnfilter, mAs = Milliamperesekunden, HU = Hounsfield units.

Dosis bezogene Dichteunterschiede

Im nächsten Schritt wurde überprüft, ob die Dosis einen Einfluss auf die Dichtewerte der Nierensteine hat. Dazu wurden Protokolle miteinander verglichen bei dem die Röhrenstrommodulation deaktiviert, das Phantomsetting und die Technik identisch waren. Dies trifft auf die Protokolle 5 und 6 beim dünnen Phantom und auf die Protokolle 11 und 12 beim dicken Phantom zu.

In Abbildung 32 auf der nächsten Seite zeigt sich, dass die Dichtewerte der Steine 6 und 7 in Protokoll 5 leicht geringer sind. Bei Stein 6 zeigen sich in Protokoll 5 die Dichtewerte von 1252 HU und in Protokoll 6 mit 1284 HU. Bei Stein 7 sind die Dichtewerte mit 464 HU in Protokoll 5 fast identisch mit denen aus Protokoll 6 mit 461 HU. Beim Paarvergleichstest ergab sich ein P-Wert von 0,001.

Abbildung 33 auf Seite 67 zeigt, dass die Dichtewerte der Steine in Protokoll 11 und 12 nahe aneinander liegen. Bei den Steinen 2 und 8 sind die Dichtewerte in Protokoll 12 leicht höher als in Protokoll 11. Die übrigen Steinen zeigen in Protokoll 11 eine höhere Dichte. Beim Paarvergleichstest zeigt sich ein P-Wert von 0,16. Das Signifikanzniveau ist also nicht erreicht.

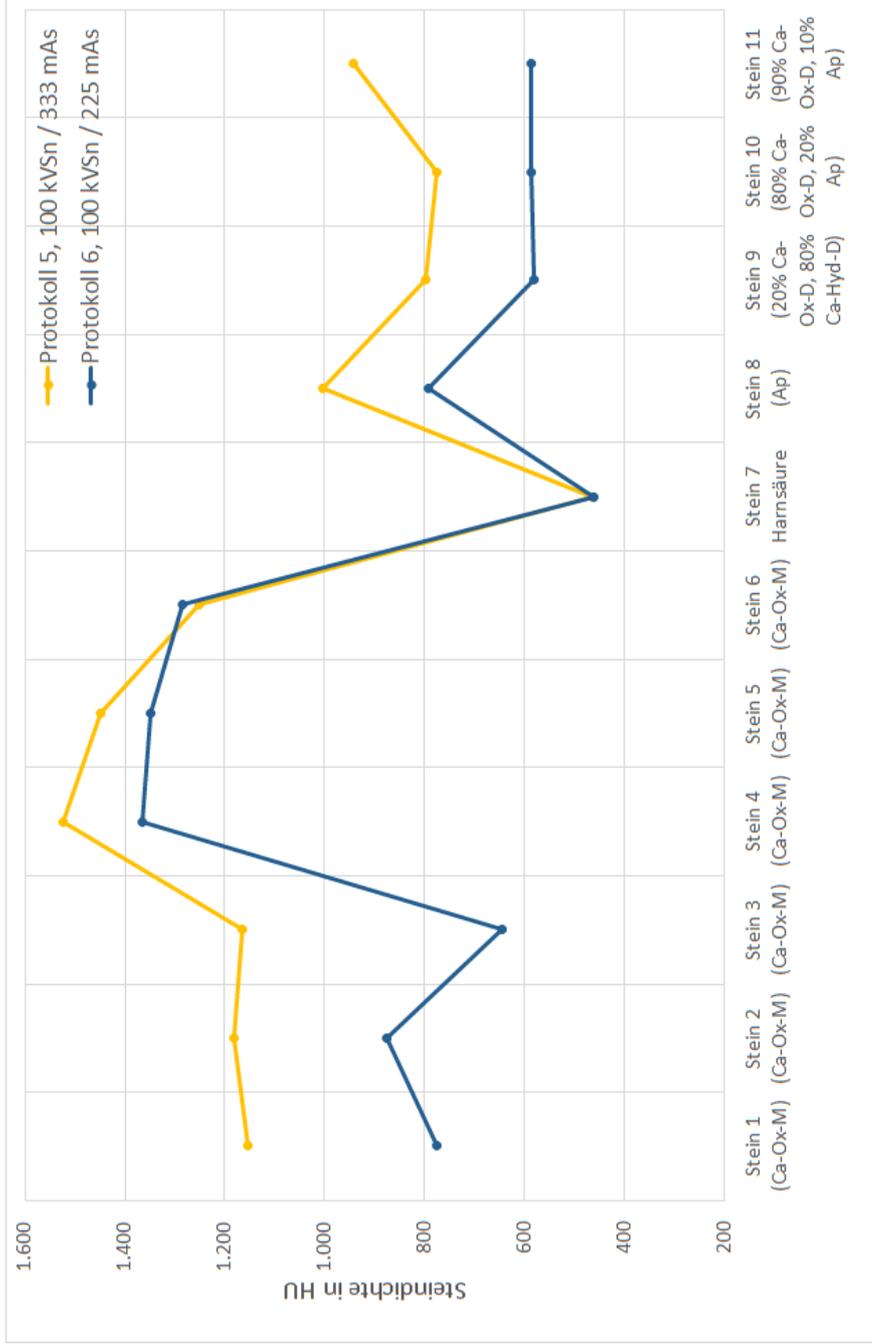


Abb. 32: **Analyse der steinspezifischen, dosisbezogenen Dichteunterschiede anhand der in den CT Bildern der Zinnfilter - Protokollen 5 und 6 (gemäß Tabelle 6 auf Seite 20) ermittelten Dichtewerte in HU.** Protokoll 5 und 6: Identische zugrundeliegende Technik, identisches Phantom und Messtechnik. X-Achse: Stein 1 - 11 gemäß Tabelle 5 auf Seite 14. Gelb: Steindichte in HU Protokoll 5, am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt. Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 - Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt. Ca-Ox-M = Calciumoxalat-Monohydrat, Ca-Hyd-D = Calciumhydrogenphosphat-Dihydrat, Ca-Ox-D = Calciumoxalat-Dihydrat, Ap = Apatit, CTDI = Computed Tomography Dose Index, kV = Kilovolt, mAs = Milliamperesekunden, HU = Hounsfield units.

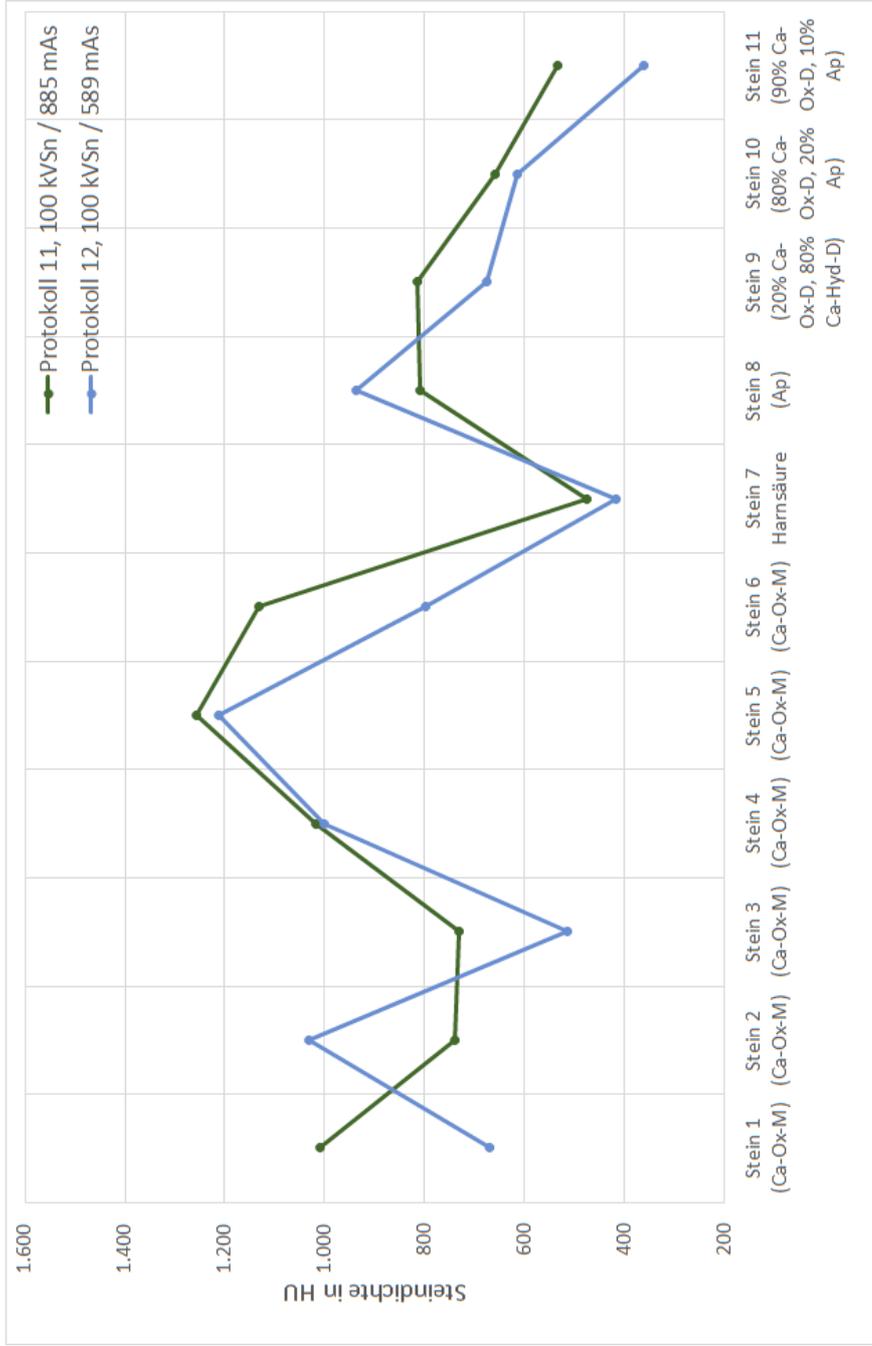


Abb. 33: **Analyse der steinspezifischen, dosisbezogenen Dichteunterschiede anhand der in den CT Bildern der Zinnfilter - Protokollen 11 und 12 (gemäß Tabelle 6 auf Seite 20) ermittelten Dichtewerte in HU.** Protokoll 11 und 12: Identische zugrundeliegende Technik, identisches Phantom und Messtechnik. X-Achse: Stein 1 - 11 gemäß Tabelle 5 auf Seite 14. Grün: Steindichte in HU Protokoll 11. Blau: Steindichte in HU Protokoll 12. Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 - Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt. Ca-Ox-M = Calciumoxalat-Monohydrat, Ca-Hyd-D = Calciumhydrogenphosphat-Dihydrat, Ca-Ox-D = Calciumoxalat-Dihydrat, Ap = Apatit, CTDI = Computed Tomography Dose Index, kV = Kilovolt, mAs = Milliamperesekunden, HU = Hounsfield units.

Messungsbezogene Dichteunterschiede

Zuletzt wurden die Dichtewerte aus manueller Messung und automatischer Messung aus den Protokollen 4 und 10 miteinander verglichen. Dabei sind sämtliche technische Parameter gleich.

In Abbildung 34 auf der nächsten Seite liegen die ermittelten Dichtewerte sehr nah aneinander. Die Steine 1, 2, 3, 5, 8, 10 und 11 zeigten in der manuellen Messung leicht höhere Messwerte. Die übrigen Steine zeigten in der automatischen Messung höhere Dichtewerte. Im Paarvergleichstest ergab sich, wie zu erwarten, ein P-Wert von 0,49.

Beim dicken Phantom zeigen sich in Abbildung 35 auf Seite 70, dass die Dichte der Steine in der manuellen Messung erheblich höher ermittelt wurde als in der automatischen Messung, mit Ausnahme der Steine 6 und 9. Im Paarvergleichstest ist der Unterschied signifikant bei einem P-Wert von 0,002.

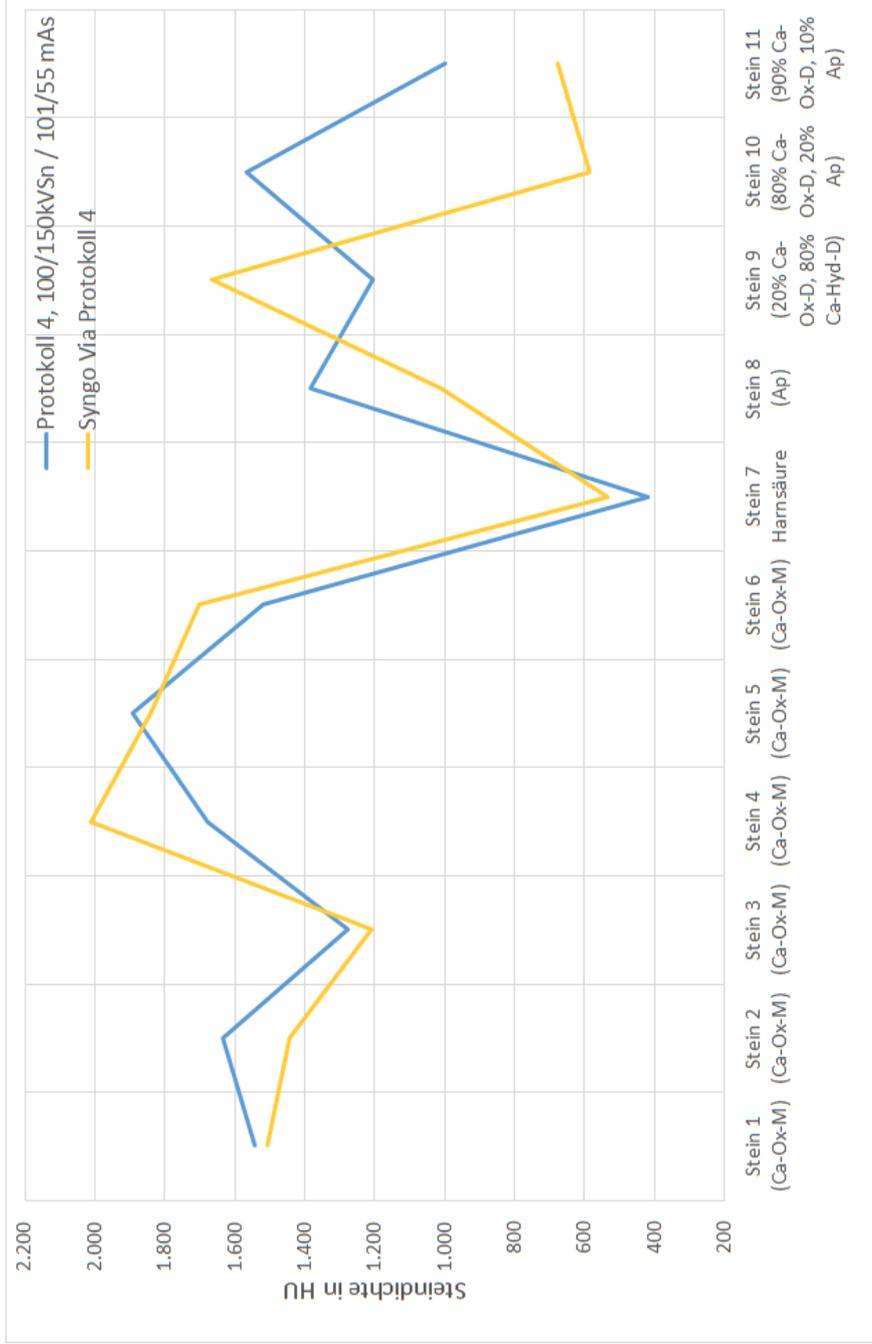


Abb. 34: **Analyse der steinspezifischen, messungsbezogenen (manuelle versus automatische Messung) Dichteunterschiede anhand der in den CT Bildern von Protokoll 4 (gemäß Tabelle 6 auf Seite 20) ermittelten Dichtewerte in HU.** X-Achse: Stein 1 - 11 gemäß Tabelle 5 auf Seite 14. Blau: Steindichte in HU Protokoll 4, manuell gemessen. Gelb: Steindichte in HU Protokoll 4, Messung durch Software Syngo Via. Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 - Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt. Ca-Ox-M = Calciumoxalat-Monohydrat, Ca-Hyd-D = Calciumhydrogenphosphat-Dihydrat, Ca-Ox-D = Calciumoxalat-Dihydrat, Ap = Apatit, CTDI = Computed Tomography Dose Index, kV = Kilovolt, mAs = Milliamperesekunden, HU = Hounsfield units.

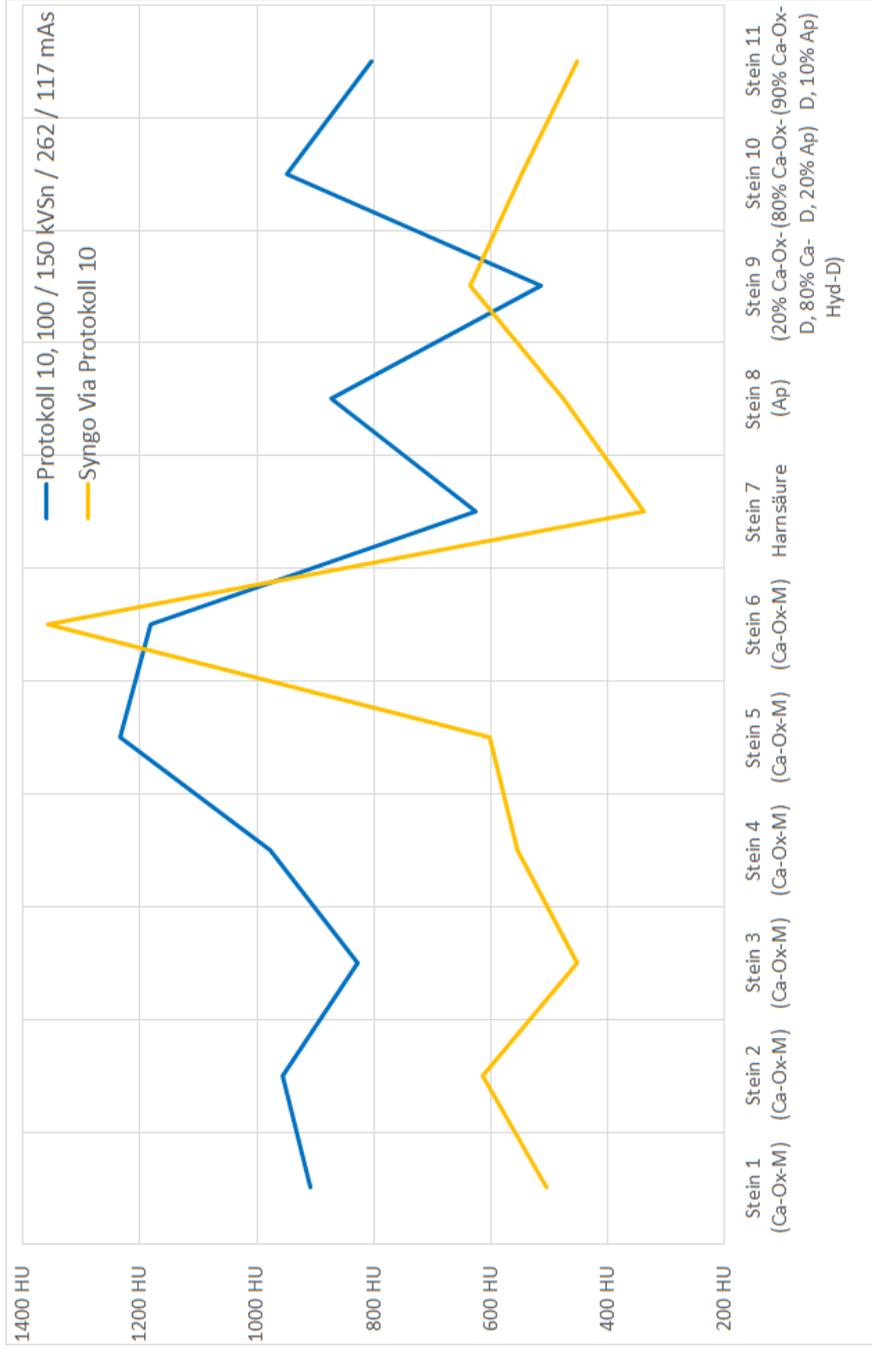


Abb. 35: **Analyse der steinspezifischen, messungsbezogenen (manuelle versus automatische Messung) Dichteunterschiede anhand der in den CT Bildern von Protokoll 10 (gemäß Tabelle 6 auf Seite 20) ermittelten Dichtewerte in HU.** X-Achse: Stein 1 - 11 gemäß Tabelle 5 auf Seite 14. Blau: Steindichte in HU Protokoll 10, manuell gemessen. Gelb: Steindichte in HU Protokoll 10, Messung durch Software Syngo Via. Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 - Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt. Ca-Ox-M = Calciumoxalat-Monohydrat, Ca-Hyd-D = Calciumhydrogenphosphat-Dihydrat, Ca-Ox-D = Calciumoxalat-Dihydrat, Ap = Apatit, CTDI = Computed Tomography Dose Index, kV = Kilovolt, kV Sn = Kilovolt Zinnfilter, mAs = Milliamperesekunden, HU = Hounsfield unit.

