

Aus der Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Effektivdosis in der Abdomen-CT
in Abhängigkeit von der Modulation
des Röhrenstroms und der Körperkonstitution**

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von
Daniel Hellermann
aus Merfeld

Datum der Promotion: 22.09.2017

INHALTSVERZEICHNIS

1	ABSTRACT	4
2	EINLEITUNG	7
2.1	<i>Computertomographie</i>	7
2.2	<i>Strahlenexposition in der CT</i>	9
2.3	<i>Technische Grundlagen der CT</i>	10
2.3.1	Wichtige Aufnahmeparameter bei der Spiral-CT	12
2.3.1.1	Rotationszeit	12
2.3.1.2	Schichtkollimation	12
2.3.1.3	Tischvorschub pro Röhrenrotation	13
2.3.1.4	Röhrenspannung [kV]	13
2.3.1.5	Röhrenstrom-Zeit-Produkt [mAs]	13
2.4	<i>Automatische Röhrenstrommodulation</i>	14
2.4.1	Dosismodulation CARE Dose [®] (DM_{2D})	15
2.4.2	Dosismodulation CARE Dose 4D [®] (DM_{4D})	16
2.5	<i>Abdomen-CT-Untersuchung</i>	17
2.5.1	Körperkonstitution	17
2.6	<i>Ziel der Arbeit</i>	19
3	METHODIK	20
3.1	<i>Alderson-Rando-Phantom</i>	20
3.1.1	Erweiterungsringe	20
3.1.2	Dosimeterposition	21
3.2	<i>Thermolumineszenz-Dosimetrie</i>	24
3.2.1	TLD-100 rods	24
3.2.2	Kalibrierung der TLD	25

3.2.3	Auswertung der TLD-----	25
3.3	<i>Computertomographie des Abdomens</i> -----	26
3.3.1	Akquisitionsparameter des CT -----	27
3.4	<i>Bestimmung der Organdosis</i> -----	28
3.5	<i>Bestimmung der Effektiven Dosis</i> -----	28
3.6	<i>Ermittlung des Bildrauschens</i> -----	30
4	ERGEBNISSE -----	31
4.1	<i>Organdosis</i> -----	31
4.2	<i>Effektive Dosis</i> -----	34
4.3	<i>Bildrauschen</i> -----	36
5	DISKUSSION -----	40
5.1	<i>Ermittlung der Organdosis</i> -----	41
5.2	<i>Effektivdosis in Abhängigkeit von der Röhrenstrommodulation</i> -----	44
5.2.1	<i>x/y-abhängige und z-achsenabhängige mAs-Modulation</i> -----	45
5.2.2	<i>Kombinierte x/y/z-abhängige mAs-Modulation</i> -----	46
5.2.3	<i>Effektivdosisbestimmung mit Gonadenprotektion (männliches Phantom)</i> -----	49
5.3	<i>Einfluss der Körperkonstitution auf die Effektivdosis</i> -----	49
5.4	<i>Bildrauschen</i> -----	54
5.5	<i>Limitationen</i> -----	57
5.6	<i>Ausblick</i> -----	59
6	ZUSAMMENFASSUNG -----	61
7	LITERATURVERZEICHNIS -----	63
8	EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG -----	76
9	LEBENSLAUF -----	77
10	DANKSAGUNG -----	79

1 ABSTRACT

Effektivdosis in der Abdomen-CT in Abhängigkeit von der Körperkonstitution und der Modulation des Röhrenstroms

D. Hellermann

Charité Universitätsmedizin Berlin

Ziel: Evaluierung der Effektivdosis in der Abdomen-CT in Abhängigkeit von der Körperkonstitution und des Potentials der Dosisreduktion durch zwei Röhrenstrommodulationstechniken an einem 16-Zeilen-Spiral-Computertomographen (MSCT).

Methode: In der Studie werden an einem 16-MSCT zwei kommerziell verfügbare Implementierungen zur patientenabhängigen Röhrenstrommodulation bei der Computertomographie des Abdomens evaluiert. Das Potential der Dosisreduktion der Röhrenstrommodulation in der transversalen Ebene (DM_{2D}) und der kombinierten transversalen und longitudinalen Röhrenstrommodulation (DM_{4D}) wird im Vergleich zu CT-Scans mit konstantem Röhrenstrom untersucht. Mit dem klinischen Routineakquisitionsprotokoll für Abdomen-CT werden Computertomographien eines antropomorphen Alderson-Rando-Phantoms angefertigt. Zur Untersuchung der Abhängigkeit der Patientendosis von der Körperkonstitution wird das Alderson-Rando-Phantom mit fettäquivalenten Erweiterungsschalen der Stärke 3 cm und 6 cm ausgestattet, um drei verschiedene Körperkonstitutionen zu simulieren. Basierend auf der Ortsdosismessung mit 100 Thermolumineszenzdosimetern wird die effektive Ganzkörperdosis nach ICRP103 bestimmt. Als Korrelat der Bildqualität wird das Bildrauschen in den CT-Schichten gemessen.

Ergebnisse: Für das 0 cm-, 3 cm- und 6 cm-Phantom werden mit dem Standardprotokoll ohne Dosismodulation effektive Ganzkörperdosiswerte von $11,6 \pm 0,5$, $17,2 \pm 0,7$ und $17,6 \pm 0,8$ mSv gemessen. Mit DM_{2D} ergeben sich für das 0 cm-Phantom Werte von $11,1 \pm 0,5$ mSv, was einer Dosisersparung von 4,7 % entspricht. Für das 3 cm-Phantom wird mit Effektivdosiswerten von $15,8 \pm 0,6$ mSv und für das 6 cm-Phantom mit $16,0 \pm 0,6$ mSv eine Dosisreduktion von 8,2 % bzw. 9,4 % erreicht. Mit DM_{4D} wird für das 0 cm-Phantom eine Effektivdosis von $5,7 \pm 0,3$ mSv entsprechend einer Dosisreduktion von 53,7 % im Vergleich zur Messung ohne Röhrenstrommodulation ermittelt. Es wird für das 3 cm- und 6 cm-Phantom mit $12,2 \pm$

0,9 und $15,1 \pm 0,6$ mSv eine Reduktion der Effektivdosis von 31,5 % und 16,0 % gemessen. In den durchgeführten Abdomen-CT-Untersuchungen werden mit ansteigendem Körperquerschnitt des Alderson-Rando-Phantoms höhere Effektivdosiswerte gemessen. Das Bildrauschen der CT-Bilder steigt mit erweitertem Körperquerschnitt und mit Reduktion der Strahlenexposition durch Röhrenstrommodulation an. Im Vergleich der Körperregionen mit niedriger zu höherer Röntgenschwächung bleibt das Bildrauschen entlang der z-Achse in allen Untersuchungen konstant.

Schlussfolgerung: Die Effektivdosiswerte in der Abdomen-CT steigen mit zunehmendem Körperumfang des Patienten signifikant an. Durch individuelle Anpassung des Röhrenstroms an den Körperdurchmesser durch die kombinierte Röhrenstrommodulation (ATCM) kann die Effektivdosis bei der Abdomen-CT um bis zu 53,7 % gesenkt werden. Die kombinierte ATCM führt unter Beibehalten eines konstanten Bildrauschniveaus für alle Konstitutionstypen bei schlanken Patienten zu einer deutlich höheren Reduktion der Strahlenexposition als bei adipösen Patienten.

Evaluation of effective dose in abdominal-CT subject to body habitus and tube current modulation

D. Hellermann

Institute of Radiology, Charité University Hospital Berlin

Purpose: To evaluate effective dose (ED) in abdominal-CT subject to body habitus and as a function of two commercialized automatic exposure control systems (AEC) considering their potential for reducing radiation exposure to the patient while maintaining image noise.