3.4 Subjektive Bildanalyse

Für die subjektive Bildanalyse wurden wie in Abschnitt 2.10 auf Seite 27 beschrieben, verschiedene Items abgefragt und anhand einer 5 Punkt Likert Skala bewertet. Für die statistische Aufarbeitung wurden sämtlich Items mit der selben Wertigkeit betrachtet. Die Graduierung erfolgte von 1, sehr gut bis 5 sehr schlecht.

Versuch 1- Protokoll 1, 110 kV / 39 mAs

In Versuch 1 bewerteten Untersucher 1 und Untersucher 2 Protokoll 1, 110 kV / 39 mAs. Bei Untersucher 1 ergab sich dabei ein Mittelwert von 1,86 und bei Untersucher 2 von 2,0. Untersucher 1 bewertete somit die Bildqualität leicht besser als Untersucher 2. Im Detail bewerteten beide Untersucher das Bildrauschen mit 3 - „mäßiges Rauschen“, den Kontrast mit 2 - „gut“, Artefakte 1 - „keine Artefakte“, die Beurteilbarkeit der Spongiosa mit 2 - „gut beurteilbar“, die Beurteilbarkeit der Kortikalis mit 2 - „gut beurteilbar“ und ob das Protokoll zur Detektion von Nierensteinen geeignet ist mit 1 - „sehr gut geeignet“. Beim letzten Item, ob das Protokoll zur Befundung der übrigen Organe geeignet ist, gaben die Untersucher unterschiedliche Werte an. Untersucher 1 bewertete das Item mit 2 - „gut geeignet“ und Untersucher 2 mit 3 - „mäßig geeignet“. Siehe dazu Abbildung 36 auf der nächsten Seite.

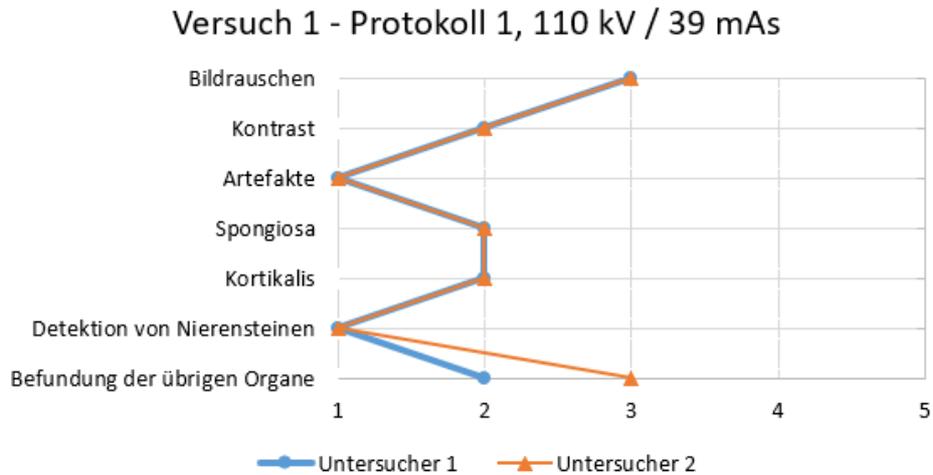


Abb. 36: **Versuch 1, Ergebnisse der subjektiven Bildanalyse der CT Bilder, Protokoll 1 gemäß Tabelle 6 auf Seite 20 durchgeführt durch Untersucher 1 (Facharzt Radiologie) und 2 (Weiterbildungsassistent Radiologie)**
 Untersucher 1: Blaue Linie mit Kreisen. Untersucher 2: Orangene Linie mit Dreiecken. X- Achse: Ergebnisse der bewerteten Items auf einer 5 Punkt Likert Skala mit den Werten 1-5 (sehr gut (1) bis sehr schlecht (5)). Die subjektive Bildanalyse wurde am Bundeswehrkrankenhaus Ulm im Zeitraum von September 2018 bis Dezember 2018 durchgeführt. kV = Kilovolt, mAs = Milliampere sekunden.

Versuch 2 - Protokoll 2, 110 kVSn / 591 mAs

In Versuch 2 bewerteten Untersucher 1 und Untersucher 2 Protokoll 2, 110 kVSn / 591 mAs. Bei Untersucher 1 ergab sich dabei ein Mittelwert von 1,71 und bei Untersucher 2 von 2,0, Untersucher 1 bewertete somit die Bildqualität leicht besser als Untersucher 2. Dabei bewerteten beide Untersucher den Kontrast mit 2 - „gut“, Artefakte mit 1 - „keine Artefakte“, Beurteilbarkeit der Kortikalis mit 2 - „gut beurteilbar“, ob das Protokoll zur Detektion von Nierensteinen geeignet ist mit 1 - „sehr gut geeignet“ und ob das Protokoll zur Befundung der übrigen Organe geeignet ist mit 2 - „gut geeignet“. In den Items Bildrauschen und Beurteilbarkeit der Spongiosa unterschieden sich die Antworten der Untersucher. Das Bildrauschen wurde von Untersucher 1 mit 2 - „geringfügiges Rauschen“ und von Untersucher 2 mit 3 - „mäßiges Rauschen“, die Beurteilbarkeit der Spongiosa wurde von Untersucher 1 mit 2 - „gut beurteilbar“ und von Untersucher 2 mit 3 - „mäßig beurteilbar“ bewertet. Siehe dazu Abbildung 37.

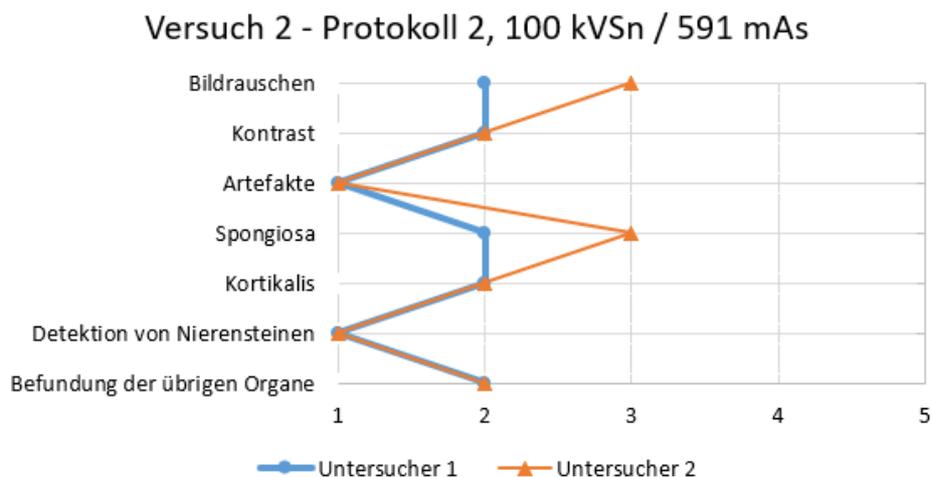


Abb. 37: **Versuch 2, Ergebnisse der subjektiven Bildanalyse der CT Bilder, Protokoll 2 gemäß Tabelle 6 auf Seite 20 durchgeführt durch Untersucher 1 (Facharzt Radiologie) und 2 (Weiterbildungsassistent Radiologie)**
Untersucher 1: Blaue Linie mit Kreisen. Untersucher 2: Orangene Linie mit Dreiecken. X- Achse: Ergebnisse der bewerteten Items auf einer 5 Punkt Likert Skala mit den Werten 1-5 (sehr gut (1) bis sehr schlecht (5)). Die subjektive Bildanalyse wurde am Bundeswehrkrankenhaus Ulm im Zeitraum von September 2018 bis Dezember 2018 durchgeführt. kV = Kilovolt, mAs = Milliamperesekunden.

Versuch 3 - Protokoll 3, 100 kVSn / 481 mAs

In Versuch 3 bewerteten Untersucher 1 und Untersucher 2 Protokoll 3, 100 kV / 481 mAs. Bei Untersucher 1 ergab sich dabei ein Mittelwert von 1,86 und bei Untersucher 2 von 2,0. Untersucher 1 bewertete somit die Bildqualität leicht besser als Untersucher 2. Im Detail bewerteten beide Untersucher das Bildrauschen mit 3 - „mäßiges Rauschen“, den Kontrast mit 2 - „gut“, Artefakte 1 - „keine Artefakte“, die Beurteilbarkeit der Kortikalis mit 2 - „gut beurteilbar“, ob das Protokoll zur Detektion von Nierensteinen geeignet ist mit 1 - „sehr gut geeignet“ und ob das Protokoll zur Befundung der übrigen Organe geeignet ist mit 2 - „gut geeignet“. In dem Item „Beurteilbarkeit der Spongiosa“ gaben die Untersucher unterschiedliche Werte an. Untersucher 1 bewertete die Beurteilbarkeit der Spongiosa mit 2 - „gut beurteilbar“ und Untersucher 2 mit 3 - „mäßig beurteilbar“. Siehe dazu Abbildung 38.

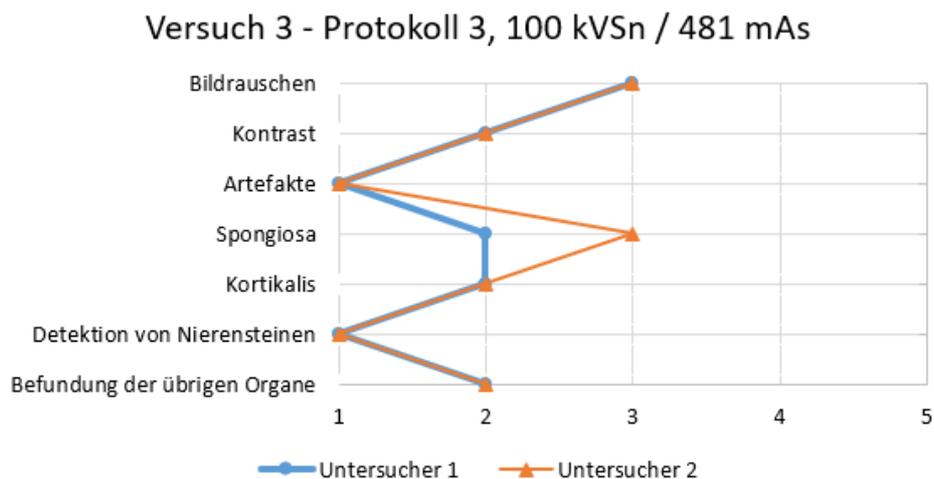


Abb. 38: **Versuch 3, Ergebnisse der subjektiven Bildanalyse der CT Bilder, Protokoll 3 gemäß Tabelle 6 auf Seite 20 durchgeführt durch Untersucher 1 (Facharzt Radiologie) und 2 (Weiterbildungsassistent Radiologie)**
Untersucher 1: Blaue Linie mit Kreisen. Untersucher 2: Orangene Linie mit Dreiecken. X- Achse: Ergebnisse der bewerteten Items auf einer 5 Punkt Likert Skala mit den Werten 1-5 (sehr gut (1) bis sehr schlecht (5)). Die subjektive Bildanalyse wurde am Bundeswehrkrankenhaus Ulm im Zeitraum von September 2018 bis Dezember 2018 durchgeführt. kV = Kilovolt, mAs = Milliamperesekunden.

Versuch 4 - Protokoll 4, 100/150 kVSn / 101/55 mAs

In Versuch 4 bewerteten Untersucher 1 und Untersucher 2 Protokoll 4, 100/150 kVSn / 101/55 mAs. Bei Untersucher 1 ergab sich dabei ein Mittelwert von 1,0 und bei Untersucher 2 von 1,43. Untersucher 1 bewertete somit die Bildqualität besser als Untersucher 2. Im Detail bewerteten beide Untersucher den Kontrast mit 1 - „sehr gut“, Artefakte mit 1 - „keine Artefakte“, die Beurteilbarkeit der Kortikalis mit 1 - „sehr gut beurteilbar“ und ob das Protokoll zur Detektion von Nierensteinen geeignet ist mit 1 - „sehr gut geeignet“. In den Items Bildrauschen, Beurteilbarkeit der Spongiosa und Befundung der übrigen Organe unterschieden sich die Antworten der beiden Untersucher. Untersucher 1 bewertete sämtliche Items mit der Bestnote 1, Untersucher 2 hingegen alle verbliebenen Items mit dem Wert 2. Siehe dazu Abbildung 39.

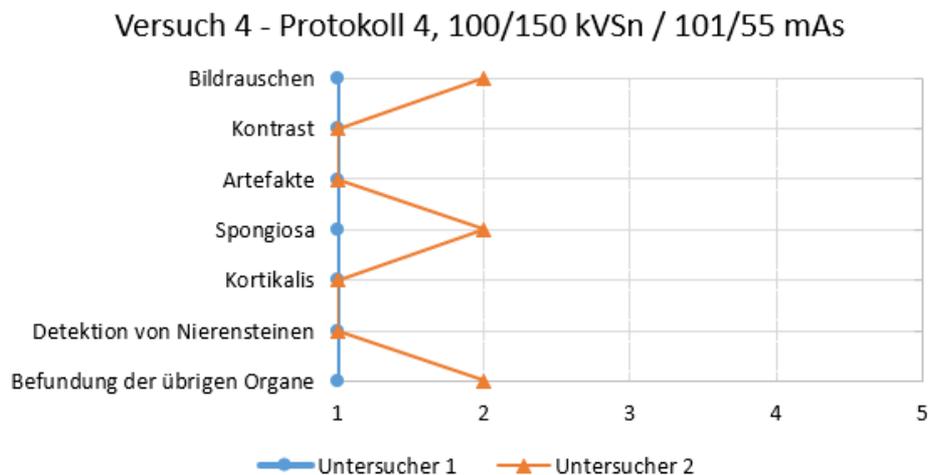


Abb. 39: **Versuch 4, Ergebnisse der subjektiven Bildanalyse der CT Bilder, Protokoll 4 gemäß Tabelle 6 auf Seite 20 durchgeführt durch Untersucher 1 (Facharzt Radiologie) und 2 (Weiterbildungsassistent Radiologie)**
Untersucher 1: Blaue Linie mit Kreisen. Untersucher 2: Orangene Linie mit Dreiecken. X- Achse: Ergebnisse der bewerteten Items auf einer 5 Punkt Likert Skala mit den Werten 1-5 (sehr gut (1) bis sehr schlecht (5)). Die subjektive Bildanalyse wurde am Bundeswehrkrankenhaus Ulm im Zeitraum von September 2018 bis Dezember 2018 durchgeführt. kV = Kilovolt, mAs = Milliamperesekunden.

Versuch 5 - Protokoll 5, 100kVSn / 333 mAs

In Versuch 5 bewerteten Untersucher 1 und Untersucher 2 Protokoll 5, 100kVSn / 333 mAs. Bei Untersucher 1 ergab sich dabei ein Mittelwert von 2,29 und bei Untersucher 2 von 2,14. Untersucher 2 bewertete somit die Bildqualität besser als Untersucher 1. Im Detail bewerteten beide Untersucher den Kontrast mit 2 - „gut“, Artefakte mit 1 - „keine Artefakte“, die Beurteilbarkeit der Kortikalis mit 2 - „gut beurteilbar“ und ob das Protokoll zur Befundung der übrigen Organe geeignet ist mit 3 - „mäßig geeignet“. In den Items Bildrauschen, Beurteilbarkeit der Spongiosa und Detektion von Nierensteinen unterschieden sich die Bewertungen der beiden Untersucher. Untersucher 1 bewertete das Bildrauschen mit 4 - „deutliches Rauschen“ schlechter als Untersucher 2 mit 3 - „mäßiges Rauschen“. Die Beurteilbarkeit der Spongiosa wurde von Untersucher 1 mit 2 - „gut beurteilbar“, von Untersucher 2 hingegen mit 3 - „mäßig beurteilbar“ bewertet. Ob das Protokoll zur Detektion von Nierensteinen geeignet ist bewertete Untersucher 1 mit 2 - „gut geeignet“ und Untersucher 2 mit 1 - „sehr gut geeignet“. Siehe dazu Abbildung 40.

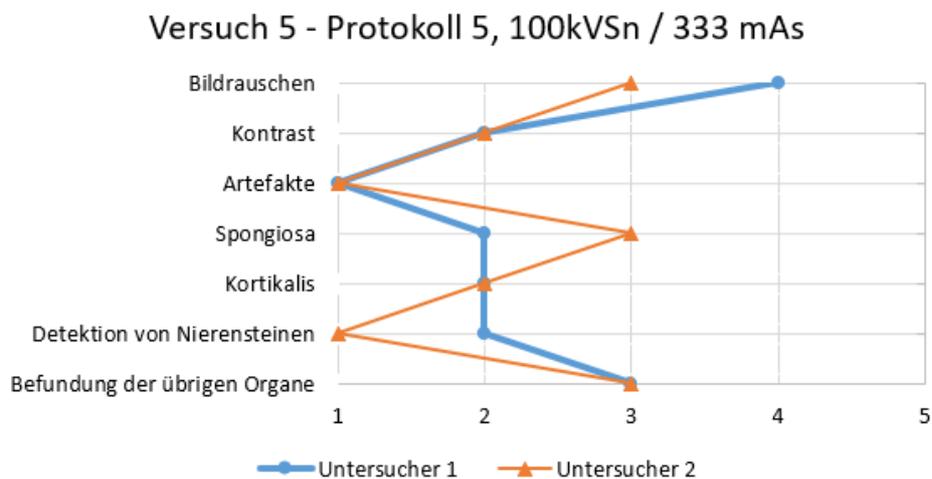


Abb. 40: **Versuch 5, Ergebnisse der subjektiven Bildanalyse der CT Bilder, Protokoll 5 gemäß Tabelle 6 auf Seite 20 durchgeführt durch Untersucher 1 (Facharzt Radiologie) und 2 (Weiterbildungsassistent Radiologie)**
Untersucher 1: Blaue Linie mit Kreisen. Untersucher 2: Orangene Linie mit Dreiecken. X- Achse: Ergebnisse der bewerteten Items auf einer 5 Punkt Likert Skala mit den Werten 1-5 (sehr gut (1) bis sehr schlecht (5)). Die subjektive Bildanalyse wurde am Bundeswehrkrankenhaus Ulm im Zeitraum von September 2018 bis Dezember 2018 durchgeführt. kV = Kilovolt, mAs = Milliamperesekunden.

Versuch 6 - Protokoll 6, 100 kVSn / 225 mAs

In Versuch 6 bewerteten Untersucher 1 und Untersucher 2 Protokoll 6, 100 kVSn / 225 mAs. Bei Untersucher 1 ergab sich dabei ein Mittelwert von 3,0 und bei Untersucher 2 von 2,43. Untersucher 2 bewertete somit die Bildqualität besser als Untersucher 1. Im Detail bewerteten beide Untersucher das Bildrauschen mit 4 - „deutliches Rauschen“, Artefakte mit 1 - „keine Artefakte“, die Beurteilbarkeit der Spongiosa mit 3 - „mäßig beurteilbar“ und ob das Protokoll zur Befundung der übrigen Organe geeignet ist mit 4 - „schlecht geeignet“. In den Items Kontrast, Beurteilbarkeit der Kortikalis und Detektion von Nierensteinen unterschieden sich die Bewertungen der beiden Untersucher. Untersucher 1 bewertete den Kontrast mit 3 - „mäßiger Kontrast“ schlechter als Untersucher 2 mit 2 - „guter Kontrast“. Die Beurteilbarkeit der Kortikalis wurde von Untersucher 1 mit 3 - „mäßig beurteilbar“, von Untersucher 2 hingegen mit 2 - „gut beurteilbar“ bewertet. Ob das Protokoll zur Detektion von Nierensteinen geeignet ist bewertete Untersucher 1 mit 3 - „mäßig geeignet“ und Untersucher 2 mit 1 - „sehr gut geeignet“. Siehe dazu Abbildung 41.