Methods: The aim of this study is to determine effective dose for abdominal-CT examinations as a function of angular (DM_{2D}) and combined (DM_{4D}) AEC compared to fixed tube current using 16-multislice-CT (MSCT) under clinical conditions. To evaluate patient dose subject to body habitus the original diameter of an anthropomorphic Alderson-Rando-phantom is increased using two additional layers of fat-equivalent material (3 and 6 cm) to simulate three body constitution types. Effective dose is measured with 100 thermoluminescence dosimeters, image noise has been evaluated by regions-of-interests (ROI).

Results: With fixed tube current effective dose values range from $11,6 \pm 0,5$, $17,2 \pm 0,7$ to $17,6 \pm 0,8$ mSv for the 0 cm-, 3 cm- and 6 cm-phantom. Using DM_{2D} $11,1 \pm 0,5$ mSv is measured for the 0 cm-phantom appropriate to dose reduction of 4,7 %. For the 3 cm- and 6 cm-phantom an ED of $15,8 \pm 0,6$ mSv and $16,0 \pm 0,6$ mSv according to reduction in patient dose of 8,2 % and 9,4 % is measured respectively.

With combined tube current modulation DM_{4D} an ED of $5,7 \pm 0,3$ mSv is detected for the 0 cm-phantom correlating to dose reduction of 53,7 %. The corresponding values for the 3 cm- and 6 cm-phantom are $12,2 \pm 0,9$ und $15,1 \pm 0,6$ mSv for ED and furthermore 31,5 % und 16,0 % for dose reduction. With increasing diameter of the scanned abdominal region dose reduction decreases significantly. Image noise is kept constant along z-axis in body regions with high and low beam attenuation.

Conclusion: Effective dose values increase with enlargement of body diameter of the patient. Use of automatic tube current modulation enables significant radiation dose reduction in abdominal CT examinations up to 53,7 % compared to fixed tube current CT procedure. Combined AEC protocols affects reduction of patient dose especially for smaller body types. Radiation exposure can be optimized with regard to the patients' body size with keeping image noise constant along the z-axis.

2 EINLEITUNG

2.1 Computertomographie

Bei der 1967 von dem englischen Physiker Sir Godfrey N. Hounsfield entwickelten und Anfang der 1970er Jahre in die Praxis eingeführten Computertomographie (CT) [1,2] handelt es sich um ein Röntgenschnittverfahren, das zum Bildaufbau einen Computer verwendet. Erste mathematische Grundlagen für die Schnittbild-Rekonstruktion wurden bereits im Jahre 1917 von dem Mathematiker Johann Radon fern jeglicher Anwendungsmöglichkeiten erarbeitet [3]. Mit der Computertomographie wird der menschliche Körper in Querschnittsbildern dargestellt und eine überlagerungsfreie Darstellung der Organe erreicht, die im Gegensatz zur Projektionsradiographie bei der konventionellen Röntgenaufnahme steht. Der Enthusiasmus über die erste Darstellung überlagerungsfreier Schnittbilder in den frühen 1970ern führte dazu, dass die CT-Technologie als die größte Erfindung seit Entdeckung der Röntgenstrahlen gefeiert wurde. Bereits 1976 existierten weltweit siebzehn Firmen, die Computertomographen produzierten und erfolgreich vermarkteten. Diese weltweite Begeisterung erklärte die rasante Entwicklung. Im Jahre 1979 erhielten der Physiker Allan McLeod Cormack und der Techniker Godfrey N. Hounsfield den Nobelpreis für Physiologie und Medizin für ihre bahnbrechende Arbeit an der Computertomographie und 1981 der Ritterschlag der britischen Königin [4]. In der Folge des Aufkommens der Spiral-CT in den späten 80er [5] und der Einführung der Mehrschichtcomputertomographie in den späten 90er Jahren [6] hatte die kontinuierliche Weiterentwicklung mit schnellerer Gantry-Rotation, leistungsfähigeren Röntgenröhren und Computerkapazitäten, sowie verbesserten Bildberechnungsalgorithmen weitreichende Konsequenzen für die klinische Anwendung dieser Technologie.

Die Einführung der 16-Zeilen-CT-Technik im Jahre 2001 eröffnete neue Möglichkeiten in der medizinischen Bildgebung. Es werden erstmals dreidimensionale Aufnahmen von Körperregionen und Organen möglich gemacht [7]. Aufgrund der schnellen und exakten Bildgebung, der ständigen Verfügbarkeit und der hohen diagnostischen Aussagekraft hat sich die CT als Standardverfahren etabliert [8,9]. Der technologische Fortschritt führte in den letzten Jahren zu einer deutlichen Verbesserung der diagnostischen Wertigkeit, aber gleichzeitig zu einem weiteren Anstieg der Untersuchungszahlen und damit verbunden zu einem hohen Beitrag der CT zur medizinisch induzierten Strahlenexposition der Bevölkerung [10].

Weder Physiker noch Radiologen waren sich damals der Signifikanz der dadurch verursachten Strahlenexposition von CT-Untersuchungen bewusst [11]. In einer EU-Richtlinie wurde die Computertomographie 1998, wie die interventionelle Radiologie und die Radiotherapie, als „Hochdosisverfahren“ eingestuft [12]. Mit Anstieg der Anzahl der CT-Anwendungen und somit zunehmender Bevölkerungsdosis, publiziert durch die Laienpresse und der wissenschaftlichen Literatur [13,14], wurde ein verantwortungsvoller Umgang mit dem sich ausbreitenden CT immer mehr gefordert. Insbesondere wurde eine technische Lösung zur Adaptation der Akquisitionsparameter an unterschiedliche Patientenkonstitutionen gefordert [15]. Die CT-Technologie trägt in der europäischen, als auch der U.S.-amerikanischen Bevölkerung den höchsten Beitrag zur medizinischen Strahlenexposition bei [16]. In der Trendanalyse des Bundesamts für Strahlenschutz aus dem Jahre 2012 ist die stetige Zunahme der CT-Untersuchungen auffällig. Insgesamt hat sich die Anzahl der CT-Untersuchungen zwischen 1996 und 2012 mit 130 % mehr als verdoppelt. Die mittlere effektive Dosis aus Röntgenuntersuchungen pro Einwohner in Deutschland ist für das Jahr 2012 auf ca. 1,8 mSv angestiegen. Dieser Trend ist im Wesentlichen durch die Zunahme der CT-Untersuchungshäufigkeit und die damit einhergehenden Zunahme der effektiven Dosis pro Kopf bedingt. Mit einem Anteil von lediglich 9 % an der Gesamthäufigkeit der Röntgenuntersuchungen verursacht die Computertomographie 62 % der kollektiven Dosis der deutschen Bevölkerung im Jahre 2012 [17] (Abbildung 1).

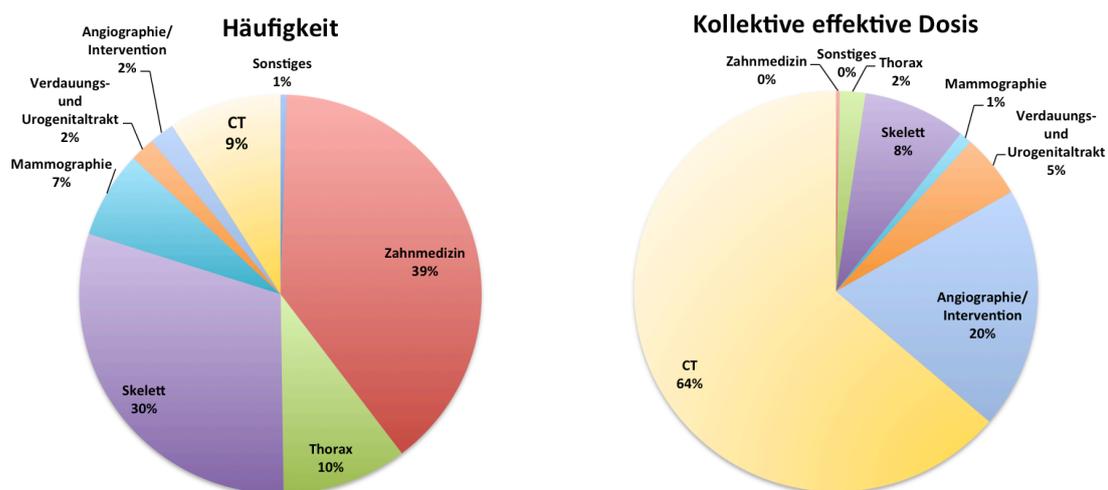


Abbildung 1: Prozentualer Anteil der verschiedenen Untersuchungsarten an der Gesamthäufigkeit und an der kollektiven effektiven Dosis in Deutschland für das Jahr 2012 [17]

2.2 Strahlenexposition in der CT

Das mit Röntgenanwendungen verbundene Strahlenrisiko wird nicht nur von der Bevölkerung, sondern oft auch von Fachleuten kontrovers eingeschätzt [9]. Obwohl Befürworter der Strahlenhormesis in Studien auch positive Effekte von niedriger Strahlenexposition vermuten [18-20], ist nach heutigem Stand des medizinisch-naturwissenschaftlichen Wissens das Risiko der Induktion maligner Neoplasmen und das genetische Strahlenrisiko direkt proportional zur Strahlendosis und nicht an einer Schwellendosis gebunden. Die ionisierende Strahlung ist energetisch stark genug um Elektronen von der Kreisbahn um Atome oder Moleküle zu drängen, so dass Ionen entstehen. In biologischem Material werden Hydroxylradikale gebildet, die mit der DNA interagieren. Die Folge sind Strangbrüche oder Schädigungen der organischen Basen. Des Weiteren kann die DNA durch Röntgenstrahlen direkt geschädigt werden. Viele strahleninduzierte Schäden können durch bestehende Reparatursysteme der Zelle kompensiert werden. Bei fehlerhafter Reparatur können Punktmutationen, chromosomale Dislokationen und Genfusionen zu einer Induktion von Malignomen führen [21]. Die Risikobewertungen stützen sich im Allgemeinen auf Studien an 100.000 überlebenden Atombombenopfern von Hiroshima und Nagasaki [22,23].

Das Risiko an einer strahleninduzierten Tumorerkrankung im Verlauf des Lebens zu erkranken steigt insbesondere bei den Patienten an, die als Kinder oder junge Erwachsene mittels CT untersucht wurden [21,24]. Diese Erkenntnisse leiten sich aus epidemiologischen Studien zur Induktion von Krebserkrankungen, als auch aus experimentellen genetischen Daten von Menschen jeden Alters und Geschlechts nach Strahlenexposition ab [25]. Ungeachtet der eindeutigen Evidenz, dass durch die Computertomographie unschätzbare wertvolle Informationen für die Diagnose und das klinische Management gewonnen werden, existiert dadurch auch ein potenzielles Risiko einer strahleninduzierten Induktion einer malignen Tumorerkrankung [21]. In den letzten Jahren sind die Befürchtungen größer geworden, dass die CT-Bildgebung zu einer erhöhten Induktion von Malignomen führen könnte [26]. Brenner et al. postulieren, dass in einigen Jahrzehnten 1,5 bis 2 % aller Tumoren auf die Strahlenexposition in der CT zurückzuführen sein könnten [21]. Bemühungen die Patientendosis zu verringern, haben in den meisten Mitgliedsstaaten der Europäischen Union bereits stattgefunden und folgen dem von der ICRP¹ etablierten ALARA-Prinzip „As Low As Reasonably

¹ International Commission on Radiological Protection

Achievable“ [27]. Mit in Kraft treten der novellierten deutschen Röntgenverordnung am 01. Juli 2002 wird in Paragraph 2 c prinzipiell gefordert "bei gerechtfertigter Strahlenexposition die Dosis so niedrig wie möglich zu halten" und somit erstmals das System der diagnostischen Referenzwerte eingeführt (RöV §16) [28]. Schließlich haben Ergebnisse von Umfragen gezeigt, dass es vielen nicht-radiologisch tätigen Ärzten schwer fällt, die durch die CT applizierte Strahlendosis korrekt einzuschätzen [29,30]. Bei korrekter Indikationsstellung für die CT-Untersuchung eines Patienten könnte man das Strahlenrisiko aufgrund des hohen Nutzens und der gewonnen diagnostischen Information als vernachlässigbar betrachten [21]. Trotzdem ist das mit der Strahlenexposition assoziierte Krebsrisiko nicht Null. So erscheint es folgerichtig, dass weitere Anstrengungen unternommen werden sollten, um die Patientendosis weiter zu senken [31].

2.3 Technische Grundlagen der CT

Das Grundprinzip der Computertomographie besteht darin, dass sich ein eng begrenztes Röntgenstrahlenbündel in einer Kreisbahn um den Patienten bewegt und die zu untersuchende Körperschicht aus verschiedenen Richtungen senkrecht zur Körperachse in der Transversalebene durchstrahlt. Dabei wird die aus dem Patienten austretende Strahlung von einem Detektorsystem kontinuierlich registriert. Die Röntgenstrahlungsintensität wird beim Passieren einer Körperschicht geschwächt, so dass man für jede Strahlenrichtung einen Schwächungskoeffizienten errechnen kann. Jedem Volumenelement im Körper (Voxel) kann über einen Rekonstruktionsalgorithmus ein Schwächungswert in den einzelnen Projektionen zugeordnet werden [32].

Zur Bilddarstellung (Computertomogramm) wird jedem Bildpunkt (Pixel) ein Grautonwert zugeordnet, der dem Schwächungswert im zugehörigen Volumenelement im Körper (Voxel) entspricht. Die Schwächungswerte werden in der sog. Hounsfield-Skala angegeben. Dabei handelt es sich um eine dimensionslose Dichteskala, bei der Wasser definitionsgemäß einen Wert von 0 Hounsfield-Einheiten (HU) und Luft von -1000 HU hat. Die meisten Organe des Menschen sind dichter als Wasser und haben somit positive HU-Werte [32]. Bei der konventionellen Computertomographie wird der Patient Schicht für Schicht (sequentiell) abgetastet. Während des Scanvorgangs bleibt die Patientenposition unverändert. Zur Aufnahme der nächsten Schicht wird der Patient um eine Schichtdicke auf dem Untersuchungstisch verfahren.

Moderne Geräte arbeiten im Spiralverfahren, bei dem der Patient mit einer konstanten Geschwindigkeit entlang seiner Längsachse durch die Strahlenebene bewegt wird, während die Röntgenröhren-Detektoreinheit (Gantry) konstant rotiert (Abbildung 2).