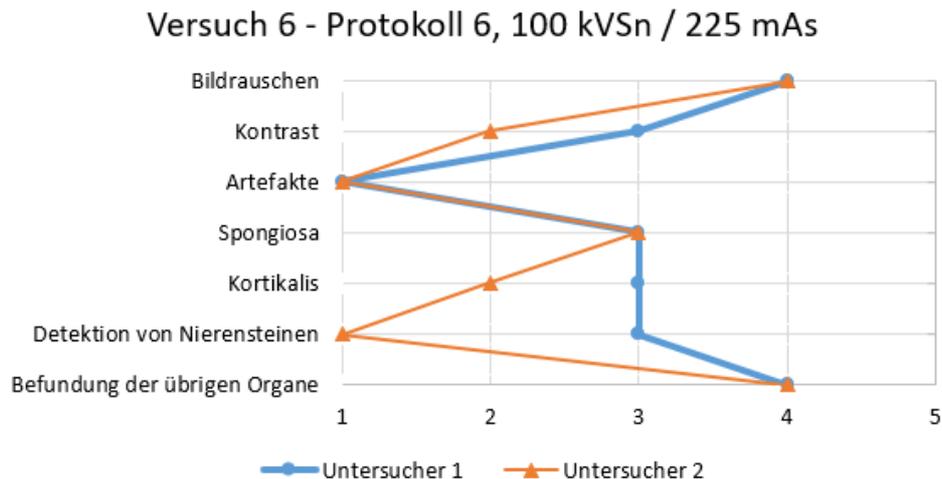


Abb. 41: **Versuch 6, Ergebnisse der subjektiven Bildanalyse der CT Bilder, Protokoll 6 gemäß Tabelle 6 auf Seite 20 durchgeführt durch Untersucher 1 (Facharzt Radiologie) und 2 (Weiterbildungsassistent Radiologie)**
Untersucher 1: Blaue Linie mit Kreisen. Untersucher 2: Orangene Linie mit Dreiecken. X- Achse: Ergebnisse der bewerteten Items auf einer 5 Punkt Likert Skala mit den Werten 1-5 (sehr gut (1) bis sehr schlecht (5)). Die subjektive Bildanalyse wurde am Bundeswehrkrankenhaus Ulm im Zeitraum von September 2018 bis Dezember 2018 durchgeführt. kV = Kilovolt, mAs = Milliamperesekunden.

Versuch 7 - Protokoll 7, 120 kV / 83 mAs

In Versuch 7 bewerteten Untersucher 1 und Untersucher 2 Protokoll 7, 120 kV / 83 mAs. Bei Untersucher 1 ergab sich dabei ein Mittelwert von 1,71 und bei Untersucher 2 von 2,29. Untersucher 1 bewertete somit die Bildqualität besser als Untersucher 2. Im Detail bewerteten beide Untersucher den Kontrast mit 2 - „guter Kontrast“, Artefakte mit 1 - „keine Artefakte“, die Beurteilbarkeit der Kortikalis mit 2 - „gut beurteilbar“ und ob das Protokoll zur Detektion von Nierensteinen geeignet ist mit 1 - „sehr gut geeignet“. In den Items Bildrauschen, Beurteilbarkeit der Spongiosa und Befundung der übrigen Organe unterschieden sich die Bewertungen der beiden Untersucher. Untersucher 1 bewertete das Bildrauschen mit 2 - „geringfügiges Rauschen“ besser als Untersucher 2 mit 4 - „deutliches Rauschen“. Die Beurteilbarkeit der Spongiosa wurde von Untersucher 1 mit 2 - „gut beurteilbar“, von Untersucher 2 hingegen mit 3 - „mäßig beurteilbar“ bewertet. Ob das Protokoll zur Befundung der übrigen Organe geeignet ist bewertete Untersucher 1 mit 2 - „gut geeignet“ und Untersucher 2 mit 3 - „mäßig geeignet“. Siehe dazu Abbildung 42.

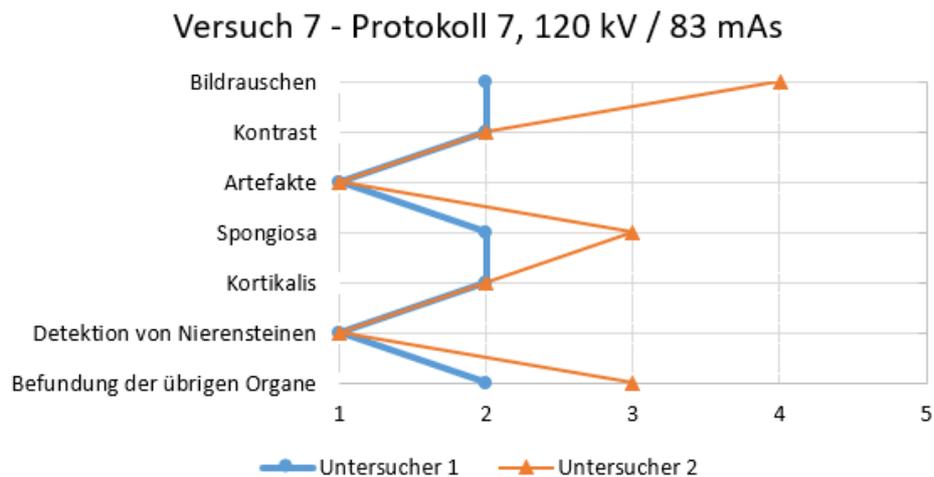


Abb. 42: **Versuch 7, Ergebnisse der subjektiven Bildanalyse der CT Bilder, Protokoll 7 gemäß Tabelle 6 auf Seite 20 durchgeführt durch Untersucher 1 (Facharzt Radiologie) und 2 (Weiterbildungsassistent Radiologie)**
Untersucher 1: Blaue Linie mit Kreisen. Untersucher 2: Orangene Linie mit Dreiecken. X- Achse: Ergebnisse der bewerteten Items auf einer 5 Punkt Likert Skala mit den Werten 1-5 (sehr gut (1) bis sehr schlecht (5)). Die subjektive Bildanalyse wurde am Bundeswehrkrankenhaus Ulm im Zeitraum von September 2018 bis Dezember 2018 durchgeführt. kV = Kilovolt, mAs = Milliamperesekunden.

Versuch 8 - Protokoll 8, 100 kVSn / 1610 mAs

In Versuch 8 bewerteten Untersucher 1 und Untersucher 2 Protokoll 8, 100 kVSn / 1610 mAs. Bei Untersucher 1 ergab sich dabei ein Mittelwert von 1,71 und bei Untersucher 2 von 1,57. Untersucher 2 bewertete somit die Bildqualität leicht besser als Untersucher 1. Im Detail bewerteten beide Untersucher das Bildrauschen mit 2 - „geringfügiges Rauschen“, den Kontrast mit 2 - „gut“, Artefakte 1 - „keine Artefakte“, die Beurteilbarkeit der Spongiosa mit 2 - „gut beurteilbar“, ob das Protokoll zur Detektion von Nierensteinen geeignet ist mit 1 - „sehr gut geeignet“ und ob das Protokoll zur Befundung der übrigen Organe geeignet ist wurde mit 2 - „gut geeignet“. Beim Item, Beurteilbarkeit der Kortikalis gaben die Untersucher unterschiedliche Werte an. Untersucher 1 bewertete das Item mit 2 - „gut geeignet“ und Untersucher 2 mit 1 - „sehr gut geeignet“. Siehe dazu Abbildung 43.

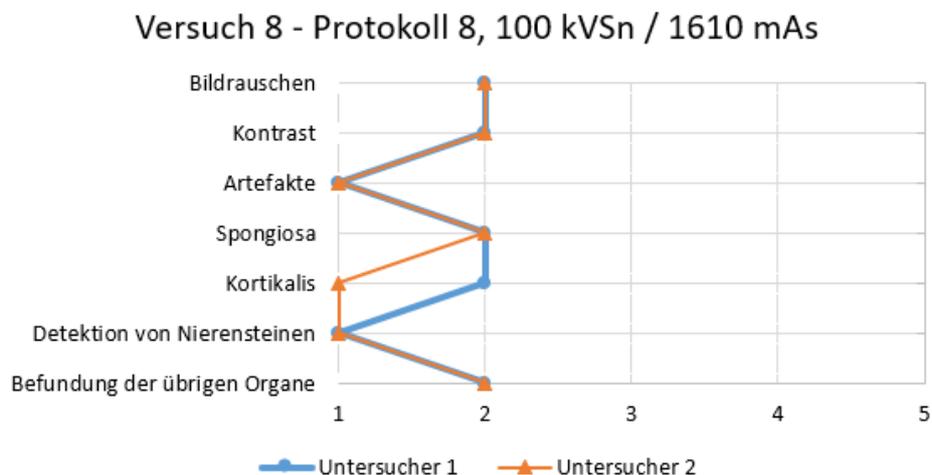


Abb. 43: **Versuch 8, Ergebnisse der subjektiven Bildanalyse der CT Bilder, Protokoll 8 gemäß Tabelle 6 auf Seite 20 durchgeführt durch Untersucher 1 (Facharzt Radiologie) und 2 (Weiterbildungsassistent Radiologie)**
Untersucher 1: Blaue Linie mit Kreisen. Untersucher 2: Orangene Linie mit Dreiecken. X- Achse: Ergebnisse der bewerteten Items auf einer 5 Punkt Likert Skala mit den Werten 1-5 (sehr gut (1) bis sehr schlecht (5)). Die subjektive Bildanalyse wurde am Bundeswehrkrankenhaus Ulm im Zeitraum von September 2018 bis Dezember 2018 durchgeführt. kV = Kilovolt, mAs = Milliamperesekunden.

Versuch 9 - Protokoll 9, 100 kVSn / 1178 mAs

In Versuch 9 bewerteten Untersucher 1 und Untersucher 2 Protokoll 9, 100 kVSn / 1178 mAs. Bei Untersucher 1 ergab sich dabei ein Mittelwert von 1,86 und bei Untersucher 2 von 2,14, Untersucher 1 bewertete somit die Bildqualität besser als Untersucher 2. Dabei bewerteten beide Untersucher den Kontrast mit 2 - „gut“, Artefakte mit 1 - „keine Artefakte“, die Beurteilbarkeit der Spongiosa mit 3 - „mäßig beurteilbar“, die Beurteilbarkeit der Kortikalis mit 2 - „gut beurteilbar“ und ob das Protokoll zur Detektion von Nierensteinen geeignet ist mit 1 - „sehr gut geeignet“. In den Items Bildrauschen und ob das Protokoll zur Befundung der übrigen Organe geeignet ist unterschieden sich die Antworten der Untersucher. Das Bildrauschen wurde von Untersucher 1 mit 2 - „geringfügiges Rauschen“ und von Untersucher 2 mit 3 - „mäßiges Rauschen“, ob das Protokoll zur Befundung der übrigen Organe geeignet ist wurde von Untersucher 1 mit 2 - „gut geeignet“ und von Untersucher 2 mit 3 - „mäßig geeignet“ bewertet. Siehe dazu Abbildung 44.

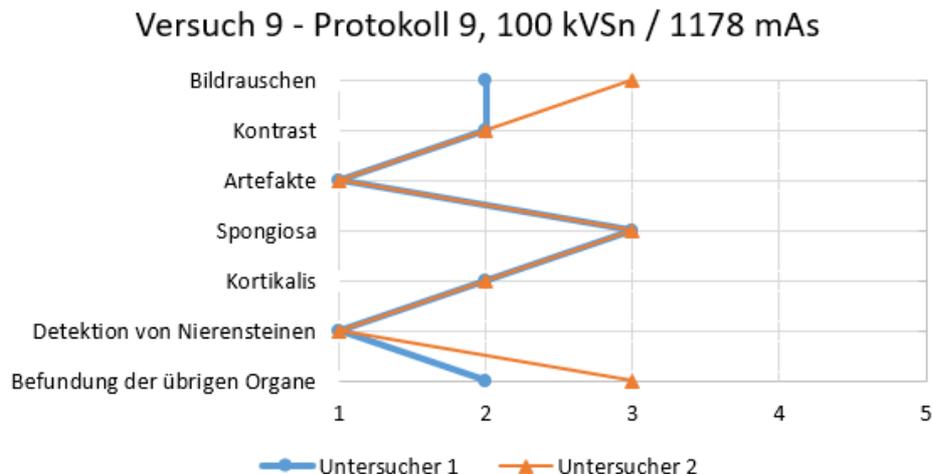


Abb. 44: **Versuch 9, Ergebnisse der subjektiven Bildanalyse der CT Bilder, Protokoll 9 gemäß Tabelle 6 auf Seite 20 durchgeführt durch Untersucher 1 (Facharzt Radiologie) und 2 (Weiterbildungsassistent Radiologie)**
Untersucher 1: Blaue Linie mit Kreisen. Untersucher 2: Orangene Linie mit Dreiecken. X- Achse: Ergebnisse der bewerteten Items auf einer 5 Punkt Likert Skala mit den Werten 1-5 (sehr gut (1) bis sehr schlecht (5)). Die subjektive Bildanalyse wurde am Bundeswehrkrankenhaus Ulm im Zeitraum von September 2018 bis Dezember 2018 durchgeführt. kV = Kilovolt, mAs = Milliamperesekunden.

Versuch 10 - Protokoll 10, 100/150 kVSn / 262/117 mAs

In Versuch 10 bewerteten Untersucher 1 und Untersucher 2 Protokoll 10, 100/150 kVSn / 262/117 mAs. Bei Untersucher 1 ergab sich dabei ein Mittelwert von 1,0 und bei Untersucher 2 von 1,43. Untersucher 1 bewertete somit die Bildqualität besser als Untersucher 2. Im Detail bewerteten beide Untersucher den Kontrast mit 1 - „sehr gut“, Artefakte mit 1 - „keine Artefakte“, die Beurteilbarkeit der Kortikalis mit 1 - „sehr gut beurteilbar“ und ob das Protokoll zur Detektion von Nierensteinen geeignet ist mit 1 - „sehr gut geeignet“. In den Items Bildrauschen, Beurteilbarkeit der Spongiosa und Befundung der übrigen Organe unterschieden sich die Antworten der beiden Untersucher. Untersucher 1 bewertete sämtliche Items mit der Bestnote 1, Untersucher 2 hingegen alle verbliebenen Items mit dem Wert 2. Siehe dazu Abbildung 45.

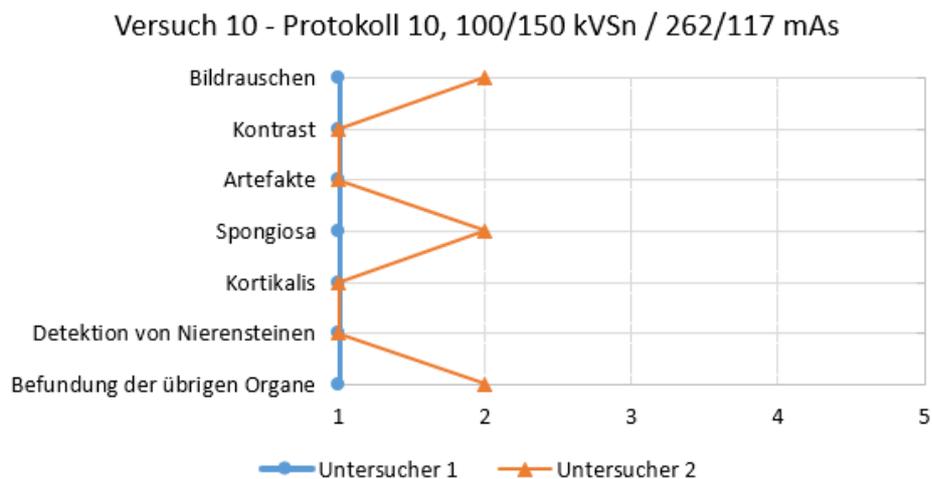


Abb. 45: **Versuch 10, Ergebnisse der subjektiven Bildanalyse der CT Bilder, Protokoll 10 gemäß Tabelle 6 auf Seite 20 durchgeführt durch Untersucher 1 (Facharzt Radiologie) und 2 (Weiterbildungsassistent Radiologie)**
Untersucher 1: Blaue Linie mit Kreisen. Untersucher 2: Orangene Linie mit Dreiecken. X- Achse: Ergebnisse der bewerteten Items auf einer 5 Punkt Likert Skala mit den Werten 1-5 (sehr gut (1) bis sehr schlecht (5)). Die subjektive Bildanalyse wurde am Bundeswehrkrankenhaus Ulm im Zeitraum von September 2018 bis Dezember 2018 durchgeführt. kV = Kilovolt, mAs = Milliamperesekunden.

Versuch 11 - Protokoll 11, 100 kVSn / 885 mAs

In Versuch 11 bewerteten Untersucher 1 und Untersucher 2 Protokoll 11, 100 kVSn / 885 mAs. Bei Untersucher 1 ergab sich dabei ein Mittelwert von 2,71 und bei Untersucher 2 von 2,29. Untersucher 2 bewertete somit die Bildqualität besser als Untersucher 1. Im Detail bewerteten beide Untersucher das Bildrauschen mit 3 - „mäßiges Bildrauschen“, Artefakte mit 1 - „keine Artefakte“, die Beurteilbarkeit der Spongiosa mit 3 - „mäßig beurteilbar“ und die Beurteilbarkeit der Kortikalis mit 2 - „gut beurteilbar“. In den Items Detektion von Nierensteinen und ob das Protokoll zur Befundung der übrigen Organe geeignet ist, unterschieden sich die Bewertungen der beiden Untersucher. Die Detektion von Nierensteinen bewertete Untersucher 1 mit 4 - „mäßig geeignet“ und Untersucher 2 mit 2 - „gut geeignet“. Ob das Protokoll zur Befundung der übrigen Organe geeignet ist bewertete Untersucher 1 mit 4 - „schlecht geeignet“ und Untersucher 2 mit 3 - „mäßig geeignet“. Siehe dazu Abbildung 46.

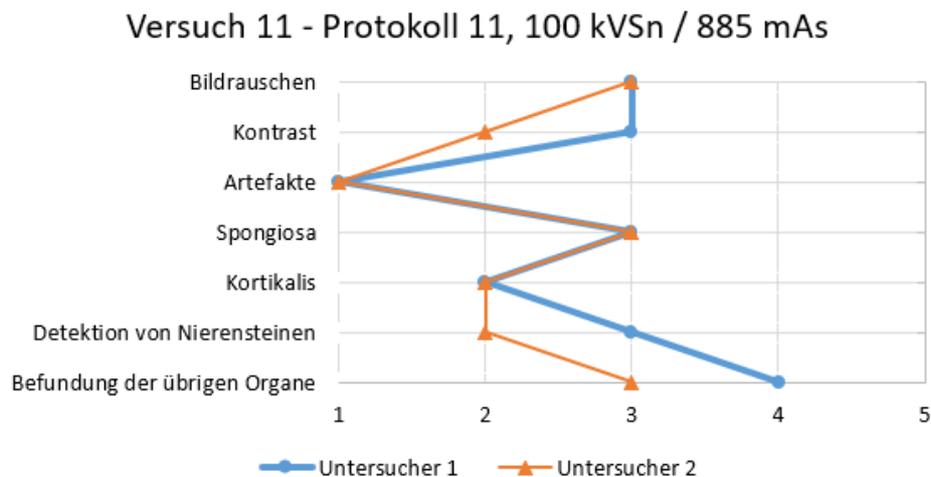


Abb. 46: **Versuch 11, Ergebnisse der subjektiven Bildanalyse der CT Bilder, Protokoll 11 gemäß Tabelle 6 auf Seite 20 durchgeführt durch Untersucher 1 (Facharzt Radiologie) und 2 (Weiterbildungsassistent Radiologie)**
Untersucher 1: Blaue Linie mit Kreisen. Untersucher 2: Orangene Linie mit Dreiecken. X- Achse: Ergebnisse der bewerteten Items auf einer 5 Punkt Likert Skala mit den Werten 1-5 (sehr gut (1) bis sehr schlecht (5)). Die subjektive Bildanalyse wurde am Bundeswehrkrankenhaus Ulm im Zeitraum von September 2018 bis Dezember 2018 durchgeführt. kV = Kilovolt, mAs = Milliamperesekunden.

Versuch 12 - Protokoll 12, 100 kVSn / 589 mAs

In Versuch 12 bewerteten Untersucher 1 und Untersucher 2 Protokoll 12, 100 kVSn / 589 mAs. Bei Untersucher 1 ergab sich dabei ein Mittelwert von 3,29 und bei Untersucher 2 von 2,71. Untersucher 2 bewertete somit die Bildqualität besser als Untersucher 1. Im Detail bewerteten beide Untersucher das Bildrauschen mit 4 - „deutliches Bildrauschen“, Artefakte mit 1 - „keine Artefakte“ und die Beurteilbarkeit der Spongiosa mit 4 - „schlecht beurteilbar“. In den Items Kontrast, Beurteilbarkeit der Kortikalis, Detektion von Nierensteinen und ob das Protokoll zur Befundung der übrigen Organe geeignet ist, unterschieden sich die Bewertungen der beiden Untersucher. Der Kontrast wurde von Untersucher 1 mit 3 - „mäßig“ und von Untersucher 2 mit 2 - „gut“ beurteilt. Die Beurteilbarkeit der Kortikalis wurde von Untersucher 1 mit 3 - „mäßig beurteilbar“ und von Untersucher 2 mit 2 „gut beurteilbar“ bewertet. Die Detektion von Nierensteinen bewertete Untersucher 1 mit 3 - „mäßig geeignet“ und Untersucher 2 mit 2 - „gut geeignet“. Ob das Protokoll zur Befundung der übrigen Organe geeignet ist, bewertete Untersucher 1 mit 5 - „sehr schlecht geeignet“ und Untersucher 2 mit 4 - „schlecht geeignet“. Siehe dazu Abbildung 47.

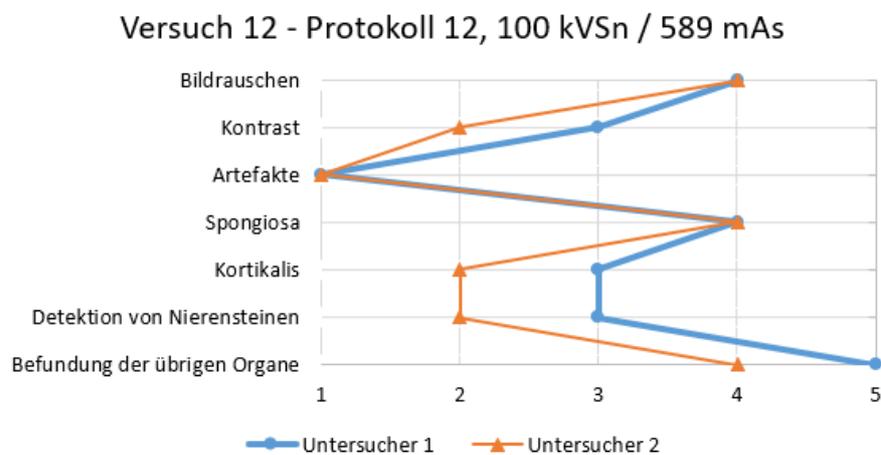


Abb. 47: **Versuch 12, Ergebnisse der subjektiven Bildanalyse der CT Bilder, Protokoll 12 gemäß Tabelle 6 auf Seite 20 durchgeführt durch Untersucher 1 (Facharzt Radiologie) und 2 (Weiterbildungsassistent Radiologie)** Untersucher 1: Blaue Linie mit Kreisen. Untersucher 2: Orangene Linie mit Dreiecken. X- Achse: Ergebnisse der bewerteten Items auf einer 5 Punkt Likert Skala mit den Werten 1-5 (sehr gut (1) bis sehr schlecht (5)). Die subjektive Bildanalyse wurde am Bundeswehrkrankenhaus Ulm im Zeitraum von September 2018 bis Dezember 2018 durchgeführt. kV = Kilovolt, mAs = Milliamperesekunden.

Versuch 13 - Protokoll 13, 100 kVSn / 447 mAs

In Versuch 13 bewerteten Untersucher 1 und Untersucher 2 Protokoll 13, 100 kVSn / 447 mAs. Bei Untersucher 1 ergab sich dabei ein Mittelwert von 3,14 und bei Untersucher 2 von 2,86. Untersucher 2 bewertete somit die Bildqualität leicht besser als Untersucher 1. Im Detail bewerteten beide Untersucher das Bildrauschen mit 4 - „deutliches Rauschen“, Artefakte 1 - „keine Artefakte“, die Beurteilbarkeit der Spongiosa mit 4 - „schlecht beurteilbar“, ob das Protokoll zur Detektion von Nierensteinen geeignet ist mit 3 - „mäßig geeignet“ und ob das Protokoll zur Befundung der übrigen Organe geeignet ist wurde mit 4 - „schlecht geeignet“. Beim den Items Kontrast und Beurteilbarkeit der Kortikalis gaben die Untersucher unterschiedliche Werte an. Untersucher 1 bewertete den Kontrast mit 3 - „mäßig“ und Untersucher 2 mit 2 - „gut“, die Beurteilbarkeit der Kortikalis wertete Untersucher 1 mit 3 - „mäßig geeignet“ und Untersucher 2 mit 2 - „gut geeignet“. Siehe dazu Abbildung 48.

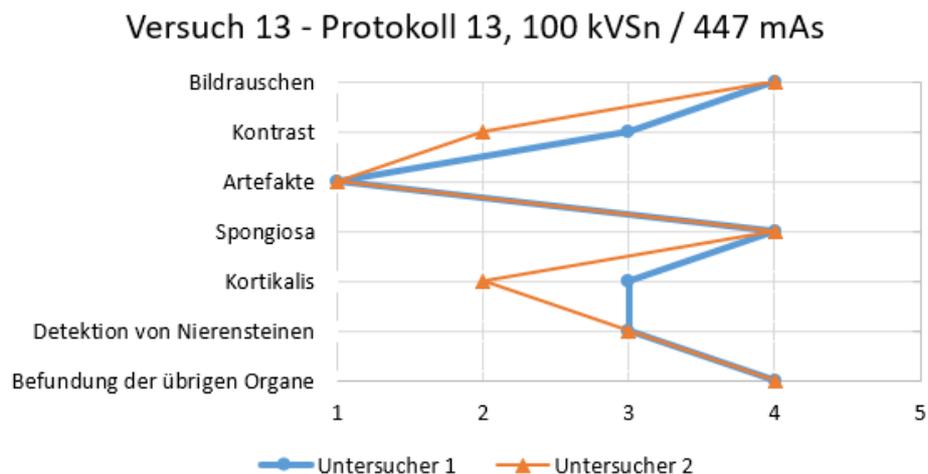


Abb. 48: **Versuch 13, Ergebnisse der subjektiven Bildanalyse der CT Bilder, Protokoll 13 gemäß Tabelle 6 auf Seite 20 durchgeführt durch Untersucher 1 (Facharzt Radiologie) und 2 (Weiterbildungsassistent Radiologie)**
Untersucher 1: Blaue Linie mit Kreisen. Untersucher 2: Orangene Linie mit Dreiecken. X- Achse: Ergebnisse der bewerteten Items auf einer 5 Punkt Likert Skala mit den Werten 1-5 (sehr gut (1) bis sehr schlecht (5)). Die subjektive Bildanalyse wurde am Bundeswehrkrankenhaus Ulm im Zeitraum von September 2018 bis Dezember 2018 durchgeführt. kV = Kilovolt, mAs = Milliamperesekunden.

Zusammenfassung

Um einen Überblick der subjektiven Bildqualität zu erlangen wurde untersucherspezifisch für jedes Protokoll der Mittelwert der abgefragten Items gebildet und nachfolgend in ein Diagramm übertragen, siehe dazu Abbildung 49 auf der nächsten Seite.

Mittelwerte Likert Skala Protokoll 1 -13

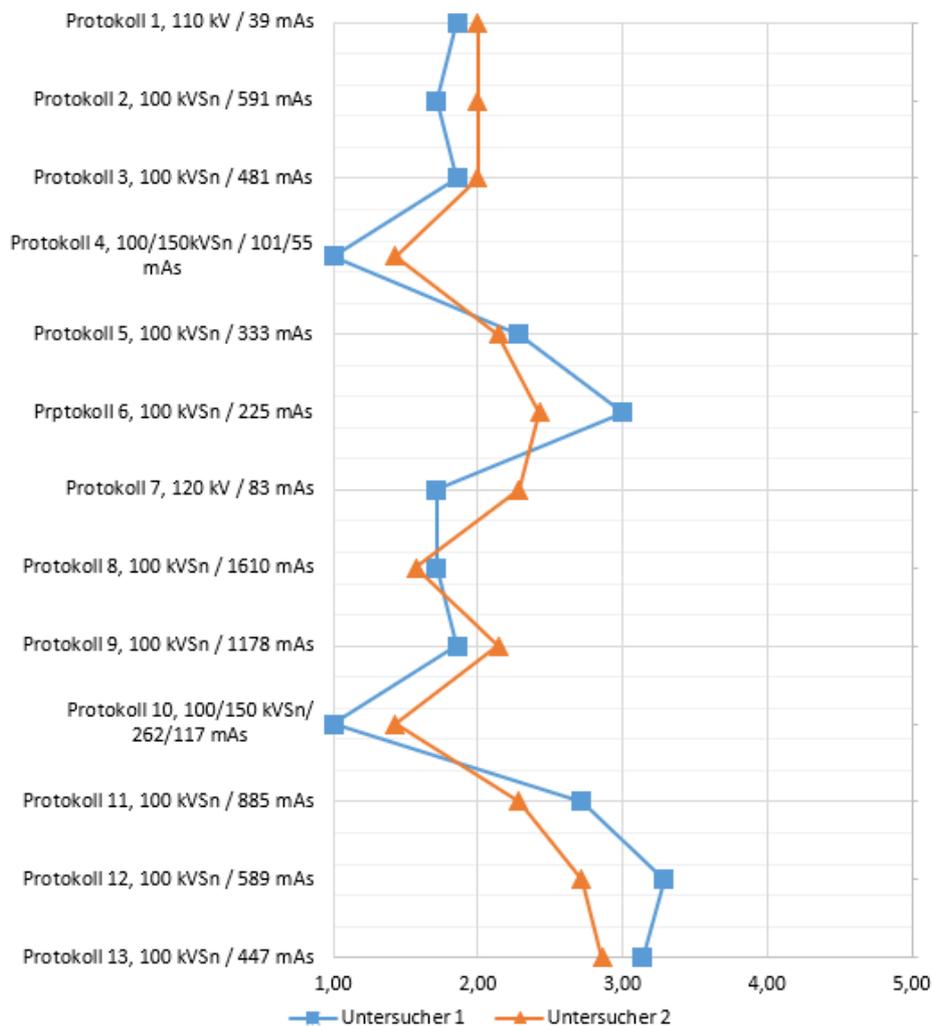


Abb. 49: **Mittelwerte der bewerteten Items der subjektiven Bildanalyse (Bildrauschen, Kontrast, Artefakte, Beurteilbarkeit von Spongiosa und Kortikalis, Detektion von Nierensteinen und Beurteilbarkeit der übrigen Organe) der CT Bilder der Protokoll 1-13 (gemäß Tabelle 6 auf Seite 20), bewertet von Untersucher 1 (Facharzt Radiologie) und Untersucher 2 (Weiterbildungsassistent Radiologie).** Y-Achse: Protokolle 1-13. X-Achse: Likert Skala 1-5 (Sehr gut (1) bis sehr schlecht (5)). Untersucher 1: Blaue Linie mit Viereck. Untersucher 2: Orangene Linie mit Dreieck. kV = Kilovolt, mAs = Milliampere-sekunden.

In diesem Diagramm wurde die x-Achse mit den Werten 1-5 beschriftet und die Protokolle 1-13 auf der y-Achse aufgetragen. Der Mittelwert aller Protokolle liegt bei Untersucher 1 bei 2,09 vs 2,10 bei Untersucher 2. Protokoll 12 erzielte bei Untersucher 1 mit 3,29 das

schlechteste Ergebnis, die Protokolle 4 und 10 wurden identisch mit dem Wert 1 graduiert. Untersucher 2 bewertete Protokoll 10 mit dem Wert von 1,21 am Besten und Protokoll 13 mit 2,86 am schlechtesten. Die größten Abweichungen zwischen Untersucher 1 und 2 zeigten sich in den Protokoll 6 und 7, hier betrug die Differenz 0,57. Die größte Übereinstimmung zeigte sich bei den Protokollen 1, 3, 5 und mit einer Abweichung von 0,14. Zur weiteren statistischen Aufarbeitung führten wir einen T-Test durch, dabei ergab sich jedoch ein P-Wert von 0,92, der subjektive Unterschied ist statistisch nicht signifikant.

Als nächstes wurden in Abbildung 50 auf der nächsten Seite die Mittelwerte der einzelnen Items untersucherspezifisch miteinander verglichen und die prozentualen Unterschiede ermittelt.

Dazu wurden die abgefragten Items auf der x-Achse und die dazugehörigen Werte der Likert Skala auf der primären y-Achse (links) aufgetragen. Die größten Diskrepanzen zeigten sich dabei in der Bewertung des Bildrauschens, der Beurteilbarkeit der Spongiosa und in der Beurteilbarkeit der übrigen Organe.

Das Bildrauschen wurde im Mittelwert von Untersucher 1 mit 2,69 und von Untersucher 2 mit 3,08 bewertet, Untersucher 1 bewertete das Bildrauschen im Schnitt um 14 % schlechter als Untersucher 2 (P-Wert 0,09). Der Kontrast wurde von Untersucher 1 mit 2,15 und von Untersucher 2 mit 1,85 bewertet, Untersucher 1 bewertete den Kontrast somit um 14 % schlechter als Untersucher 2 (P-Wert 0,03). Das Vorkommen von Artefakten bewerteten beide Untersucher mit 1,0 gleich. Die Beurteilbarkeit der Spongiosa bewertete Untersucher 1 mit 2,38 und Untersucher 2 mit 2,85, Untersucher 2 bewertete die Beurteilbarkeit somit um ca. 19% schlechter als Untersucher 1 (P-Wert 0,008). Die Beurteilbarkeit der Kortikalis bewertete Untersucher 1 mit 2,08 und Untersucher 2 mit 1,77, Untersucher 1 bewertete die Beurteilbarkeit der Kortikalis somit um ca. 15 % schlechter als Untersucher 2 (P-Wert 0,03). Die Detektion von Nierensteinen bewertet Untersucher 1 mit 1,69 und Untersucher 2 mit 1,31, Untersucher 1 bewertete dieses Item somit ca. 23 % schlechter als Untersucher 2 (P-Wert 0,05). Die Befundung der übrigen Organe bewertete Untersucher 1 mit 2,62 und Untersucher 2 mit 2,85. Untersucher 1 bewertete dieses Item somit ca. 8 % besser als Untersucher 2 (P-Wert 0,27).

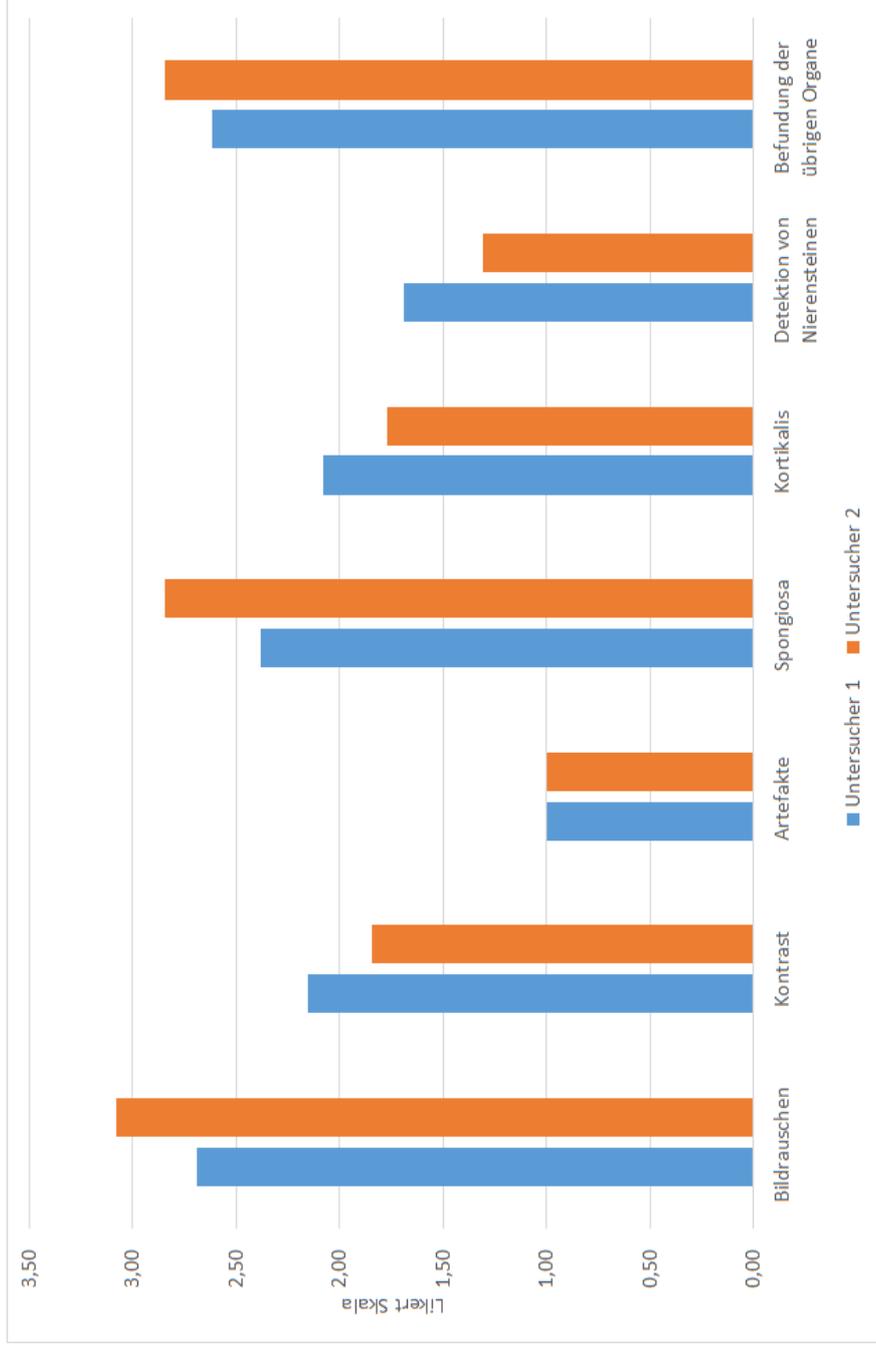


Abb. 50: Mittelwerte der subjektiven Bildanalyse der CT Bilder der Protokollen 1-13 (gemäß Tabelle 6 auf Seite 20) von Untersucher 1 (Facharzt Radiologie) und 2 (Weiterbildungsassistent Radiologie) in Bezug auf die abgefragten Items Bildrauschen, Kontrast, vorhandensein von Artefakten, Beurteilbarkeit von Spongiosa und Kortikalis, Detektion von Nierensteinen und Befundung der übrigen Organe. Y-Achse: Werte der Mittelwerte der Likert Skala. X-Achse: Abgefragte Items. Untersucher 1: Blauer Balken. Untersucher 2: Orangener Balken.

3.4.1 Detektion von Nierensteinen

Um die Detektierbarkeit der platzierten Nierensteine zwischen den Protokollen zu überprüfen, befundeten beide Untersucher sämtliche Bilder in den 0,75 mm Schicht bei einem Br40 Weichteilkern. In der Auswertung wurde dann überprüft ob die Nierensteine richtig positiv, falsch positiv oder falsch negativ befundet wurden, siehe dazu Abbildung 51.

In Abbildung 51 wurde die Nierensteine in einem gestapelten Balkendiagramm überprüft. Auf der x-Achse die Protokolle 1-13 untersucherspezifisch aufgetragen, die Anzahl der Steine sind auf der y-Achse abzulesen. Beide Untersucher haben in den Protokollen 1-12 sämtliche Harnsteine erkannt. Untersucher 2 hat in Protokoll 4 einen falsch positiven Stein erkannt. Lediglich in Protokoll 13 haben beide Untersucher einen Stein nicht erkannt. Bei beiden Untersuchern handelte es sich dabei um Stein 11.