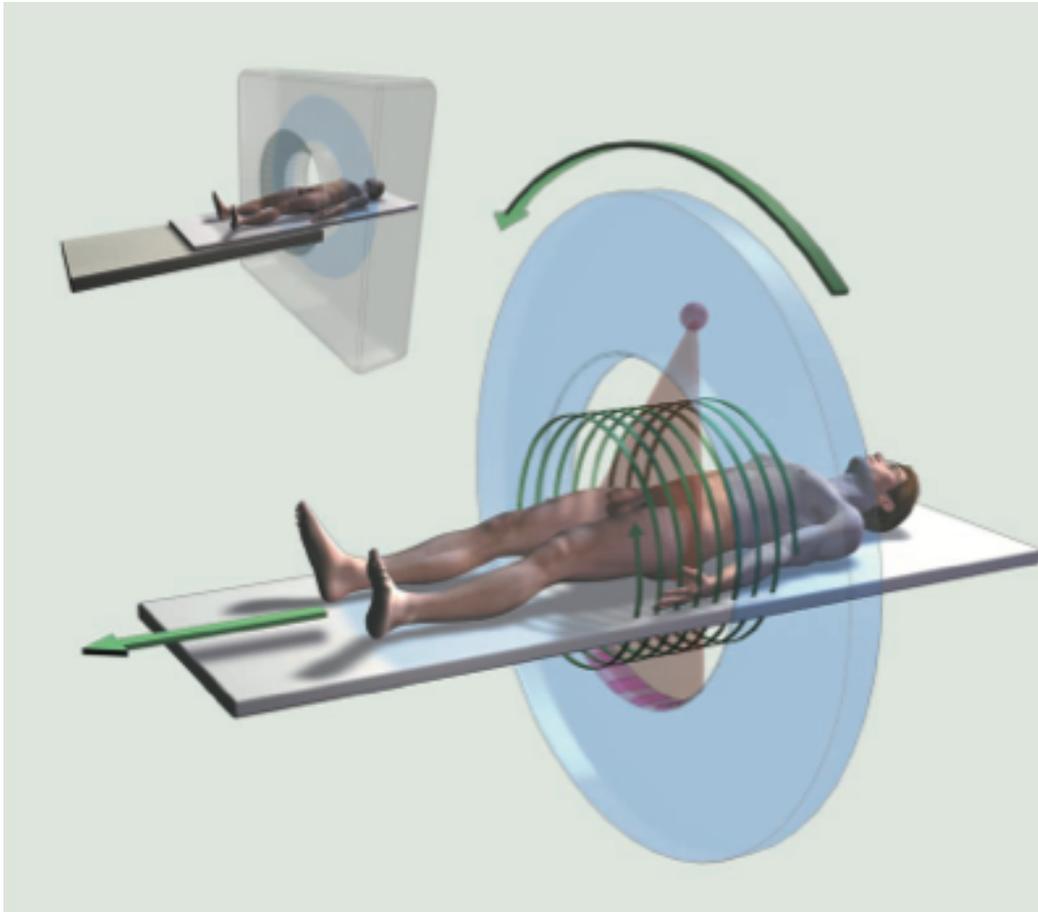


Abbildung 2: Prinzip der helikalen Abtastung in der Spiral-Computertomographie; David J. Brenner, Ph.D. [21]

Damit gleicht die Bahn, die Röntgenröhre und Detektor im Bezugssystem des bewegten Patienten durchlaufen, einer Spirale. Bei lückenloser Erfassung des Untersuchungsvolumens (Volumenaufnahmeverfahren) sind Rekonstruktionen in multiplanaren Bildebenen (axial, sagittal, coronar, oblique) sowie 3D-Rekonstruktionen z. B. mit der „Volume rendering technique“ (VRT) möglich. Bei der Mehrzeilen-Spiral-CT (MSCT) liegen mehrere Detektorreihen nebeneinander und ermöglichen eine noch schnellere Datenerfassung. Diese Leistungssteigerung ermöglicht eine kürzere Scandauer, längere Untersuchungsabschnitte und eine gleichbleibend hohe Ortsauflösung [32]. Moderne Geräte mit Mehrzeilendektorsystemen und Röhrenrotationszeiten im Subsekundenbereich erlauben das Scannen von Organen

oder Körperregionen innerhalb weniger Sekunden. Daher sind MSCT hinsichtlich der klinischen Anwendungsmöglichkeiten aus dem klinischen Alltag nicht mehr wegzudenken und gewinnen immer mehr an Bedeutung. Im Jahre 2005 wurde der erste Dual Source-Computertomograph vorgestellt. Zwei rotierende Röntgenröhren und Detektoreinheiten bewegen sich gleichzeitig im Abstand von 90° um den Patienten, wodurch die Datenakquisition noch schneller erfolgen kann [33]. Mittlerweile sind Computertomographen mit Detektorsystemen mit bis zu 640 Zeilen auf dem Markt erhältlich [34].

2.3.1 Wichtige Aufnahmeparameter bei der Spiral-CT

CT-Geräte werden üblicherweise vom Hersteller mit einer Vielzahl voreingestellter Anwendungsprogramme ausgeliefert. Diese Scanprotokolle enthalten je nach Fragestellung sowohl die zur Erzeugung des CT-Bildes erforderlichen Einstellparameter als auch die jeweils passenden Werte zur Rekonstruktion und Darstellung des Bildes. Die Höhe der Strahlenexposition bei CT-Untersuchungen hängt einerseits von den dosisbestimmenden Faktoren des Gerätes und andererseits von der Wahl der Akquisitionsparameter ab [35].

2.3.1.1 Rotationszeit

Die Rotationszeit ist die Zeit, die für eine 360° -Umdrehung des Röhren-Detektor-Systems benötigt wird [35]. Sie hat einen Einfluss auf die Spiraldauer und damit auf die Abdeckung des Scanbereiches in einer bestimmten Zeit. Modernste CT-Systeme benötigen für eine Rotation weniger als eine halbe Sekunde. Durch kurze Rotationszeiten kann bei gleichem Scanvolumen und gleicher Schichtdicke die Scandauer erheblich reduziert und der Patientenkomfort erhöht werden. Bewegungsartefakte werden nahezu eliminiert [32].

2.3.1.2 Schichtkollimation

Der von der Röntgenröhre emittierte Strahlenkegel wird mit Hilfe von Blenden, den sogenannten Kollimatoren, kontrolliert. Die Schichtkollimation bestimmt die Breite des Röntgenstrahlenbündels und somit die Ortsauflösung in der Patientenlängsachse [35].

2.3.1.3 Tischvorschub pro Röhrenrotation

Ein wesentlicher Parameter bei Spiralaufnahmen in der CT ist der Tischvorschub während einer 360°-Rotation („feed per rotation“) [35]. Je größer der Vorschub gewählt wird, desto schneller (d.h. mit weniger Rotationen) kann eine bestimmte Körperregion gescannt werden. Aus dem Quotienten von Tischvorschub pro Röhrenrotation und Schichtkollimation ergibt sich der Pitch-Faktor [25]. Üblicherweise sind Tischvorschub und Schichtdicke gleich groß (pitch = 1). Ein Pitch < 1 führt zu einer überlappenden Abtastung des Patienten und wird insbesondere zur zeitaufgelösten Computertomographie des Herzens genutzt. In anderen Körperregionen ist ein solcher Pitch nur in Ausnahmesituationen sinnvoll. Bei Pitch-Werten > 1 wird die Spiralkurve, welche die Bahn von Röntgenröhre und Detektoreinheit beschreibt, weiter auseinandergezogen und kann zu einer lückenhaften Abtastung des Patienten und Einschränkungen der Bildqualität führen. Ein Pitch von 0 (kein Tischvorschub) entspricht der sequentiellen Computertomographie [35,36].

2.3.1.4 Röhrenspannung [kV]

Die Röhrenspannung bestimmt die mittlere Energie der Röntgenquanten, die von der Röntgenröhre emittiert werden. Mit zunehmender Röhrenspannung wachsen die Dosisausbeute des Strahlers und die Durchdringungsfähigkeit (Härte) der Strahlung. Höhere Spannungen werden in erster Linie zur Leistungs- und Bildqualitätssteigerung insbesondere bei großen Objektdurchmessern benutzt [35].

2.3.1.5 Röhrenstrom-Zeit-Produkt [mAs]

Der Röhrenstrom [mA] bestimmt die Anzahl der pro Sekunde [s] von der Röntgenröhre emittierten Röntgenquanten. Bei der MSCT wird als Röhrenstromzeitprodukt ein sogenannter effektiver mAs-Wert (mAs_{eff}), also das Produkt aus Röhrenstrom und Belichtungszeit pro Schicht (Rotationszeit x Kollimation/Tischvorschub) verwendet. Der mAs_{eff} ist proportional zur applizierten Strahlendosis während einer Röhrenrotation [32]. Die Auswahl der Röhrenstromstärke hängt von der jeweiligen Untersuchung ab. Höhere mAs-Werte verringern das Bildrauschen und verbessern damit die Erkennbarkeit geringer Kontraste. Insbesondere für Weichteildarstellungen, in Regionen mit niedrigem

Kontrast (typischerweise Abdomen und Gehirn), werden höhere Dosen und höhere Schichtstärken benötigt [35].