Erkannte Nierensteine

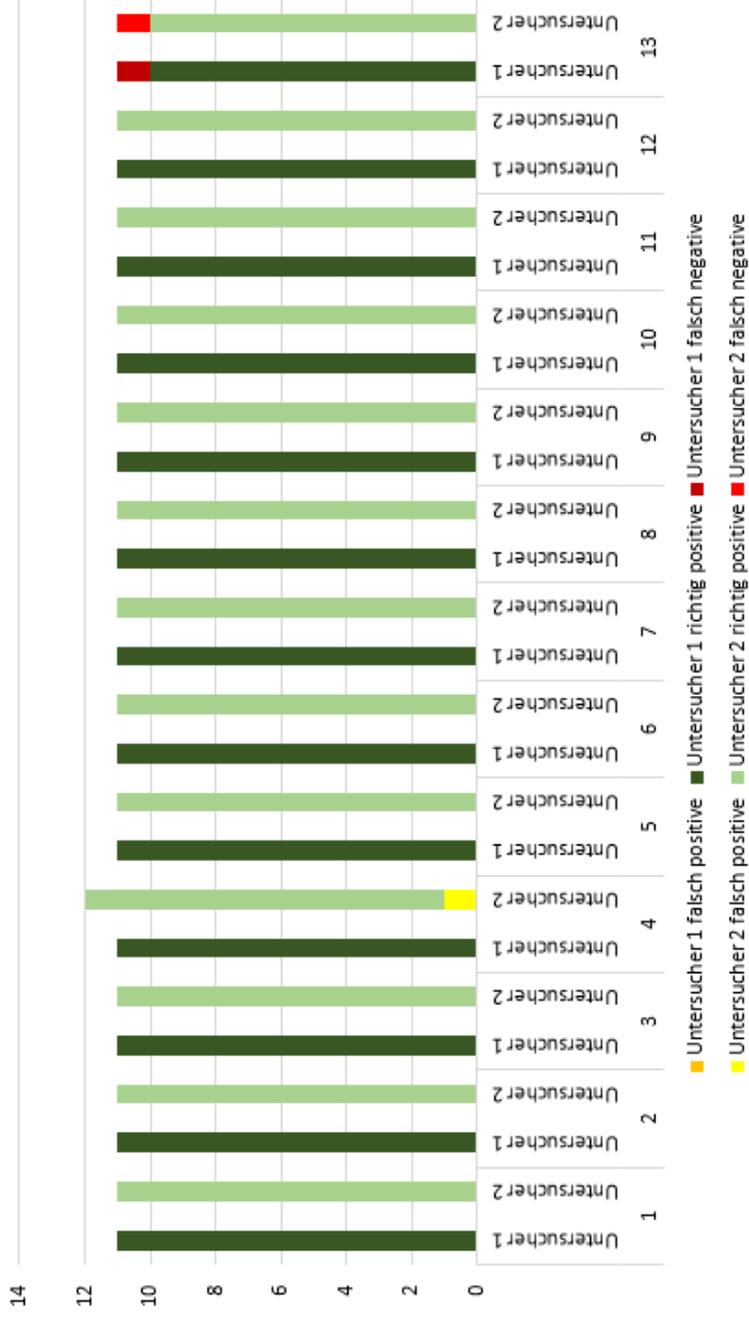


Abb. 51: Anzahl der in den CT Bildern der Protokolle 1-13 (siehe Tabelle 6 auf Seite 20) richtig erkannten, nicht erkannten und fälschlich erkannten Nierensteine (siehe Tabelle 5 auf Seite 14) pro Protokoll unterteilt nach Untersucher 1 (Facharzt Radiologie) und Untersucher 2 (Weiterbildungsassistent Radiologie). Dunkelgrün, Untersucher 1 richtig positiv: Von Untersucher 1 richtig positiv erkannter Nierenstein. Hellgrün, Untersucher 2 richtig positiv: Von Untersucher 2 richtig positiv erkannter Nierenstein. Orange, Untersucher 1 falsch positiv: Von Untersucher 1 fälschlich erkannter Nierenstein (Z.B. Artefakt oder Verkalkung). Gelb, Untersucher 2 falsch positiv: Von Untersucher 2 fälschlich erkannter Nierenstein (Z.B. Artefakt oder Verkalkung). Dunkelrot, Untersucher 1 falsch negativ: Von Untersucher 1 nicht erkannter, jedoch vorhandener Nierenstein. Rot, Untersucher 2 falsch negativ: Von Untersucher 2 nicht erkannter, jedoch vorhandener Nierenstein. Die Bildanalyse wurde am Bundeswehrkrankenhaus Ulm im Zeitraum von September 2018 bis Dezember 2018 durchgeführt.

4 Diskussion

4.1 Studienaufbau und Limitationen

Bei der durchgeführten Studie handelt es um einen experimentellen Versuchsaufbau unter Verwendung eines Alderson - Rando - Phantom um die Dosisreduktionsmöglichkeiten in der Computertomographie des Abdomens durch Zinnfilter bei unterschiedlichen Patientendiametern zu testen. Um unterschiedliche Patientendiameter zu simulieren, wurde das Alderson - Rando - Phantom mit einem Schweinebauch umwickelt. Das bedeutet im Kern, dass bei unserem Ansatz nur subkutanes Fettgewebe simuliert werden konnte und nicht das intrabdominelle Fettgewebe, welches bei adipösen Menschen vermehrt vorkommt. Ein weiterer Punkt, der sich beim einem Phantom nicht vermeiden lässt, ist dass dieses aus homogenen Hartgummi und nicht aus organischem Material besteht, sodass hier Dichteunterschiede an den Grenzflächen von Organen nicht abgebildet werden können.

Ein weiteres Problem im Rahmen des Versuchsaufbaus stellte der Schweinebauch dar. Um adipöse Menschen zu simulieren war es das Ziel, den Diameter eines Alderson - Rando - Phantoms mit organischem Material, welches der Dichte von menschlichen subkutanen Fettgewebe am nächsten kommt, zu vergrößern. Schweinebauch enthält neben Fettgewebe jedoch einen großen Anteil Muskulatur und Knorpelanteile, welche eine höhere Dichte haben als Fettgewebe. Des Weiteren war die zu umwickelnde Fläche des Phantoms so groß, dass man mehrere aneinanderliegende Schweinebäuche benötigte, um die Oberfläche des Phantoms vollständig zu umwickeln. Dabei entstanden kleinere Lücken in den Bereichen an denen die Schweinebäuche aufeinandertrafen. Insgesamt wurden für den Versuchsaufbau 5 Schweinebäuche verwendet. Durch unterschiedliche Dichte von Muskulatur und Fettgewebe sowie kleineren Lücken zwischen den Schweinebäuchen ist es nicht auszuschließen, dass es bei Versuchen zu inhomogenen Strahlenexpositionen der TLDs gekommen ist, allerdings war der Versuchsaufbau für sämtliche Versuche identisch, sodass es sich hierbei um einen

systemischen Fehler handeln muss. Primak et al führten 2009 [27] eine Studie durch, dessen Ziel es war, harnsäurehaltige von nicht harnsäurehaltigen Steinen zu unterscheiden. Auch bei diesen Versuchsaufbau wurde ein Phantom eingewickelt, um den Diameter zu vergrößern, mit der Absicht adipöse Patienten zu simulieren. Die Studienautoren benutzten dazu allerdings ein speziell für diesen Zweck hergestelltes Material Namens Superflab (Superflab, Radiation Product Design, Inc, Albertville, MN) [30]. Der Nachteil dieses Produktes war allerdings in unseren Augen, dass die spezifische Dichte dieses Stoffes dem des Wasser nachempfunden wurde und nicht der des Fettgewebes. Daher entschieden wir uns Schweinebäuche zu nehmen. Zur Bestimmung der effektiven Dosis platzierten wir 24 bzw. 26 TLD im Phantom. Jeder TLD wurde an einem Ort repräsentativ für ein Organ platziert. Anhand dieser Einzelmessung wurde die effektive Dosis für ein Organ berechnet. Der Nachteil dieses Vorgehens ist, dass man aus einer einzigen Messung Rückschlüsse auf eine gesamte Organdosis gezogen hat. Eine genauere Methode wäre gewesen eine größere Anzahl an TLDs pro Organ repräsentativ zu platzieren und aus den Einzeldosen den Mittelwert für die Organdosis zu bilden. Dies wurde beispielsweise für die Leber oder das Kolon umgesetzt. Eine andere, denkbare Methode wäre gewesen, zwischen den einzelnen Schichten des Phantoms eine strahlungssensitive Indikatorfolie zu platzieren, um die exakte Dosisverteilung detaillierter zu ermitteln. In einer Phantomstudie von Mozaffary et al. wurde anstatt von Harnsteinen kleine Knochenfragmente in Schafnieren platziert um Steine zu simulieren [24]. Um den natürlichen Gegebenheiten möglichst nahe zu kommen, entschlossen wir uns gegen diese Methode, da anzunehmen ist, dass die Dichtewerte einer Knochenkortikalis deutlich dichter sind als von Harnsteinen mit gemischter Zusammensetzung.

- Das modifizierte Alderson - Rando - Phantom stellt lediglich einen näherungsweisen Versuchsaufbau dar, bei dem Dichteunterschiede erwartet werden müssen.
- Durch Benutzung von mehreren, aneinandergelegten Schweinebäuchen, um den Diameter des Phantoms zu steigern, kann es zu einer inhomogenen Strahlenexposition der TLD kommen.
- Die Berechnung der Organdosen erfolgte durch Einzelmessungen.

4.2 Dosimetrie

Wie ausführlich in Abschnitt 2.2 auf Seite 13 beschrieben, platzierten wir gemäß Abbildung 6 auf Seite 17 24 TLD beim dünnen Phantom und 26 TLD beim dicken, modifizierten Phantom und berechneten die entsprechende effektive Dosis der einzelnen Protokolle für ein männliches Phantom, ein weibliches Phantom und ein männliches Phantom mit simuliert anliegenden Gonadenschutz. Außerdem bestimmten wir mit Hilfe eines Konversionsfaktors die effektive Dosis aus dem DLP, welches wir aus den entsprechenden Dosisprotokollen entnahmen.

4.2.1 Äquivalentdosen

Die Nummerierung der Organe erfolgte von Kopf - nach Fußwert aufsteigend. Zusammenfassend lassen sich die Protokolle in 2 Kategorien und 3 Gruppen einteilen. Die Kategorien entsprechend dem dünnen Alderson-Rando-Phantom und dem dicken, modifizierten Phantom. Die Gruppen sind bezüglich der angewandten Technik unterteilt in low dose Protokolle, Dual Energy Protokolle und Zinnfilter-Protokolle.

Erwartungsgemäß zeigten sich in allen Protokollen bei den Steckplätzen 1 und 2 (Brustdrüse männlich und weiblich) die geringste Dosis. Dies lässt sich gut dadurch erklären, dass sich die Steckplätze außerhalb des Scanbereichs befanden. Wie bereits in Abbildung 9 auf Seite 29 visualisiert wurde, ist die Spannweite der Äquivalentdosen stark von der applizierten Dosis abhängig. Wenn man dabei die Protokollgruppen der jeweiligen Kategorien vergleicht, fällt auf, dass die Graphen der Äquivalentdosen der Zinnfilter-Protokolle nahezu parallel zueinander verlaufen. Das bedeutet, wenn die applizierte Dosis erhöht wird, steigt die Äquivalentdosis der jeweiligen Organe gleichermaßen an. Beim dünnen Phantom gibt es bei Protokoll 2, Steckplatz 3, linker Leberlappen, lediglich eine Auffälligkeit. Hier fällt die Äquivalentdosis erheblich höher aus als bei den anderen Zinnfilter-Protokollen. Eine Erklärung für diese Auffälligkeit konnte nicht gefunden werden, hierbei handelt es sich am ehesten um einen Ausreißer. Beim dicken, modifizierten Phantom konnte ein so starker Ausreißer bei den Zinnfilter-Protokollen nicht beobachtet werden. Hier überlappten die Äquivalentdosen der Protokolle 9 und 11 nur an einzelnen Messpunkten.

Beim weiteren Vergleich der Protokollgruppen zeigt sich beim dünnen Phantom, dass die Äquivalentdosen der Protokolle 1 und 2 sich deutlich voneinander unterscheiden. Trotz nahezu gleichen CTDI am Scanner zeigen sich bei Protokoll 2 bei sämtlichen Steckplätzen,

abgesehen von Steckplatz 17, 21 und 22 erheblich höhere Äquivalentdosen, des weiteren verlaufen die Graphen auch nicht parallel zueinander, wie es zuvor bei den Zinnfilter-Protokollen beobachtet werden konnte. Eine Theorie dazu war es, dass möglicherweise die Äquivalentdosis der Zinnfilterprotokolle im Vergleich zum low dose Protokoll höher ausfallen, je größer der Abstand des TLD zur Körperoberfläche ist, da der Zinnfilter eine Aufhärtung der Strahlung bewirkt und somit eine höhere Penetration besitzt. Diese Theorie konnte jedoch nicht bestätigt werden, siehe dazu Abbildung 53 auf Seite 120. Ähnliche Ergebnisse ergaben sich dabei für das dicke, modifizierte Phantom.

Die Dual Energy Protokolle zeigten keine wesentlichen Parallelen zu den übrigen Protokollen. Die Äquivalentdosis war an jedem Messpunkt, wie erwartet, erheblich höher. Es fällt jedoch auf, dass die Äquivalentdosis der Steckplätze auf der Körperoberfläche und auf Höhe des Beckens besonders hoch ausfallen, dies gilt sowohl für das dünne, als auch das dicke, modifizierte Phantom. Eine mögliche Erklärung für die Dichteanstiege auf Höhe des Beckens ist die Röhrenstrommodulation, welche sich an dem Topogramm orientiert. Insbesondere auf Höhe des Beckens ist die Dichte und der Durchmesser besonders hoch, daher wird hier die Dosis nach oben hin angepasst, um eine gleichbleibende Bildqualität zu gewährleisten.

- TLD aus Steckplätzen, welche außerhalb des Scanbereichs lagen, weisen erheblich geringere Äquivalentdosen auf.
- Die Kurvenverläufe der Äquivalentdosen der Zinnfilterprogramme verlaufen nahezu parallel zueinander mit Abschwächungen gemäß der unterschiedlichen applizierten Röhrenströme.
- Dosisgleiche low dose und Zinnfilter-Protokolle zeigen an einzelnen Messpunkten Dosisunterschiede, welche im Rahmen der Auswertung nicht plausibel erklärt werden können.

4.2.2 Effektive Dosis

Grundlagen der Auswertung

Das Ziel dieser Studie war es verschiedene CT Protokolle mit unterschiedlichen Techniken bezüglich ihrer tatsächlichen effektiven Dosis zu vergleichen. Insbesondere interessierte uns dabei die Zinnfiltertechnik, welche in den Protokoll 2, 3, 5, 6, 8, 9, 11, 12 und 13 analysiert wurde und mit der etablierten low dose Technik sowie der Dual Energy Technik verglichen wurde. Dazu benutzten wir als Ausgangswert ein Standard Zinnfilter-Protokoll aus dem Bundeswehrkrankenhaus Ulm und ermittelten anhand des CTDI-Wertes, welcher die absorbierte Dosis im Untersuchungsvolumen angibt und die Einheit mGy hat [38], dosisreduzierte Programme. Darüber hinaus wollten wir prüfen inwieweit der Diameter des Phantoms einen Einfluss auf die effektive Dosis hat. In unserem Versuch wurden bei dem dünnen und dem dicken Phantom der CTDI-Wert um 25 % und 50 % reduziert. Das DLP charakterisiert die gesamte Energie, welche während einer Untersuchung appliziert wurde. Das DLP ist das Integral des CTDI entlang der z-Achse des untersuchten Körpers [38]. Die Werte des DLP wurden dem Scanprotokoll entnommen. Mit Hilfe eines Konversionsfaktor ist es möglich die effektive Dosis näherungsweise zu berechnen.

- Das DLP ist das Integral des CTDI entlang der z-Achse und gibt die gesamte Energie an, welche in einer Untersuchung appliziert wurde.
- Durch Multiplikation des DLP mit einem Konversionsfaktor ist es möglich die effektive Dosis näherungsweise zu berechnen.

Geschlechtsspezifische Phantome und Gonadenschutz

Für jedes Protokoll wurden geschlechtsspezifisch für ein weibliches und männliches Phantom die effektiven Dosen errechnet und darüber hinaus für ein männliches Phantom mit simuliert anliegenden Gonadenschutz bestimmt, um den Effekt des Strahlenschutzes zu quantifizieren. Dabei zeigte sich, dass in sämtlichen Protokollen die effektive Dosis des weiblichen Phantoms, sowohl beim dünnen als auch beim dicken, modifizierten Phantom, am höchsten war, gefolgt

vom männlichen Phantom und vom männlichen Phantom mit anliegenden Gonadenschutz. Die geschlechtsspezifischen Messpunkte beim weiblichen Phantom waren die Brustdrüse, der Uterus und das Ovar. Beim männlichen Phantom ebenfalls die Brustdrüse, die Prostata und der Hoden. Der Gewebe-Wichtungsfaktor für die Brustdrüse werden sowohl beim Mann als auch für die Frau mit 0,12, für die Prostata und den Uterus mit 0,0086 und für das Ovar und den Hoden mit 0,08 angegeben [29]. In Bezug auf den in Abbildung 6 auf Seite 17 skizzierten Scanbereich der Protokolle zeigt, dass der Steckplatz, welcher das Ovar charakterisiert, sich vollständig im Scanbereich befindet. Der Steckplatz zur Messung der Organdosis des Hodens befindet sich hingegen unterhalb des Scanbereichs. Die gewichtete Organdosis der entsprechenden Messpunkte kann Abbildung 54 auf Seite 121 entnommen werden. Hier zeigt sich das die gewichtete Organdosis (Summe Organdosis mit Gewebe-Wichtungsfaktor) des Ovars in allen Protokollen erheblich höher ist als die des Hodens.

- Die effektive Dosis wurde in jedem Protokoll für ein männliches Phantom mit und ohne Gonadenschutz sowie für ein weibliches Phantom berechnet.
- Da sich der Hoden (männliches Phantom mit und ohne Gonadenschutz) außerhalb des Scanbereichs befand, ergaben sich im Vergleich zum weiblichen Phantom erheblich niedrigere effektive Dosen.

Effektive Dosis der low dose und Zinnfilter-Protokolle

Als einer der ersten Versuche verglichen wir die CTDI- gleichen Protokolle 1 und 2 miteinander. Unsere Erwartung bei der Auswertung der Messwerte war, dass die effektive Dosis von Protokoll 1 der von Protokoll 2 entspricht. Gemäß Abbildung 15 auf Seite 38 zeigte sich auch nur ein sehr geringer Unterschied in der aus dem DLP errechneten effektiven Dosis von ca. 3 %. Wenn man die beiden Protokolle jedoch bezüglich ihrer, aus den Messwerten ermittelten effektiven Dosis vergleicht, welche für ein männliches Phantom, ein weibliches Phantom und ein männliches Phantom mit Gonadenschutz ermittelt wurden, zeigten sich erheblich höhere effektive Dosiswerte in Protokoll 2. Selbigen Versuch führten mit den entsprechenden Protokollen 7 und 8 beim dicken, modifizierten Phantom durch. Hier zeigte sich, wie in

Abbildung 18 auf Seite 42 beschrieben, eine geringe ca. 4 % negative Abweichung der aus dem DLP berechneten effektiven Dosis von Protokoll 8 gegenüber Protokoll 7. Korrespondierend zu Protokoll 1 und 2 zeigte sich jedoch bei den simulierten, geschlechtsspezifischen Phantomen eine positive Abweichung der effektiven Dosis in Protokoll 8 gegenüber Protokoll 7, jedoch in deutlich niedrigerem Maßstab als der Unterschied zwischen Protokoll 1 und 2.

Beim Vergleich der prozentualen Unterschiede von Protokoll 3 gegenüber Protokoll 5 und 6 ergab sich im Mittel nahezu der exakte Unterschied wie es in der Studienplanung vorgesehen war. In Protokoll 5 wurde das CTDI im Vergleich zu Protokoll 3 um 25 % reduziert, der gemessene Unterschied bezüglich der effektiven Dosis betrug 29 %. In Protokoll 6 wurde das CTDI im Vergleich zu Protokoll 3 um 50 % reduziert, der gemessene Unterschied bezüglich der effektiven Dosis betrug 51 %. Das bedeutet, dass das CTDI und die effektive Dosis linear zu gewählten mAs Produkt sind. Entgegen der Beobachtung aus Protokoll 1 und 2 ergab sich kein relevanter Unterschied zwischen den prozentualen Unterschieden der gemessenen effektiven Dosen der geschlechtsspezifischen Phantome und der aus dem DLP errechneten effektiven Dosis. Eine ähnliche Beobachtung zeigte sich bei dem dicken, modifizierten Phantom im Vergleich des Protokolls 9 mit Protokoll 11 und 12. Der prozentuale Unterschied zwischen Protokoll 11 und Protokoll 9 betrug im Mittel 18 %, zwischen Protokoll 12 und Protokoll 9 von 47 %. Auch hier gab es im prozentualen Verhältnis keinen relevanten Unterschied zwischen den geschlechtsspezifischen Phantomen und den Werten, welche aus dem entsprechenden DLP errechnet wurden.

Der Vergleich der im Bundeswehrkrankenhaus etablierten Standard low dose Protokolle und Standard Zinnfilter-Protokolle zeigte, dass bei dem dünnen Phantom im Mittel 13 % (DLP 21 %) und beim dicken, modifizierten Phantom 17 % (DLP 27 %) der effektiven Dosis eingespart werden konnte. Bei den dosisreduzierten Zinnfilter-Protokollen konnte im Vergleich zum Standard low dose Protokoll die Dosis beim dünnen Phantom sogar zwischen 38 % - 57 % (DLP 42 % - 61 %) und bei dem dicken, modifizierten Phantom um 31 % - 56 % (DLP 44 % - 63 %) reduziert werden.

In der Literatur wurde bisher stets der Dosis-unterschied zwischen Standard low dose und Zinnfilter-Protokolle anhand der CTDI bzw. der DLP Werte überprüft. Dewes et al. verglichen dazu 130 Patienten, bei denen eine Urolithiasis suspiert wurde, mit 3 verschiedenen Protokollen. Davon wurden 33 Patienten an einen Standard low dose CT der 3. Generation, 48 Patienten an einem Standard Zinnfilter-Protokoll an einem CT der

3. Generation (150 kV Sn) und 49 Patienten an einem CT der 2. Generation untersucht. Dabei wurde festgestellt, dass das DLP des Zinnfilter-Protokolls um 23 %, in Bezug auf das low dose Protokoll, reduziert werden konnte ohne eine Verschlechterung der Bildqualität festzustellen [7]. Mozaffary et al. führten eine ähnlich gestaltete Studie an je 43 Patienten mit einem Standard CT Protokoll, low dose Protokoll und Zinnfilter-Protokoll an einem CT der 3. Generation durch. In dieser Studie konnte eine Dosisreduktion, gemessen am CTDI Wert, zwischen low dose Protokoll und Zinnfilter-Protokoll von 28 % und von 66% zwischen Standard CT Protokoll und Zinnfilter-Protokoll erreicht werden. Weitere Versuche an dosisreduzierten Zinnfilter-Protokollen wurden auch hier nicht durchgeführt.[24]. Leyendecker et al. führten an 93 Patienten sowohl eine Standard kontrastmittelverstärkte CT als auch eine Untersuchung mit Zinnfiltertechnik an einem CT der 3. Generation mit ähnlichen Geräteeinstellungen bezüglich Röhrenstrommodulation, Pitch und Stärke der IR durch. Dabei haben sie die Dosis im Schnitt um 81 % reduziert bei gleichbleibender CNR und diagnostischen Zuverlässigkeit in Bezug auf Knochen und Weichteilgewebe. Entgegen unserem Versuchsaufbau wurde hier vergleichend mit Standard Abdomen CT Protokollen gearbeitet und nicht mit low dose Protokollen, daher ergibt sich eine deutlich höhere Dosisreduktion als in unseren Versuchen. [18]

- Die effektive Dosis des Standard Zinnfilter-Protokolls ließ sich im Vergleich zum Standard low dose Protokoll beim Standard Alderson-Rando-Phantom um 13 % und 17 % am modifizierten Phantom reduzieren.
- Die effektive Dosis der dosisreduzierten Zinnfilterprotokolle (Protokoll 5 und 6) am Standard Alderson-Rando-Phantom ließ sich im Vergleich zum Standard low dose Protokoll um 38 % - 57 % und im Vergleich zum Standard Zinnfilterprotokoll um 29 % - 51 % reduziert werden.
- Die effektive Dosis der dosisreduzierten Zinnfilterprotokolle (Protokoll 11 und 12) am modifizierten Alderson-Rando-Phantom ließ sich im Vergleich zum Standard low dose Protokoll um 31 % - 56 % und im Vergleich zum Standard Zinnfilterprotokoll 18 % - 47% reduzieren.

Unterschiede zwischen gemessener effektiver Dosis und errechneter effektiver Dosis anhand des DLP

Besonders spannend war das Ergebnis, beim prozentualen Vergleich der gemessenen effektiven Dosen und der aus dem DLP berechneten effektiven Dosis.

Dabei zeigte sich in Abbildung 22 auf Seite 48, dass der prozentuale Unterschied des aus den Protokollen 1-6 gebildeten Mittelwert der effektiven Dosis für das männliche Phantom mit 40 % enorm von der aus den DLP errechneten effektiven Dosis abwich. Hingegen gibt es keinen nennenswerten, prozentualen Unterschied zwischen dem Mittelwert der effektiven Dosen der Protokolle 7-13 (modifiziertes Alderson - Rando - Phantom) und der entsprechenden, errechneten effektiven Dosis aus dem DLP. Ähnliche Ergebnisse ließen sich im prozentualen Unterschied beim weiblichen und männlichen Phantom mit Gonadenschutz beobachten. Beim weiblichen Phantom betrug der prozentuale Unterschied bei den Protokollen 1-6 46 % gegenüber der effektiven Dosis aus dem DLP und bei den Protokollen 7-13 lediglich 9,8 %. Beim männlichen Phantom zeigte sich bei den Protokolle 1-6 ein prozentualer Unterschied von 33,7 % und bei den Protokollen 7-13 von -9,3 %. Das bedeutet, die von uns gemessenen effektiven Dosen am dicken, modifizierten Phantom weichen in einem geringeren Maßstab von der errechneten Dosis des DLP ab als die gemessenen effektiven Dosen am dünnen Phantom.

In der Literatur konnten wir dazu keine vergleichbaren Beobachtungen finden. Die plausibelste Erklärung für diese Ergebnisse betreffen die Eichung des CT Gerätes. Jedes CT muss vor seiner Inbetriebnahme durch ein standardisiertes Eichphantom geeicht werden. Beim Siemens Somatom Force handelt es sich dabei um ein Wasserphantom mit einem kreisrunden Diameter von 32 cm. Das Phantom in unserer Studie hat einen deutlich kleineren, ovalen Diameter, der Diameter des modifizierten, dicken Phantoms allerdings kommt nahe an das des Eichphantoms heran. Die berechnete effektive Dosis aus dem DLP wird somit bei kleinen Volumina deutlich unterschätzt [38].

- Die Unterschiede der gemessenen effektiven Dosis und die aus dem DLP errechneten effektiven Dosis sind bei Standard Alderson-Phantom erheblich größer als beim modifizierten Phantom.
- Bei Volumina, dessen Diameter geringer sind als die des zur Eichung des Computertomographen benutzten Eichphantoms, wird die berechnete effektive Dosis aus dem DLP deutlich unterschätzt.

Berechnung eines Konversionsfaktors

Da wir im Ergebnisteil die effektive Dosis jedes einzelnen Protokolls errechnet und das DLP vorliegen haben, entschlossen wir uns anhand dieser Messwerte einen CT-Konversionsfaktor zu errechnen. Darüber hinaus überlegten wir uns, da sich bei der standardisierten CT-Abdomen Untersuchung der Hoden typischerweise außerhalb des Scanfeldes befindet, die Konversionsfaktoren geschlechtsspezifisch zu bestimmen. Die Formel für die Berechnung lautet: $k = \frac{E}{DLP}$

Die errechneten Konversionsfaktoren der Protokolle 1-6 weichen deutlich von denen der Protokolle 7-13 am dicken, modifizierten Phantom ab, siehe dazu Abbildung 55 auf Seite 122. Des weiteren liegt der errechnete Konversionsfaktor der Protokolle 7-13 am nächsten an dem Konversionsfaktor, welcher aus der Literatur entnommen wurde.

Deak et al. erarbeiten 2010 in einer Phantomstudie, dass Konversionsfaktoren geschlechtsspezifisch erhoben werden sollten, um die effektive Dosis möglich genau bestimmen zu können. Des Weiteren wurde gezeigt, dass auch die Röhrenspannung einen Einfluss auf den Konversionsfaktor hat [6]. Dies konnten wir in unserer Studie bestätigen. Darüber hinaus weisen unsere Ergebnisse darauf hin, dass es noch weitere Einflussfaktoren gibt, welche zukünftig in die Bestimmung der Konversionsfaktoren einfließen sollten. Eine zentrale Erkenntnis unsere Studie ist, dass der Diameter eines untersuchten Patienten einen maßgeblichen Einfluss auf den Konversionsfaktor hat. Des weiteren zeigt sich, dass die zugrunde liegende CT Technik, wie z.B. ein Zinn-Vorfilter, den Konversionsfaktor beeinflusst. Abschließend sollten auch Maßnahmen des Strahlenschutzes, wie z.B. ein Gonadenschutz, in der Bestimmung der

Konversionsfaktoren berücksichtigt werden.

- Konversionsfaktoren unterliegen multifaktoriellen Einflüssen wie z.B. Geschlecht, Röhrenspannung, Diameter, CT Technik und Maßnahmen des Strahlenschutzes und sollten zukünftig in der Bestimmung der Konversionsfaktoren berücksichtigt werden.

4.3 Steinanalyse

Bevor die Nierensteine in das Alderson-Rando-Phantom platziert wurden, bestimmten wir mir Hilfe einer geeichten Schieblehre den maximalen und minimalen Diameter jedes einzelnen Steins. Im Rahmen der Bildnachbearbeitung bestimmten wir, wie im Bundeswehrkrankenhaus Ulm üblich, die Steingröße, also den maximalen und minimalen Diameter, mit Hilfe einer automatisierten Messung mit der Software Syngo Via (Siemens, Forchheim, Deutschland). Als Datengrundlage verwendeten wir die Hochdosisprogramme der Protokolle 4 und 10, da die automatischen Messungen nur hiermit möglich sind. In Protokoll 4 wurden 10 der 11 platzierten Steine erkannt und erfolgreich vermessen. In Protokoll 10 wurde lediglich ein Stein erkannt.

Der direkte Vergleich zwischen manueller und automatischer Messung in Protokoll 4 zeigte, dass bei den automatischen Messungen die Längsachsen im Schnitt 39 % und die Kurzachsen 34 % kleiner gemessen wurden als in der manuellen Messung. Eine genauere Auswertung des Protokolls 10 war aufgrund der geringen Detektionsrate nicht möglich. Eine mögliche Erklärung für den erheblichen Größenunterschied können Blooming-Artefakte sein, welche besonders häufig bei kalzifizierten Läsionen wie eben Nierensteine auftreten können. Dies macht es besonders schwer die genaue Grenze der Steine zu erkennen und dementsprechend zu vermessen. Dass die Nierensteine in der automatischen Messung in Protokoll 10 nicht erkannt wurden, ist am ehesten auf das höhere Bildrauschen im Vergleich zu Protokoll 4 zurückzuführen (CNR Protokoll 4 : 69 vs. Protokoll 10 : 41).

Um die untersuchten Steine weiter zu analysieren führten wir eine Dichteanalyse aller Steine durch. Dazu wurde die Dichte jedes einzelnen Steins manuell in allen Protokollen und automatisch in den Protokollen 4 und 10 in der Software Syngo Via (Siemens, Forchheim,

Deutschland) vermessen. Dabei zeigte sich, dass die Dichte der Steine von Protokoll zu Protokoll eine deutliche Streuung aufwies. Der kleinste Streubereich zeigte sich dabei bei dem harnsäurehaltigen Stein Nr. 7 mit Werten zwischen 338 - 769 HU. Der größte Streubereich zeigte sich bei Stein Nr. 4 (Calciumoxalat-Monohydrat) mit einen Streubereich von 1234 - 2012 HU.

Um genauer zu überprüfen, welcher Parameter einen Einfluss auf die Dichtewerte hat, erfolgte eine genaue statistische Analyse der Messwerte mit Hilfe eines Paarvergleichstests. Als Einflüsse definierten wir zum einen den Diameter des Phantoms, die applizierte Dosis, die benutzte Scantechnik, die Röhrenstrommodulation und zum Schluss die Messmethode. Um einen Einfluss anzunehmen, erwarten wir bei einem Paarvergleichstest, dass sich die Mittelwerte der gepaarten Stichproben signifikant unterscheiden. Als Signifikanzniveau legten wir dabei 0,05 fest.

Um den Einfluss des Diameters zu überprüfen, bildeten wir Mittelwerte jedes einzelnen Steins zum einen aus den Messwerten von Protokoll 1-6 zum anderen aus Protokoll 7-13. Dabei ergab sich ein P-Wert von $1,84 \cdot 10^{-6}$. Die folgenden Einflussfaktoren wurden getrennt für das dünne und das dicke Phantom getestet. Um den Einfluss der Dosis zu überprüfen, wählten wir Protokolle bei denen alle Einflussfaktoren bis auf die applizierte Dosis identisch waren. Dazu wählten wir bei dem dünnen Phantom Protokoll 5 und 6 und beim dicken Phantom die Protokolle 11 und 12. Bei Protokoll 5 und 6 zeigte sich ein P-Wert von 0,01 und bei Protokoll 11 und 12 von 0,16. Als nächstes überprüften wir, ob es einen Dichteunterschied erzeugt, wenn man eine Dosis gleiche Untersuchung mit unterschiedlicher Technik, hier low dose vs. Zinnfilter durchführt. Auch hierbei wurden die übrigen Einflussfaktoren gleich gesetzt. Dazu benutzten wir beim dünnen Phantom die Protokolle 1 und 2 und beim dicken Phantom die Protokolle 7 und 8. Bei Protokoll 1 und 2 ergab sich ein P-Wert von 0,001 und bei den Protokollen 7 und 8 von 0,62. Zum Schluss überprüften wir den Einfluss der Messmethode. Dazu verglichen wir die Ergebnisse der manuellen und automatischen Messung der Protokolle 4 und 10. Bei Protokoll 4 ergab sich dabei ein P-Wert von 0,49 und bei Protokoll 10 von 0,002.

Bei einem P-Wert von $1,84 \cdot 10^{-6}$ ergab sich der eindeutige Hinweis darauf, dass der Diameter einen Einfluss auf die Dichtewerte der Steine haben muss. Bei den folgenden Versuchen stellten sich die Ergebnisse allerdings nicht mehr so eindeutig dar. Bei der Überprüfung des technischen Einfluss und der Dosis zeigten sich zwischen den überprüften Protokollen des

dünnen Phantoms signifikante Unterschiede im Paarvergleichstest mit $P=0,01$ zwischen P5 und P6 sowie $P=0,001$ zwischen Protokoll 1 und 2. Beim dicken Phantom ergab sich hingegen zwischen Protokoll 11 und 12 ein P-Wert von 0,16 und zwischen den Protokollen 7 und 8 ein P-Wert von 0,62. Diese Ergebnisse deuten auf einen nicht signifikanten Unterschied der Messwerte hin.

Wenn man nur die Ergebnisse der Protokolle 7 - 13 am modifizierten Phantom betrachtet, liegt der Schluss nahe, dass der bestimmende Einflussfaktor lediglich die Größe des untersuchten Diameters ist, da sich im Paarvergleichstest annähernd gleiche Mittelwerte zeigten. Wenn man allerdings die Ergebnisse der Protokolle 1- 6, des nicht modifizierten, dünnen Phantoms betrachtet, deutet es darauf hin, dass es einen multifaktoriellen Einfluss auf die Dichtebestimmung gibt. Um dies jedoch zweifelsfrei zu klären, wären ein deutlich größerer Probenumfang nötig und ist somit im Rahmen der durchgeführten Studie nicht schlüssig zu beantworten.

Bei der Überprüfung der manuellen und automatischen Messung ergab sich bei Protokoll 4 ein P-Wert von 0,49 und bei Protokoll 10 von 0,002. Das bedeutet, die Messwerte der automatischen und manuellen Messung in Protokoll 10 sind signifikant unterschiedlich. Bei diesem Versuch erwarteten wir keinen signifikanten Unterschied der Messwerte, wie es in Protokoll 4 auch nachzuweisen war. Als mögliche Erklärung für das Ergebnis in Protokoll 10 können auch hier Blooming-Artefakte bei automatisierten Messungen zu niedrigeren Messwerten führen, in dem der Mess-ROI größer gewählt wird als in der manuellen Messung, denn dabei wird auch der weniger dichte Randbereich mit in die mittlere Dichte eingeschlossen.

In der Literatur fand sich eine große Bandbreite von Studien, welche sich mit der Dichteanalyse von Steinen beschäftigten. Ein großer Teil der Studien waren dabei in vitro Studien, mit der Zielsetzung anhand der CT Bilder eine Aussage über die Steinzusammensetzung zu treffen. 1998 beschrieben Mostafavi et al., dass es möglich sei 6 verschiedene Typen von Harnsteinen in ROI Messungen anhand ihrer Dichtewerte zu unterscheiden [22]. Dabei wurde beschrieben, dass harnsäurehaltige Steine leicht von allen anderen Steinen unterschieden werden können. Dies spiegelt sich auch in unserem Versuchsaufbau wieder, in dem der harnsäurehaltige Stein in sämtlichen Protokollen weitaus niedrigere Dichtewerte aufwies. Allerdings beschrieben Mostafavi et al. auch das die Unterscheidung von Calcium- Oxalat Steinen, Brushit und Struvit Steinen unpräzise sei. Motley et al. hingegen beschrieben 2001 das die Analyse der

Dichtewerte bei Patienten, also in vivo, insuffizient seien um die Steinkomposition suffizient voneinander zu unterscheiden [23]. Eine in 2014 durchgeführte in vivo Studie von Torricelli et al. beschrieben das es mit hoher Wahrscheinlichkeit möglich sei, Calcium- Oxalat Steine von anderen Steinen zu unterscheiden. Bei anderen Steinkompositionen zeigen die Dichtewerte jedoch eine große Überlappung, eine Differenzierung der Steine sei somit nur insuffizient möglich [42].

Spettel et al. beschrieben, basierend auf diesen Erkenntnissen, dass es notwendig sei, weitere Parameter zu der Diagnostik von Harnsteinen wie z.B. den pH - Wert im Urin hinzu zu ziehen, um die Vorhersage der Zusammensetzung zu verbessern. Dabei kamen sie zu dem Ergebnis, dass Steine, welche größer als 4 mm sind, Dichtewerte von unter 500 HU und einen pH Wert von unter 5,5 haben, zu 90 % harnsäurehaltig sind [37].

Gücük et al. fassten in ihrer Studie zusammen, dass die Dichtewertbestimmung von Harnsteinen im CT ein nützliches Werkzeug ist um die Zusammensetzung von Harnsteinen vorherzusagen. Allerdings betonten sie dabei, dass diese Methode für einige Steinkompositionen nicht zielführend sei [10].

Bezüglich unseres Ergebnisses, dass die Dichtewerte von Harnsteinen in der CT durch verschiedene Rahmenbedingungen wie z.B. Diameter des Patienten, Scantechnik und applizierte Dosis, beeinflusst werden, konnten keine weiteren Beschreibungen in der Literatur gefunden werden.

- Im Vergleich der manuellen und zur automatischen Messung ergeben sich Größenunterschiede von 39 % an der Längsachse und von 34 % an der Kurzachse. Die Unterschiede sind am ehesten auf Blooming Artefakte zurückzuführen.
- Die Dichtewerte der Harnsteine unterliegen nach unserem Kenntnisstand multifaktoriellen Einflüssen wie z.B. Diameter des Körpers, applizierte Dosis und Scantechnik.

4.4 Objektive Bildauswertung

Für die objektive Bildanalyse bestimmten wir für sämtliche Protokolle das Bildrauschen, die Contrast-to-noise-Ratio und die mittlere Dichte der Kortikalis am Femur. Dies taten wir sowohl mit als auch ohne iterative Rekonstruktionen. Dass iterative Rekonstruktionen im Vergleich zur FBP ein niedriges Bildrauschen und eine bessere CNR ausweisen, zeigte sich durchgängig in allen Protokollen und konnte auch in der Literatur durch Gordic et al. bereits 2014 bewiesen werden [9]. Wie bereits in Abschnitt 3.2 auf Seite 49 beschrieben und Abbildung 23 auf Seite 50 sowie Abbildung 24 auf Seite 52 veranschaulicht, zeigte sich, dass durch die Zinnfiltertechnik im direkten Vergleich der CTDI-gleichen Protokolle (Protokoll 1 und 2; Protokoll 7 und 8) das Rauschen messbar abnimmt. Allerdings führt die Zinnfiltertechnik auch dazu, dass der Kontrast, gemessen an der mittleren Kortikalisdichte, reduziert wird. Der direkte Vergleich des low dose Protokoll mit den dosisreduzierten Zinnfilter-Protokollen ergab, dass die Bildqualität gemessen an der Standardabweichung beim dünnen Phantom bei Protokoll 3 und 5 abnimmt und bei Protokoll 6 steigt. Das CNR ist bei allen Zinnfilter-Protokollen am dünnen Phantom geringer als das des low dose Protokolls. Bei dem dicken, modifizierten Phantom zeigt sich beim CNR sogar bei Protokoll 8 und 11 ein Anstieg des CNR. Dies deutet darauf hin, dass die Zinnfiltertechnik gemessen am CNR am dicken, modifizierten Phantom einen positiveren Einfluss hat als auf die Bildqualität des dünnen Phantoms. Die beste Erklärung für den positiven Einfluss der Zinnfiltertechnik auf die Bildqualität beim dicken Phantom ist die Aufhärtung der Strahlung durch den Zinnfilter und die gesteigerte Eindringtiefe der Strahlung.