2.4 Automatische Röhrenstrommodulation

Während bei konventioneller Röntgendiagnostik die Verwendung einer Belichtungsautomatik (Automatic Exposure Control, AEC) seit vielen Jahren Standard war, wurde der Röhrenstrom bei Computertomographen traditionell während der gesamten Aufnahme konstant gehalten [37]. Im Vergleich zur analogen Film-Folienkombination werden CT-Bilder niemals überbelichtet. Sie sind nie „zu hell“ oder „zu dunkel“. Der CT-Datensatz wird zur graphischen Darstellung einer bestimmten Schwächung relativ zu Wasser mit einem mathematischen Algorithmus bearbeitet, so dass die CT-Bilder immer korrekt strahlenexponiert erscheinen [38]. Die häufigste angewandte Methode die durch CT-Untersuchungen applizierte Strahlendosis zu verringern ist die manuelle Voreinstellung eines niedrigeren Röhrenstromwertes in Abhängigkeit des Gewichts oder des Alters des Patienten mit Scanprotokollen aus der klinischen Routine [39]. Mehrere Studien konnten aufzeigen, dass so genannte low-dose CTs mit reduzierter Einstellung des Röhrenstroms eine Alternative zur Messung mit konstantem Röhrenstrom mit zufriedenstellender Bildqualität sein können [39]. Bei einer einzelnen CT-Untersuchung werden häufig verschiedene Körperregionen mit unterschiedlichem Schwächungskoeffizienten gescannt. In den Standardprotokollen werden die mAs-Werte den Körperregionen mit der größten Röntgenschwächung angepasst. Die etablierten Standardprotokolle zur Gewährleistung einer adäquaten Bildqualität sind einem Patienten mit durchschnittlicher Körperkonstitution angepasst. Dieses Vorgehen birgt die Gefahr, dass schlankere Patienten mit einer unnötig hohen Dosis exponiert werden. Im Gegensatz dazu kann für adipöse Patienten eine schlechtere Bildqualität resultieren [40].

Erste Konzepte zur Reduzierung der Strahlenexposition durch Anpassung des Röhrenstroms unter Beibehalten der Bildqualität wurden bereits im Jahre 1981 von Haaga et al. publiziert [41]. Im Jahre 1994 brachte GE Medical Systems das erste kommerziell erhältliche Röhrenstrommodulations-System auf den Markt. Dadurch wurde eine Dosisreduktion bis 20 % möglich [42]. Kalender et al. berichteten über eine möglich Reduktion der Dosis bis zu 40% in elliptischen Körperregionen durch anatomiebasierte Röhrenstrommodulation [43]. Hierbei handelt es sich um apparative

Vorkehrungen, die die zu applizierenden Röhrenströme oder Röhrenstrom-Zeit-Produktwerte automatisch an die individuellen Absorptionsverhältnisse des Patienten anpassen [35]. Ziel ist dabei eine Einsparung der Strahlendosis für den Patienten und für den Radiologen ein konstantes, niedriges Bildrauschniveau [44].

In den Folgejahren verbreitete sich die Implementierung der Röhrenstrommodulation nicht nur aufgrund der Bedenken der Bevölkerung und der CT-Anwender in Bezug auf die Strahlenexposition, sondern auch weil die Dosismodulation als Marketinginstrument der Hersteller entdeckt wurde [38]. Unter den verschiedenen technischen Annäherungen zur Reduktion der Patientendosis im CT hat sich die automatische Röhrenstrommodulation etabliert und erhielt Einzug in die klinische Routine [45]. Mittlerweile werden Computertomographen aller namhaften Hersteller mit AEC-Systemen ausgestattet. Die Anpassung des Röhrenstroms an die sich mit jedem Projektionswinkel ändernde Schwächung ermöglicht eine effizientere Nutzung der verfügbaren Röhrenleistung. Dadurch soll ein annähernd homogenes Bildrauschniveau bei niedriger Patientendosis erreicht werden [31]. Die Wahl eines reduzierten Röhrenstroms ist die am häufigsten angewendete Methode die Strahlenexposition des Patienten bei der Computertomographie zu senken [39].

2.4.1 Dosismodulation CARE Dose[®] (DM_{2D})

Bei der zirkulären Winkelröhrenstrom-Modulation CARE Dose[®] (Siemens Healthineers, Erlangen) handelt es sich um eine Röhrenstromanpassung an Körperregionen, deren Querschnitt deutlich von einer Kreisform abweicht. Diese Regionen sind durch unterschiedliche Schwächungen der Röntgenstrahlung je nach Projektionsrichtung gekennzeichnet. Besonders ausgeprägt trifft dies auf Schulter- und Hüftgelenksregion zu. Bei DM_{2D} werden bei jeder Röhrenrotation Schwächungsdaten in der x-/y-Richtung während der ersten 180°-Drehung der Röntgenröhre gemessen [38]. DM_{2D} schätzt nun die Modulationsfunktion mittels eines Schwächungsprofils der gescannten Körperregion. Mit der Verzögerung einer halben Röhrenrotation wird diese algorithmische Funktion zur Modulation des Röhrenstromes genutzt [39]. Der Anwender entscheidet sich für einen sogenannten effektiven mAs-Wert ($mAs_{eff.}$) und der Röhrenstrom wird für die Projektionswinkel mit niedrigem Schwächungsprofil in der x/y-Ebene unterhalb des angegebenen Wertes reduziert [44]. So wird der mA-Wert in den Projektionen mit geringer Schwächung -meist frontal- deutlich abgesenkt, in

Projektionen mit hoher Schwächung -meist lateral- angehoben. Dadurch wird der Photonenfluss am Detektor bei der Rotation der Röntgenröhre um den Patienten harmonisiert [38].

2.4.2 Dosismodulation CARE Dose 4D[®] (*DM_{4D}*)

Die Belichtungsautomatik CARE Dose 4D[®] (Siemens Healthineers, Erlangen) kombiniert zwei Arten von Röhrenstrommodulationen miteinander: die Winkelröhrenstrom-Modulation in x-/y-Richtung und die Axialröhrenstrom-Modulation in z-Richtung [38]. Bei der z-achsenabhängigen Röhrenstrommodulation wird das Schwächungsprofil entlang der in Scanrichtung verlaufenden z-Achse basierend auf einem Einzeltopogramm in anterior-posteriorer oder in lateraler Projektion gemessen. Für die dazu senkrechte Richtung wird das Profil algorithmisch geschätzt und somit der Röhrenstrom für die jeweilige Scanregion ermittelt. Die z-Achsen-Modulation basiert auf einer Bildqualitäts-Referenz-mAs ($mAs_{Ref.}$), die der Benutzer einstellt, um entsprechend der diagnostischen Anforderungen die gewünschte Bildqualität für die Bildrekonstruktionen zu gewährleisten [39]. Die herstellerseitig festgelegten Scanprotokolle für den Erwachsenen (adult) basieren auf einem Referenzpatienten mit 80 kg und für das Kind (child) mit 20 kg Körpergewicht [38]. Da noch eine große Variation der Schwächung in axialer Richtung besteht, wird diese Dosisautomatik mit der winkelabhängigen Röhrenstrommodulation kombiniert. Die Modulationsbreite in x-/y- Richtung wird durch den minimalen (a.p.) und den maximalen (lateralen) mA-Wert, resultierend aus dem Schwächungsprofil des Topogramms, vorgegeben. Auf der Basis des Topogramms bestimmt ein Algorithmus, ob Körperregionen des Patienten schlanker oder adipöser sind als bei dem Referenzpatienten [46]. Diese Technik wird dann für schmale Körperregionen den Röhrenstrom vermindern und für ausgedehnte Körperregionen entsprechend erhöhen. Die Modulationsamplitude für den Röhrenstrom kann seitens des Benutzers variiert werden. Jede der drei Modulationsstärken (weak, average und strong) für schlanke Körperregionen (slim) kann mit den drei Modulationsstufen adipöser (obese) Körperregionen kombiniert werden. Daher ergeben sich neun verschiedene Kombinationen [47]. In den Werkseinstellungen ist die Option „average“ voreingestellt [48]. Die kombinierte Röhrenstrommodulation in x/y/z-Ebene ist die vielversprechendste Methode, die Strahlenexposition in der Computertomographie zu reduzieren [9]