Mozaffary et al. verglichen in ihrer in vivo Studie an je 43 Patienten sowohl mit low dose Protokollen, als auch mit Zinnfilter-Protokollen das Bildrauschen. Beim Bildrauschen konnte bei den getesteten Standardprotokollen kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Ähnlich zu unserem Ergebnis ist der Bildkontrast bei dem Standard low dose Protokoll besser gewesen, als im Zinnfilter-Protokoll [24].

In der bisherigen Literatur wurde die Auswirkung der Zinnfiltertechnik nur an Patienten oder Phantomen getestet ohne den Diameter des zu untersuchenden Objektes zu berücksichtigen. Daher gibt es bisher keine vergleichbaren Werte, um dieses Ergebnis in einen Kontext zu setzen. Es muss betont werden, dass es sich in dieser experimentellen Studie nur um Einzelmessungen handelt.

- Rekonstruktionen, welche mit ADMIRE durchgeführt wurden, zeigen im Vergleich zur FBP niedrige Werte für Bildrauschen und eine höhere CNR als Kennzeichen einer besseren objektiven Bildqualität
- Durch die Zinnfiltertechnik nimmt das Bildrauschen in den CTDI-gleichen Protokollen, zu Ungunsten des Kontrastes, messbar ab.
- Der Vergleich der CNR zwischen Standard und modifizierten Alderson-Rando-Phantom ergibt einen messbar höheren positiven Einfluss der Zinnfiltertechnik auf das modifizierte Phantom, welcher durch die Aufhärtung der Strahlung zu erklären ist.

4.5 Subjektive Bildauswertung

Für die subjektive Bildauswertung bewerteten 2 Untersucher, Untersucher 1 Weiterbildungsassistent Radiologie und Untersucher 2 Facharzt für Radiologie, alle 13 Protokolle anhand einer 5 Punkt Likert Skala. Dabei zeigte sich, dass Untersucher 1 bei der Bildbeurteilung zu extremeren Urteilen neigte. Dies zeigt sich in besonderen Maße bei den Protokollen in denen tendenziell eine besonders hohe oder niedrige Dosis appliziert wurde. Die Dual Energy Protokoll 4 und 10 wurden von Untersucher 1 mit jeweils einem Punktedurchschnitt von 1,0 bewertet, Untersucher 2 hingegen bewertete diese Protokolle mit einem Punktedurchschnitt von 1,43. Die dosisreduzierten Protokolle 5, 6, 11, 12 und 13 hingegen bewertete Untersucher 1 schlechter als Untersucher 2. Bei einem gepaarten T-Test ergab sich bezüglich der Ergebnisse aus den Mittelwerten Likert Skala jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Untersuchern.

Getreu des ALARA-Prinzip („As Low As Reasonably Achievable“) ist das Ziel dieses Versuches herauszufinden, ob es dosisreduzierte Protokolle gibt, deren Bildqualität ausreichend ist, um suffizient Harnsteine und die häufigsten Differentialdiagnosen der Urolithiasis zu diagnostizieren. Der Versuch beweist, dass bei sehr niedrigen applizierten Dosen die Bildqualität als zunehmend schlechter bewertet wurde. Es ist allerdings anzunehmen das eine gute bis mäßige Bildqualität ausreichend ist, um die klinische Fragestellung suffizient zu

beantworten. Übertragen auf unseren Versuch würden wir diesen Cutoff mit 2,5 definieren. Dazu bilden wir als erstes aus den Ergebnissen von Untersucher 1 und 2 einen Mittelwert und tragen den Cutoff von 2,5 in das Diagramm ein, siehe dazu Abbildung 56 auf Seite 119. Bei einem Cutoff von 2,5 ist bei dem dünnen Phantom Protokoll 5, dass Protokoll mit der geringsten effektiven Dosis, dessen subjektive Bildqualität unterhalb des Cutoffs liegt. Protokoll 6 hingegen liegt oberhalb des Cutoffs, das bedeutet, die Bildqualität ist subjektiv nicht ausreichend um die klinische Fragestellung einer Urolithiasis ausreichend zu beantworten. Beim dünnen Phantom ist es somit möglich die effektive Dosis, im Vergleich zum Standard Zinnfilter-Protokoll (Protokoll 3), im Mittel um ca. 28 % zu reduzieren. Entsprechend ist beim dicken Phantom die effektive Dosis bei Protokoll 11 am geringsten und genau auf dem Cutoff gelegen. Protokoll 12 und 13 weisen in der gesamten Studie die schlechtesten Ergebnisse in der subjektiven Bildanalyse auf und sind somit nicht geeignet, um suffizient eine Urolithiasis zu befunden. Ein interessanter Ansatz wäre hierbei zu überprüfen, ob eine geringere Stärke des Zinnfilters eine gewinnbringende Möglichkeit wäre um die effektive Dosis zu senken und die Bildqualität nicht all zu stark zu beeinträchtigen. Die effektive Dosis lässt sich beim dicken Phantom, im Vergleich zum Standard Zinnfilter-Protokoll (Protokoll 9), somit im Mittel um ca. 19 % reduzieren.

Auch der Vergleich zwischen den Standard low dose Protokollen (Protokoll 1 und 7) mit den Standard Zinnfilter-Protokollen (Protokoll 3 und 9) zeigt, dass sowohl beim dünnen als auch beim dicken Phantom, die subjektive Bildqualität messbar besser ist bei deutlich geringerer effektiver Dosis.

Auch Mozaffary et al. verglichen in ihrer Studie den subjektiven Bildeindruck von Standard low dose und Zinnfilter-Protokollen am Abdomen mit dem Ergebnis, dass es keine signifikanten Unterschiede gibt [24].

- Die subjektive Bildqualität bewerteten Untersucher 1 und Untersucher 2 ohne signifikante Unterschiede.
- Unter der Maßgabe des ALARA Prinzips ist es, gemessen an der subjektiven Bildqualität möglich, die effektive Dosis im Vergleich zu den Standard Zinnfilter-Protokollen am Standard Alderson-Rando-Phantom um 28 % und am modifizierten Phantom um 19 % zu reduzieren.

5 Zusammenfassung

Da es sich bei der Urolithiasis um eine Volkskrankheit mit steigender Prävalenz handelt, ist die Zinnfiltertechnik ein hervorragendes Mittel, um mit hoher Sensitivität unter Einsparung von Dosis suffizient Nierensteine zu detektieren und nachfolgend therapeutische Optionen zu planen. Einen besonderen Stellenwert zeigen Computertomographie (CT)-Protokolle mit Zinnfilter bei adipösen Patienten, welche eine Risikogruppe für die Urolithiasis darstellen, da hier neben einer Dosisreduktion eine Verbesserung der Bildqualität erzielt werden kann.

In Zusammenschau aller Ergebnisse der Dosimetrie, objektiven und subjektiven Bildanalyse lässt sich zusammenfassen, dass sowohl bei Patienten mit normalen BMI als auch bei adipösen Patienten eine deutliche Dosisreduktion, ohne eine signifikante Verschlechterung der Bildqualität, zu erzielen ist. Gemessen an den etablierten low dose Protokollen lässt sich die effektive Dosis somit um ca. 31 % - 37 % und gegenüber den Standard Zinnfilter-Protokollen 19 % - 28 % reduzieren.

In Bezug auf die Bestimmung der Größe von Harnsteinen konnten wir nachweisen, dass durch eine Messung in einem CT-Datensatz die Steingröße, sowohl in der Kurz- als auch Längsachse, deutlich unterschätzt wird. Bei der Erhebung der Dichtewerte von Harnsteinen stellten wir fest, dass die Werte multifaktoriell abhängig sind und zwar von den Faktoren Patientendiameter, CT-Technik und Dosis. Das bedeutet, dass ein alleiniger Rückschluss von Dichtewerten auf die Steinzusammensetzung nicht zielführend ist. Es bedarf zwingend weiterer Methoden wie die Dual Energy Technik, um eine exakte Angabe zur Steinzusammensetzung zu liefern.

In der Auswertung der Dosimetriedaten des dicken, modifizierten und dünnen Alderson-Phantom konnten wir deutliche Unterschiede zwischen den gemessenen, effektiven Dosen und den aus dem Dosis-Längen-Produkt (DLP) berechneten effektiven Dosen nachweisen, welche am ehesten auf die statische Größe des Eichphantoms zurückzuführen sind. Eine Möglichkeit, um dies auszugleichen, wäre es Computertomographen mit verschiedenen Phantomen unterschiedlichen Diameters, mit ovalen Querschnitt, zu eichen. Dies erscheint

jedoch unpraktikabel, da dies einen erheblichen technischen Aufwand bedeuten würde und weiterhin den Einfluss des Geschlechts außer Acht lässt.

Eine exaktere und in der Praxis besser umzusetzende Möglichkeit, die effektive Dosis möglichst genau zu bestimmen, würde sich durch die Anpassung der Konversionsfaktoren ergeben. Wie in Abschnitt 4.2.2 bereits herausgearbeitet, lässt sich hier zusammenfassend folgern, dass die Benutzung eines Konversionsfaktors, welcher sich lediglich an der untersuchten Körperregion orientiert, der komplexen Aufgabe der möglichst genauen Berechnung der effektiven Dosis nicht gerecht wird. Unsere Ergebnisse sowie die zugrunde liegende Literatur weisen darauf hin, dass Konversionsfaktoren multifaktoriellen Einflüssen unterliegen, wie z.B. dem Geschlecht, Alter, Röhrenspannung, dem Diameter, der untersuchten Region, der CT-Technik und der durchgeführten Strahlenschutzmaßnahmen. Eine umfassende Arbeit dazu ist bisher ausstehend und sollte zukünftig angestrebt werden.

6

Kapitel 6

Literaturverzeichnis

- [1] N. Abate, M. Chandalia, A. V. Cabo-Chan Jr, O. Moe, and K. Sakhaee. The metabolic syndrome and uric acid nephrolithiasis: novel features of renal manifestation of insulin resistance. *Kidney international*, 65:386–392, 2004.
- [2] Y. Andrabi, O. Pianykh, M. Agrawal, A. Kambadakone, M. Blake, and D. Sahani. Radiation dose consideration in kidney stone ct examinations: integration of iterative reconstruction algorithms with routine clinical practice. *American Journal of Roentgenology*, 204:1055–1063, 2015.
- [3] W. Brisbane, M. Bailey, and M. Sorensen. An overview of kidney stone imaging techniques. *Nature Reviews Urology*, 13:654–662, 2016.
- [4] J. Christner, J. Kofler, and C. McCollough. Estimating effective dose for ct using dose-length product compared with using organ doses: Consequences of adopting international commission on radiological protection publication 103 or dual-energy scanning. *American Journal of Roentgenology*, 194:881–889, 2010.
- [5] M. Daudon, V. Frochot, D. Bazin, and P. Jungers. Drug-Induced Kidney Stones and Crystalline Nephropathy: Pathophysiology, Prevention and Treatment. *Drugs*, 78:163–201, 2017.
- [6] P. Deak, Y. Smal, and W. Kalender. Sex- and age-specific conversion factors used to determine effective dose from dose-length product. *Radiology*, 257:58–66, 2010.
- [7] P. Dewes, C. Frellesen, J. Scholtz, S. Fischer, T. Vogl, R. Bauer, and B. Schulz. Low-dose abdominal computed tomography for detection of urinary stone disease-impact of additional spectral shaping of the x-ray beam on image quality and dose parameters. *European journal of radiology*, 85:1058–1062, 2016.

- [8] W. Foley, W. Shuman, M. Siegel, D. Sahani, D. Boll, D. Bolus, C. De Cecco, R. Kaza, D. Morgan, and U. Schoepf. White paper of the society of computed body tomography and magnetic resonance on dual-energy ct, part 2: radiation dose and iodine sensitivity. *Journal of computer assisted tomography*, 40:846–850, 2016.
- [9] S. Gordic, F. Morsbach, B. Schmidt, T. Allmendinger, T. Flohr, D. Husarik, S. Baumüller, R. Raupach, P. Stolzmann, and S. Leschka. Ultralow-dose chest computed tomography for pulmonary nodule detection: first performance evaluation of single energy scanning with spectral shaping. *Investigative radiology*, 49:465–473, 2014.
- [10] A. Gücük and U. Üyetürk. Usefulness of hounsfield unit and density in the assessment and treatment of urinary stones. *World journal of nephrology*, 3:282–286, 2014.
- [11] R. Hautmann. *Urolithiasis*, In: *Hautmann, R., Huland, H.; Urologie*, volume 2, pages 285–307. Springer-Verlag, 2006.
- [12] Siemens Healthineers Headquarters. Get two steps ahead with Dual Source CT, Somatom Force. <https://www.siemens-healthineers.com/de/computed-tomography/dual-source-ct/somatom-force>; Download am 25.05.2019 .
- [13] A. Hesse, E. Brändle, D. Wilbert, K.-U. Köhrmann, and P. Alken. Study on the prevalence and incidence of urolithiasis in germany comparing the years 1979 vs. 2000. *European urology*, 44:709–713, 2003.
- [14] R. Kaza, L. Ananthakrishnan, A. Kambadakone, and J. Platt. Update of dual-energy ct applications in the genitourinary tract. *American Journal of Roentgenology*, 208:1185–1192, 2017.
- [15] S. Leslie and L. Nazzari. Renal Calculi (Cystinuria, Cystine Stones). *StatPearls*, pages 1–6, 2018.
- [16] D. B. Leusmann. Whewellite, weddellite and company: where do all the strange names originate? *BJU international*, 86:411–413, 2000.
- [17] D. B. Leusmann, R. Blaschke, and W. Schmandt. Results of 5035 stone analyses: a contribution to epidemiology of urinary stone disease. *Scandinavian journal of urology and nephrology*, 24:205–210, 1990.

- [18] P. Leyendecker, V. Faucher, A. Labani, V. Noblet, F. Lefebvre, P. Magotteaux, M. Ohana, and C. Roy. Prospective evaluation of ultra-low-dose contrast-enhanced 100-kv abdominal computed tomography with tin filter: effect on radiation dose reduction and image quality with a third-generation dual-source ct system. *European radiology*, 29:2107–2116, 2019.
- [19] M. May, M. Brand, M. Lell, M. Sedlmair, T. Allmendinger, M. Uder, and W. Wuest. Radiation dose reduction in parasinus ct by spectral shaping. *Neuroradiology*, 59:169–176, 2017.
- [20] C. McCollough, A. Primak, N. Braun, J. Kofler, L. Yu, and J. Christner. Strategies for reducing radiation dose in ct. *Radiologic Clinics*, 47:27–40, 2009.
- [21] T.B. Möller, E. Reif, E. Abel, D. Attwood-Wood, S. Figus, G. Hohenberg, C. Koch, H.-W. Oetjen, and A. Wahl. *Intravenöses Ausscheidungsurogramm*; In: Möller, T.B., Reif, E., Abel, E., Attwood-Wood, D., Figus, S., Hohenberg, G., Koch, C., Oetjen, H.-W., Wahl, A.; *Taschenatlas Einstelltechnik: Röntgendiagnostik, Angiographie, CT, MRT*, volume 5, pages 245–247. Georg Thieme Verlag, 2014.
- [22] M. Mostafavi, R. Ernst, and B. Saltzman. Accurate determination of chemical composition of urinary calculi by spiral computerized tomography. *The Journal of urology*, 159:673–675, 1998.
- [23] G. Motley, N. Dalrymple, C. Keesling, J. Fischer, and W. Harmon. Hounsfield unit density in the determination of urinary stone composition. *Urology*, 58:170–173, 2001.
- [24] A. Mozaffary, T. Trabzonlu, D. Kim, and V. Yaghmai. Comparison of tin filter-based spectral shaping ct and low-dose protocol for detection of urinary calculi. *American Journal of Roentgenology*, 212:808–814, 2019.
- [25] M. Neumann. Optimierung eines Aufbaus zur Thermolumineszenzdosimetrie. Master's thesis, Westfälische Wilhelms-Universität Münster, 2010.
- [26] P.-A. Poletti, A. Platon, O. Rutschmann, F. Schmidlin, C. Iselin, and C. Becker. Low-Dose Versus Standard-Dose CT Protocol in Patients with Clinically Suspected Renal Colic. *American Journal of Roentgenology*, 188:927–933, 2007.

- [27] A. Primak, J. Fletcher, T. Vrtiska, O. Dzyubak, J. Lieske, M. Jackson, J. Williams, and C. McCollough. Noninvasive Differentiation of Uric Acid versus Non-Uric Acid Kidney Stones Using Dual-Energy C. *Academic Radiology*, 14:1441–1447, 2007.
- [28] A. Primak, J. Giraldo, C. Eusemann, B. Schmidt, B. Kantor, J. Fletcher, and C. McCollough. Dual-source dual-energy CT with additional tin filtration: Dose and image quality evaluation in phantoms and in-vivo. *American Journal of Roentgenology*, 195:1164–1174, 2010.
- [29] Radiological Protection. Icrp publication 103. *Ann ICRP*, 37:2–4, 2007.
- [30] Radiation Products Design Inc. *Superflab Bolus - SAFETY DATA SHEET* <https://www.rpdinc.com/index.php?controller=attachment?id-attachment=559> Download am 25.05.2019.
- [31] J. Ramirez-Giraldo, K. Grant, and R. Raupach. ADMIRE: Advanced Modeled Iterative Reconstruction. pages 1–16, <https://www.siemens-healthineers.com/computed-tomography/technologies-innovations/admire> Download am 25.05.2019.
- [32] A. Ray, D. Ghiculete, K. Pace, and R. Honey. Limitations To Ultrasound In The Detection And Measurement Of Urinary Tract Calculi. *Urology*, 77:258–259, 2010.
- [33] F. Rodger, G. Roditi, and O. Aboumarzouk. Diagnostic accuracy of low and ultra-low dose ct for identification of urinary tract stones: a systematic review. *Urologia internationalis*, 100:375–385, 2018.
- [34] G. Rumsby and S.-A. Hulton. Primary Hyperoxaluria Type 2. In *GeneReviews®[Internet]* - <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK2692/> Download am 25.05.2019, pages 1–11. 2017.
- [35] M. Schnabel and H.M. Fritsche. Urolithiasis – Diagnostik und Therapie der akuten Harnleiterkolik. *Urologie Scan*, 1:127–140, 2014.
- [36] S. Soares, L. de Menezes Silva, F. de Carvalho Mrad, and A. e Silva. Distal renal tubular acidosis: genetic causes and management. *World Journal of Pediatrics*, pages 1–10, 2019.

- [37] S. Spettel, P. Shah, K. Sekhar, A. Herr, and M. White. Using hounsfield unit measurement and urine parameters to predict uric acid stones. *Urology*, 82:22–26, 2013.
- [38] P. Stolzmann. *Strahlenexposition*, In: Alkadhi H., Leschka S., Stolzmann P., Scheffel H.; *Wie funktioniert CT?*, chapter 23, pages 198–200. Springer, 2011.
- [39] M. Straub. *Steinerkrankungen*, In: Albers, P., Allolio, B., Andreas, J., Bares, R., Braun, P.-M., Brühl, P., Bähre, M., Cellarius, J., Diemer, T., Doehn, C., Dreikorn, K., Erbersdobler, A., Fassnacht, M., Fisch, M., Fischer, K., Fornara, P., Frank, U., Fröhner, M., Gerharz, E., Gerig, G., Goepel, M., Gottfried, H.-W., Graefen, M., Gutjahr, P., Haese, A., Hamm, M., Harzmann, R., Heine, K., Hubmann, R., Hölzel, D., Jaschke, W., Jocham, D., Jurczok, A., Jünemann, K.-P., Kausch, I., Kleinschmidt, K., Klinger, A., Knispel, H., Krause, W., Kröpfl, D., Köllermann, J., Lenk, S., Leyh, H., Liedl, B., Madersbacher, H., Meller, B., Miller, K., Nonnenmacher, A., Pauer, W., Peer, S., Pilatz, A., Rassweiler, J., Rathert, P., Riedmiller, H., Rieger, M., Ringert, R.-H., Roth, S., Sauter, G., Schiefer, H.G., Schlemmer, H.-P., Schlomm, T., Schmitz-Dräger, B., Schostak, M., Schrader, M., Schreier, J., Schultheiss, D., Schumacher, S., Seif, C., Seseke, F., Sparwasser, C.-H., Stein, R., Stock, C., Straub, B., Straub, M., Teber, D., Thüroff, J., Verweyen, A., Volkmer, B., Wagenlehner, F., Weber, H., Weckermann, D., Wefer, B., Weidner, W., Weiske, W.-H., Wenzler-Röttele, S., Werdin, R., Westenfelder, M., Wirth, M., Wolff, J., Worret, W.-I., Zacharias, M., Zwergel, T., Zwergel, U., Zöller, G., de Petriconi, R., van der Horst, C.; *Praxis der Urologie*, volume 2, pages 582–624. Georg Thieme Verlag, 2007.
- [40] M. Straub, W. Strohmaier, W. Beck, B. Berg, B. Hoppe, N. Laube, S. Schmidt, M. Lahme, A. Hesse, and K. Koehrmann. Diagnosis and metaphylaxis of stone disease. *World Journal of Urology*, 23:309–323, 2005.
- [41] H. Thomsen. *ESUR Guidelines on Contrast Agents Version 10.0*. European Society of Urogenital Radiology, <http://www.esur-cm.org/index.php/de/> Download am 25.05.2019.
- [42] F. Torricelli, G. Marchini, S. De, K. Yamaçake, E. Mazzucchi, and M. Monga. Predicting urinary stone composition based on single-energy noncontrast computed tomography: the challenge of cystine. *Urology*, 83:1258–1264, 2014.