2.5 Abdomen-CT-Untersuchung

Die Hälfte aller CT-Untersuchungen werden im Bereich des Körperstamms durchgeführt. Ein nicht unerheblicher Teil sind Abdomen-CT-Untersuchungen [21]. Die Computertomographie des Abdomens ist aufgrund des breiten Indikationsspektrums eine der häufigsten CT-Untersuchungen in Deutschland. Beurteilbar sind neben den intra- und retroperitoneal gelegenen Organen auch die Blutgefäße, das Lymphsystem, sowie bindegewebige, muskuläre und knöcherne Strukturen. Die Abdomen-CT gibt häufig richtungweisende Informationen in der Diagnostik und ist nicht selten entscheidend für die therapeutische Behandlung des Patienten. Anwendung findet die Abdomen-CT z.B. bei Patienten mit benignen und malignen Tumoren, akutem Abdomen, infektiösen Prozessen im Bauchraum und zur Beurteilung intraabdomineller Traumafolgen. Mettler et al. dokumentiert in einer Studie, dass bei einer Vielzahl der Abdomen-CT-Untersuchungen mehrere CT-Scans pro Tag durchgeführt werden. Bei 30 % der Patienten werden mehr als drei Scans, bei 7 % mehr als fünf und bei immerhin 4 % der Patienten mehr als neun oder mehr Scans durchgeführt [49]. So werden Dosiswerte überschritten bei der eine erhöhte Inzidenz zur Induktion von Malignomen in Studien beschrieben wurde [50]. Die höchsten absorbierten Gewebsdosiswerte von Patienten werden durch die Exposition des Patienten mit Röntgenstrahlen in der Computertomographie erreicht. Eine konventionelle Röntgenaufnahme des Abdomens resultiert in einer Magendosis von ungefähr 0,25 mGy. Im Vergleich dazu führt eine Abdomen-CT-Untersuchung zu einem 50-fach höherem Organdosiswert für den Magen [21]. Obwohl das Risiko einer einzelnen CT-Untersuchung am Patienten häufig vernachlässigbar erscheint, spielt die ansteigende Strahlenexposition der Bevölkerung durch die Computertomographie eine zunehmende Rolle für das Gesundheitswesen [21].

2.5.1 Körperkonstitution

In der Europäischen Union ist mehr als die Hälfte der erwachsenen Bevölkerung übergewichtig (BMI 25 - 30 kg m⁻²) oder extrem adipös (BMI > 30 kg m⁻²). Die Prävalenz für Übergewicht übersteigt in 15 von 27 EU-Ländern sogar die 50 %-Marke. Die Rate der Übergewichtigen hat sich in der EU in den letzten 20 Jahren verdoppelt, so dass der CT-Anwender in Zukunft immer mehr mit übergewichtigen Patienten konfrontiert sein wird [51]. Insbesondere in der Computertomographie des Abdomens spielen

Körperumfang, -form und -konstitution des Patienten in Bezug auf die Dosisreduktion und Bildqualität eine große Rolle. Dabei durchdringt der Röntgenstrahl beim Übergewichtigen eine Scanregion mit höherem Schwächungskoeffizienten als beim Schlanken. Der Röntgenstrahl wird auf dem Weg zum gegenüberliegenden Detektor abgeschwächt, so dass durch den geringeren Photonenfluß am Detektor das Bildrauschen zunimmt und die diagnostische Verwertbarkeit des CT-Bildes verschlechtert wird. Daher wurde in den Standard-CT-Protokollen der Röhrenstrom für adipöse Patienten entsprechend angehoben. Eine zu hohe Zahl von Röntgenquanten, die auf einen Detektor treffen, führen wegen der linearen Dosis-Wirkungsbeziehung nicht zu einer Beeinträchtigung der Bildqualität. Eine unnötig hohe Strahlenexposition würde von dem Untersucher hinsichtlich des subjektiven Bildeindrucks nicht bemerkt [37], während bei konventionellem analogem Röntgen eine Überbelichtung mit Informationsverlust die Folge wäre. Dadurch waren CT-Anwender nicht gezwungen das Röhrenstromzeitprodukt beim Scannen von schlanken Patienten oder Kindern anzupassen, so dass Patienten zum Teil mit einer exzessiven Dosis exponiert wurden. Im Zweifel wurde die Dosis für adipöse Patienten noch erhöht um ein hohes Bildrauschen zu vermeiden [38]. Durch Einführung der automatischen Röhrenstrommodulation wird bei gleichzeitiger Dosisersparnis eine adäquate Bildqualität für unterschiedliche Körperkonstitutionen in der CT-Bildgebung gewährleistet [52,53].

2.6 Ziel der Arbeit

Seit Einführung der Mehrschichtcomputertomographie in den späten 90er Jahren [6] entwickelte sich diese Technologie rasant. Aufgrund der Einfachheit längere Körperabschnitte und dünnere CT-Schichten in kürzerer Untersuchungszeit mit exzellenter Bildqualität zu scannen, hat sich dieses Untersuchungsverfahren als diagnostischer Standard etabliert und ist im klinischen Alltag unverzichtbar [8,9]. Als Folge ergibt sich eine zunehmende medizinische Strahlenexposition der Patienten. Nicht nur aufgrund des zunehmenden öffentlichen Interesses hat die Suche nach technischen Möglichkeiten der Dosisersparung und auch der Abbildungsqualität der anatomischen Strukturen in der Weiterentwicklung der Technologie an Bedeutung gewonnen. In Folge dessen sind verschiedene Systeme zur Reduktion des Röhrenstroms unter Gewährleistung einer diagnostisch verwertbaren Bildqualität von den CT-Herstellern auf dem Markt erhältlich [54]. In vielen Studien wird die Modulation des Röhrenstroms in Abhängigkeit von der Anatomie des Patienten zur Dosisoptimierung in den Fokus gestellt [55,56]. Die in dieser Arbeit verwendete winkelabhängige Dosismodulationstechnik DM_{2D} moduliert den Röhrenstrom mit einer Verzögerung einer halben Röhrenrotation in der Transversalebene des Patienten. Die Weiterentwicklung DM_{4D} moduliert zusätzlich entlang der Längsachse des Patienten. Ziel dieser Arbeit ist die Untersuchung des Potentials der Dosisersparung von DM_{2D} und DM_{4D} in Abdomen-CT-Untersuchungen am 16-MSCT im Vergleich zu Untersuchungen mit konstantem Röhrenstrom in Abhängigkeit verschiedener Körperkonstitutionen. Verwendet wird dabei ein Alderson-Rando-Phantom, welches mit fettäquivalenten Schalen ummantelt wird, so dass ein schlanker, ein durchschnittlicher und ein adipöser Patient simuliert werden kann. Die Strahlendosis wird unter Verwendung von Thermolumineszenzdetektoren, die im Phantom an definierten Messpunkten positioniert werden, gemessen. Des Weiteren ist es von Interesse, ob sich bei eventueller Dosisersparnis, eine diagnostisch verwertbare Bildqualität gewährleisten lässt. Als Maß für die Bildqualität der Einzeluntersuchungen wird das Bildrauschen in mehreren CT-Schichten ermittelt.