- [43] C. Türk, A. Petřík, K. Sarica, C. Seitz, A. Skolarikos, M. Straub, and T. Knoll. Eau guidelines on urolithiasis. *European Association of Urology*, <https://uroweb.org/wp-content/uploads/EAU-Guidelines-Urolithiasis-2016-1.pdf> Download am 25.05.2019.
- [44] M. Walz and B. Madsack. Strahlenschutz in der Computertomographie. *Radiologie Assistent*, 4:4–7, 2009.

7

Anhang

„Dosisreduktionsmöglichkeiten durch den Einsatz von Zinnfiltern in der Computertomographie des Abdomen unter Berücksichtigung des Patientendiameters“

Versuch	1	Protokoll	1	Abdomen nativ LD	
1. Allgemeine Bildqualität (Zu beurteilen in Feld 2)					
	kein Rauschen	geringfügiges Rauschen	mäßiges Rauschen	deutliches Rauschen	extremes Rauschen
Bildrauschen					
	sehr gut	gut	mäßig	schlecht	sehr schlecht
Kontrast					
	keine	wenige	viele	sehr viele	extrem
Artefakte					
2. Knochen (Zu beurteilen in Feld 4)					
	sehr gut beurteilbar	gut beurteilbar	mäßig beurteilbar	schlecht beurteilbar	sehr schlecht beurteilbar
Die Spongiosa ist					
Die Kortikalis ist					
3. Nierensteine (alle Felder)					
Bitte notieren sie von jedem erkannten Nierenstein die Schichtnummer der dünn-schichtigen Untersuchung (0,75 mm, Feld 5 oder 6).					
1		6		11	
2		7		12	
3		8		13	
4		9		14	
5		10		15	
4. Allgemeiner Bildeindruck					
Bitte kreuzen sie entsprechend der beiliegenden Bildinformation an, welches Fenster Ihnen subjektiv zur Befundung von Nierensteinen am Besten geeignet erscheint					
	1	2	3		
	4	5	6		
5. Untersuchung (subjektiv bestes Feld)					
	sehr gut geeignet	gut geeignet	mäßig geeignet	schlecht geeignet	sehr schlecht geeignet
Detektion von Nierensteinen					
Die Untersuchung ist, übertragen auf einen Patienten, zur Befundung der übrigen Organe					

Abb. 52: Fragebogen subjektive Bildanalyse

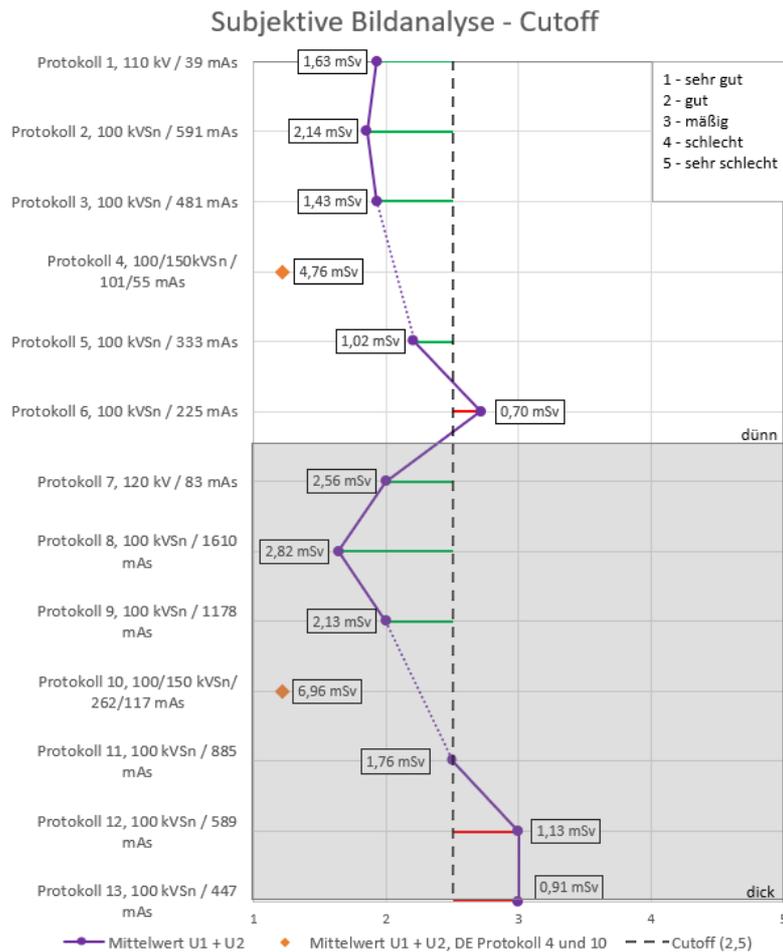


Abb. 56: **Vergleich der subjektiven Bildanalyse der CT Bilder der Protokolle 1 - 13 (siehe Tabelle 6 auf Seite 20) von Untersucher 1 (Facharzt Radiologie) und 2 (Weiterbildungsassistent Radiologie), durch die Bildung protokollspezifischer Mittelwerte sämtlicher bewerteter Items, in Bezug zu den, aus den TLD Messungen (siehe Abbildung 6 auf Seite 17) berechneten, effektiven Dosiswerten.** X-Achse: Werte der Likert Skala (1 (sehr gut) - 5 (sehr schlecht)). Orangene Rauten: Mittelwerte sämtlicher bewerteter Items der Dual Energy Protokoll 4 und 10 von Untersucher 1 und 2. Lila Linie: Mittelwerte sämtlicher bewerteter Items der übrigen Protokolle von Untersucher 1 und 2. Schwarz gestrichelte, vertikale Linie: Cutoff = Wert 2,5 auf der Likert Skala. Gibt den Grenzwert der zulässigen Bildqualität an. Linksseitig des Cutoff: Bildqualität ausreichend zur Bildbeurteilung. Rechtsseitig des Cutoff: Bildqualität nicht ausreichend für Bildbeurteilung. Zahlenwerte entsprechen der errechneten, effektiven Dosis der jeweiligen Protokolle. Die subjektive Bildanalyse wurde im Zeitraum von Januar 2018 - Dezember 2018 am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt. mSv = Millisievert, kV = Kilovolt, kV Sn = Kilovolt Zinnfilter, mAs = Milliampere sekunden, U1 = Untersucher 1, U2 = Untersucher 2, dünn = nicht modifiziertes Alderson - Rando Phantom, dick = modifiziertes Alderson - Rando - Phantom.

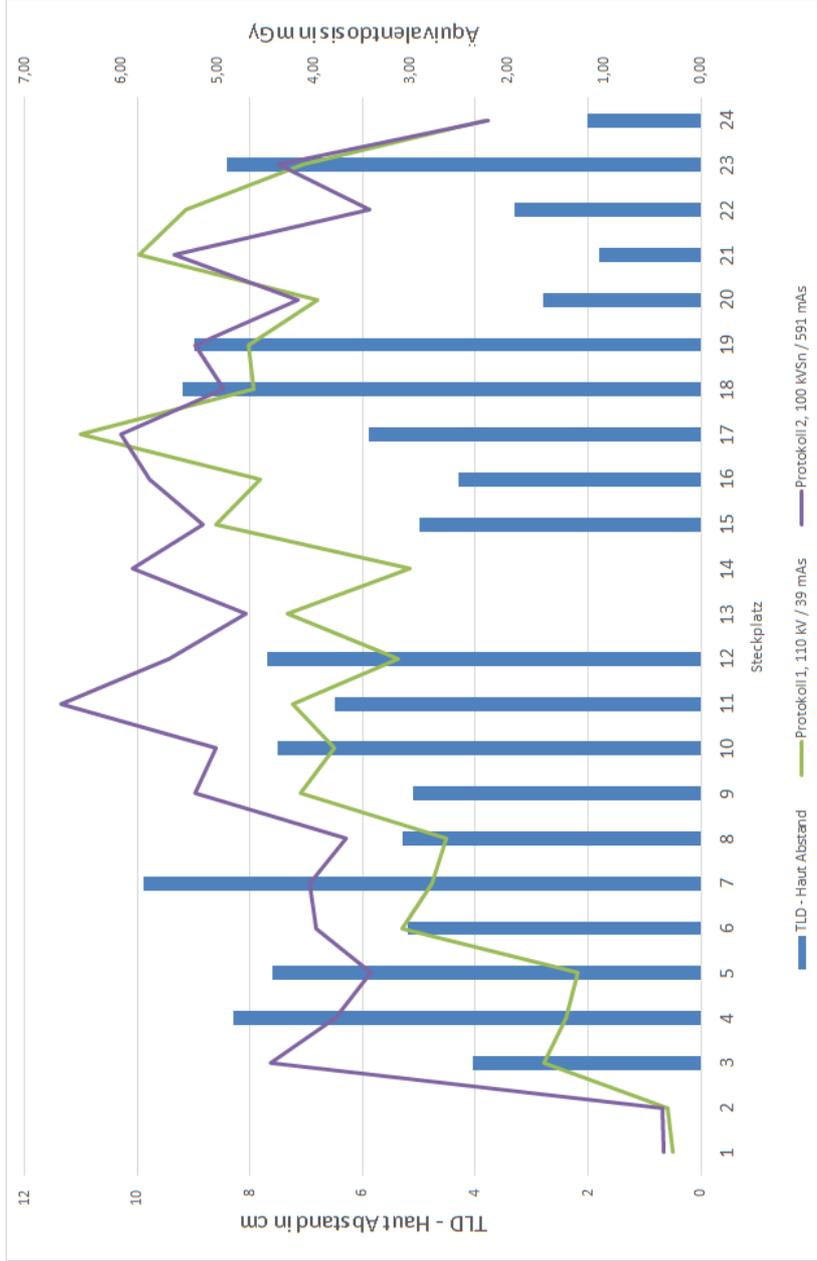


Abb. 53: Durch die TLD (siehe Abbildung 6 auf Seite 17) gemessene Äquivalentdosis pro Steckplatz in den dosisgleichen Protokolle 1 (Low Dose) und 2 (Zinnfilter) gemäß Tabelle 6 auf Seite 20 in Bezug auf den Haut - TLD Abstand, welcher in den CT Bilder der Protokolle 1 und 2 ermittelt wurde. Blauer Balken: Haut - TLD Abstand in cm. Violette Linie: Protokoll 2. Grüne Linie: Protokoll 1. Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 - Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt. TLD = Thermolumineszenzdosimeter, mGy = Milligray, kV = Kilovolt, kV Sn = Kilovolt Zinnfilter, mAs = Milliamperesekunden

Gewichtete Organ dosis der geschlechtsspezifischen Messpunkte



Abb. 54: Protokollspezifische (siehe Tabelle 6 auf Seite 20) Darstellung der gewichteten Organ dosis ($=w_T \cdot H_T$) ermittelt aus den TLD Messungen (siehe 6 auf Seite 17) für die geschlechtsspezifischen Messpunkte (männlich: Brust re., Prostata und Hoden. weiblich: Brust li., Uterus und Ovar). Y-Achse: Dosis in mSv. X-Achse: Protokoll 1 - 13. Orangene Linie: Brust li.. Graue Linie: Brust re.. Hellblaue Linie: Uterus. Dunkelblaue Linie: Prostata. Grüne Linie: Ovar. Gelbe Linie: Hoden. Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 - Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt. TLD = Thermolumineszenzdosimeter, mSv = Millisievert, kV = Kilovolt, kV Sn = Kilovolt Zinnfilter, mAs = Milliamperesekunden, w_T = Gewebe-Wichtungsfaktor, H_T = Organ dosis

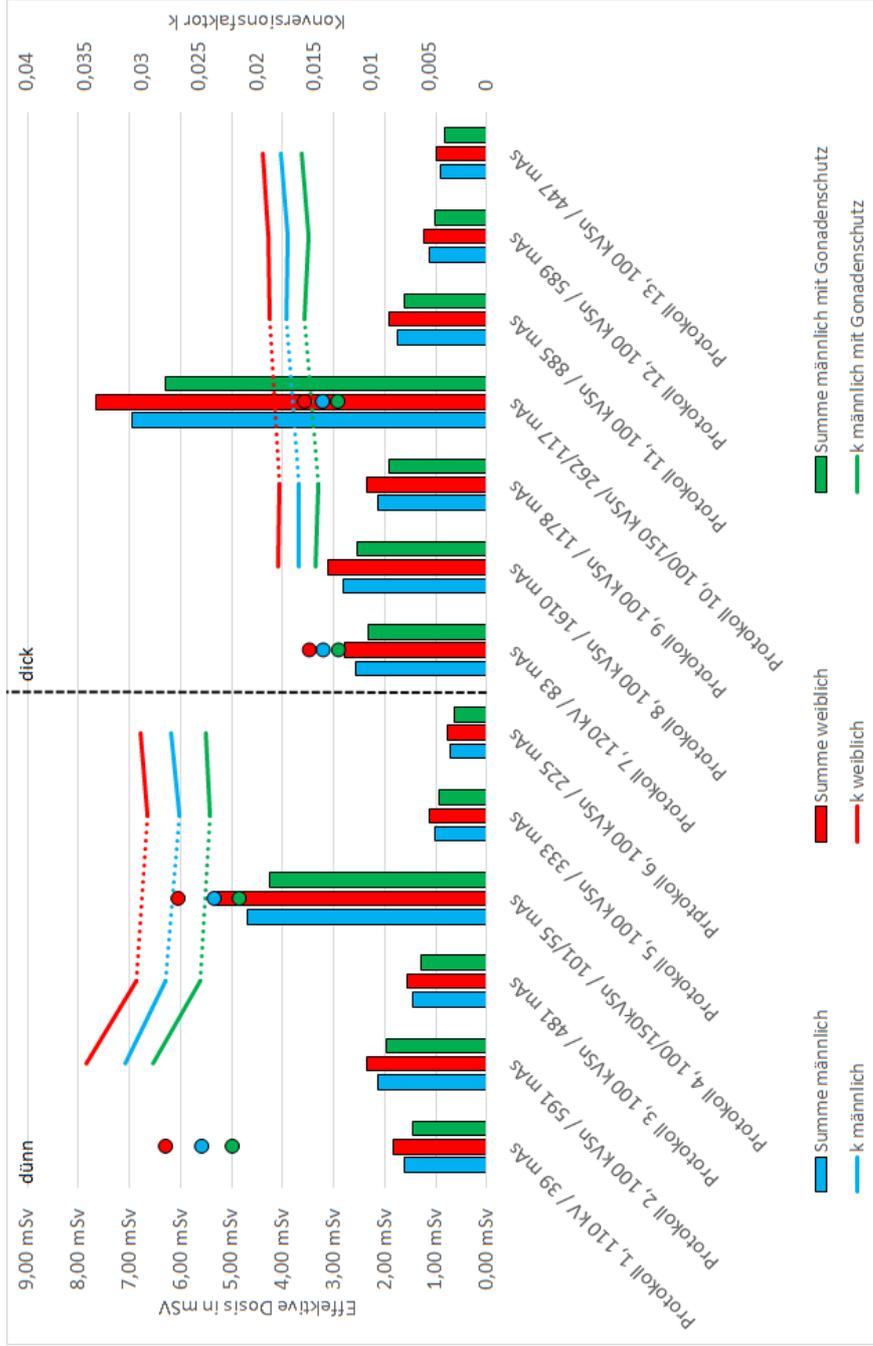


Abb. 55: Protokoll bezogene Darstellung der errechneten geschlechtsspezifischen Konversionsfaktoren mit begleitender Darstellung der effektiven Dosen der Protokolle 1-13 (siehe Tabelle 6 auf Seite 20). Rote Linie: k (weiblich) Zinnfilterprotokolle. Hellblau Linie: k (männlich) Zinnfilterprotokolle. Grüne Linie: k (männlich mit Gonadenschutz) Zinnfilterprotokolle. Roter Punkt: k (weiblich) für Low Dose und Dual Energy Protokolle, Hellblauer Punkt: k (männlich) für Low Dose und Dual Energy Protokolle, Grüner Punkt: k (männlich mit Gonadenschutz) für Low Dose und Dual Energy Protokolle. Die Messungen wurden im Zeitraum von Januar 2018 - Dezember 2018 durch den Autor der Studie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm durchgeführt. mGy = Milligray, mSv = Millisievert, kV = Kilovolt, kV Sn = Kilovolt Zinnfilter, mAs = Milliamperesekunden, k = Konversionsfaktor.

Danksagung

Die vorliegende Studie entstand im Zeitraum von Juli 2017 bis Juli 2019.

Ohne die Unterstützung zahlreicher Personen und Institutionen wäre die Umsetzung nicht möglich gewesen. Für die umfassende Hilfe und Unterstützung, die mir während des gesamten Bearbeitungszeitraum entgegengebracht wurde möchte ich mich an dieser Stelle herzlich bedanken.

An erster Stelle gilt mein Dank meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. Meinrad Beer, Ärztlicher Direktor der Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie des Universität Klinikum Ulm, für seine methodische und wissenschaftliche Unterstützung.

Mein besonderer Dank gilt meinem Betreuer und gutem Freund Dr. med. Carsten Hackenbroch. Er begleitete mich während der gesamten Bearbeitungsphase und hat mich mit seinem Ideenreichtum, fachlichen und wissenschaftlichen Wissen sowie großer Hilfsbereitschaft uneingeschränkt unterstützt. Ohne ihn wäre die Umsetzung der Studie nicht möglich gewesen.

Herrn Dr. rer. nat. Arthur Wunderlich danke ich für die zahlreichen fachlichen Gespräche und Ratschläge sowie für die methodische Betreuung während der gesamten Bearbeitungsphase.

Herrn Dr. med. Burkhardt Danz, ärztlicher Direktor der Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie und Neuroradiologie des Bundeswehrkrankenhaus Ulm, der mir als mein Abteilungsleiter den uneingeschränkten Zugang zu den medizinischen Gerätschaften ermöglichte.

Meinen Freunden, die mir während der letzten beiden Jahre großes Verständnis gegenüber gebracht haben und stets ein offenes Ohr für mich hatten.

Beate, welche mir im Rahmen der Korrekturen sehr geholfen hat.

Meine Familie und insbesondere meine Eltern, Annette und Manfred, welche mich während des gesamten Studiums begleitet haben. Ihr habt mich mit großen Engagement ermutigt, ohne euch hätte ich das nicht geschafft.

Der größte Dank gilt Victoria, meiner Lebenspartnerin, für ihre schier unendliche Unterstützung und Geduld, welche sie mir im Rahmen der Bearbeitungsphase gegenüber gebracht hat. Du hast mich motiviert und an mich geglaubt wenn ich an mir selber gezweifelt habe.

Daniel Halt



Berufliche Laufbahn

seit 01.07.2020	Facharzt für Radiologie
2017 März - heute	Bundeswehrkrankenhaus Ulm Abt. Radiologie
Januar 2015 – Februar 2017	Sanitätsversorgungszentrum Cham/Roding Leiter Regionale Sanitätseinrichtung der Bundeswehr Truppenarzt Auslandseinsatz Persistent Presence EST 08/2016-09/2016
März 2014 – Dezember 2014	Fachsanitätszentrum Kümmersbruck Truppenarzt
März 2012 – Februar 2014	Bundeswehrkrankenhaus Ulm Assistenzarzt, Abt. Radiologie

Ausbildung

2005 – 2011	Medizinstudium Universität Ulm Abschluss: Staatsexamen
1996 - 2005	Gymnasium Letmathe, NRW Abschluss: Abitur
1992 – 1996	Grundschule Kilianschule Letmathe