3 METHODIK

3.1 Alderson-Rando-Phantom

Das antropomorphe Alderson-Rando-Phantom[®] (Alderson Research Laboratories Inc., Stamford, CT, USA) (Abbildung 3) dient der intrakorporalen Messung der Ortsdosis mit Thermolumineszenzdosimetern (TLD). Das verwendete Phantom besteht aus einem menschlichen Skelett, welches von einer Isocyanatgummimasse mit einer körperäquivalenten Dichte (Weichteil $0,985 \text{ g/cm}^3$, Lunge $0,3 \text{ g/cm}^3$) umgeben ist. Es besitzt somit vergleichbare Absorptions- und Streueigenschaften gegenüber Röntgenstrahlen wie menschliches Gewebe. Die Körpermaße des Phantoms entsprechen einer Person mit 173 cm Körpergröße und einem Gewicht von 73,5 kg [57,58]. Das Alderson-Rando-Phantom ist als Referenzperson für Dosismessungen sehr gut geeignet [25]. Das Phantom ist in axiale Scheiben mit einer Stärke von 2,5 cm zerlegbar. Die Schichten sind mit Bohrungen im Abstand von 3 cm versehen in die Dosimeter platziert



Abbildung 3: Alderson-Rando-Phantom

werden können. Die TLDs werden mit einer Vakuumpipette in zylindrische Plexiglascontainer eingebracht, die in den 6 mm-Bohrungen der Phantomscheiben fixiert werden können.

3.1.1 Erweiterungsringe

Zur Simulation von drei Körperkonstitutionstypen wird das Alderson-Rando-Phantom mit maßangefertigten Erweiterungsringen² aus Polyurethan mit einer Stärke von 3 und 6 cm ummantelt. Diese weisen bei einer Röhrenspannung von 120 kV Röhrenspannung

² Maßanfertigung, QRM GmbH, Möhrendorf, Deutschland

fettäquivalente Werte von - 80 bis - 100 Hounsfield-Einheiten (HU) auf. Die transversalen Durchmesser des Alderson-Phantoms oberhalb der Crista iliaca betragen ventro-dorsal bzw. lateral 22 x 29 cm und werden durch die Erweiterungsringe auf 28 x 35 cm bzw. 34 x 41 cm verändert (Abbildung 4). Die Erweiterungsringe decken den Scanbereich einer CT-Untersuchung des Abdomens und des Beckens ab.

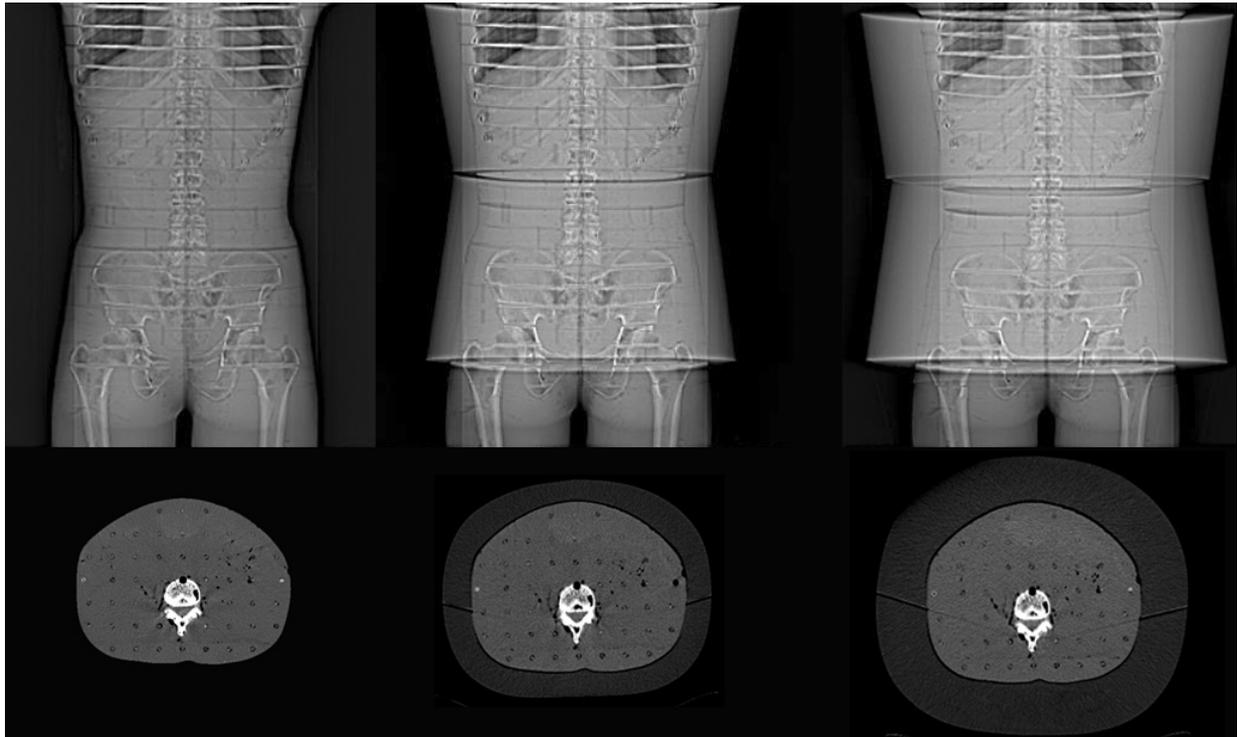


Abbildung 4: Topogramm und axiale CT-Schichten des 0 cm-Phantoms und des 3 cm- und 6 cm-Phantoms mit Erweiterungsringen

3.1.2 Dosimeterposition

Zur Bestimmung der Positionen der einzelnen Dosimeter als definitive Messpunkte werden Computertomogramme des Abdomens von 20 Patienten ohne Organpathologien ausgewertet. Es werden zunächst die Bohrlochpositionen in den einzelnen Scheiben des Alderson-Rando-Phantoms in der koronaren Ausrichtung mit den Buchstaben von A bis J und in sagittaler Ausrichtung mit den Zahlen von 1 bis 8 benannt. Mit der Bildbearbeitungssoftware Adobe Photoshop 7.0 Professional® (Adobe Systems Incorporated, San José, CA, USA) wird das Koordinatennetz der Phantomschichten mit den korrespondierenden CT-Schichten der aus dem

klinikeigenen Bildarchiv extrahierten Patientendatensätzen mit annähernd dem Phantom gleichender Konstitution fusioniert.

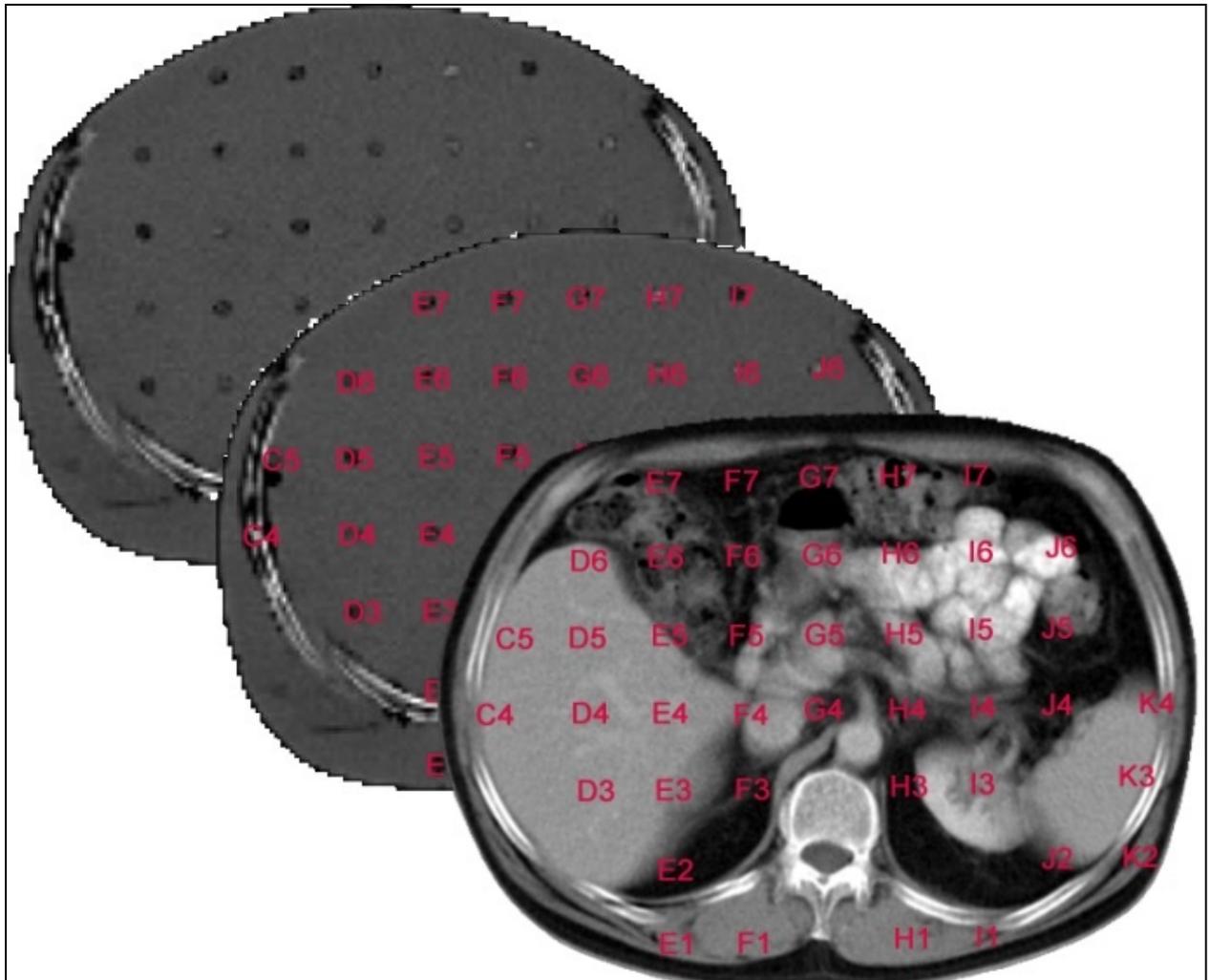


Abbildung 5: Definition eines Koordinatensystems im Alderson-Rando-Phantom und Bestimmung der Organlokalisierung mit einer Bildbearbeitungssoftware durch Image-Fusion

Zur Berücksichtigung der Volumenverteilung von Organen werden zum Teil mehrere Messpunkte innerhalb einer Phantomschicht und schichtübergreifend definiert. Um das Volumen größerer Organe (z. B. Leber) zu erfassen, werden mehrere schichtübergreifende Messpunkte mit Dosimetern bestückt. Für kleinere Organe (z. B. Nebenniere) werden Container mit drei TLDs an einer Bohrlochposition im Phantom platziert.

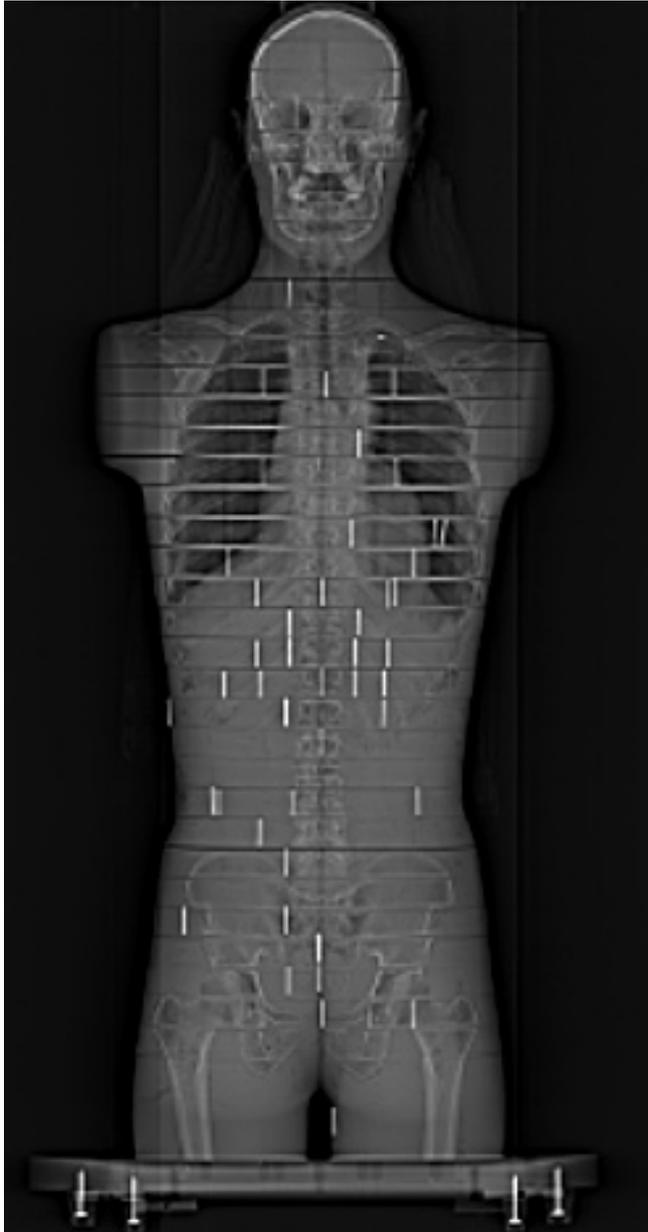


Abbildung 6: Gonadenschutz für Männer [59]

Abbildung 7: Topogramm des 0 cm-Phantoms mit röntgendichten Metallstäben in den Bohrungen zur Markierung der Dosimeterpositionen

In der klinischen Routine werden bei männlichen Patienten CT-Untersuchungen mit Gonadenprotektion durchgeführt. Um den CT-Scan zu simulieren werden vier TLD in an zuvor markierten Positionen auf der Innenseite des Gonadenschutzes RP280[®] (MAVIG GmbH, München) mit einem Bleigleichwert von 1.0 mm Pb platziert.

3.2 Thermolumineszenz-Dosimetrie

Thermolumineszenzdetektoren zählen zur Kategorie der Festkörperdetektoren und speichern einen Teil der eingestrahelten Energie (z. B. ionisierende Strahlen) in metastabilen Energieniveaus und emittieren unter Erhitzung die gespeicherte Energie in Form von Lichtquanten. Diese können mit einer Auswerteeinheit quantitativ nachgewiesen werden [60].

3.2.1 TLD-100 rods

Als Dosimeter werden 100 zylindrische Lithiumfluorid-Thermolumineszenzdosimeter (1 x 1 x 6 mm) verwendet, die mit ca. 0,02 % Mg und ca. 0,001 % Ti als TLD-100 rods[®] (Thermo Fisher Scientific Inc., Waltham, USA) dotiert sind.

Der Hersteller gibt einen Messbereich von 100 pGy bis 10 Gy mit einer Messgenauigkeit der annähernd gewebeäquivalenten Dosimeter von $\pm 2\%$ an.

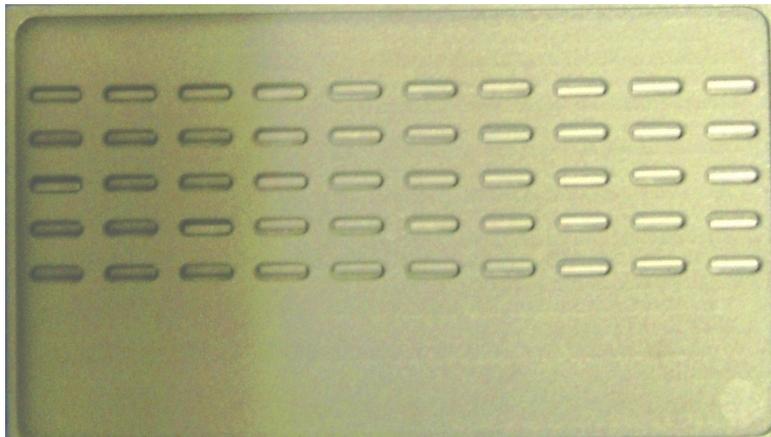


Abbildung 8: TLD-100 rods auf einer Trägerplatte

Thermolumineszenzdetektoren können nur als Relativedosimeter verwendet werden, da ihre Anzeige in quantitativ nicht vorhersagbarer Weise von den individuellen Eigenschaften des Detektormaterials abhängt. Daher müssen die TLDs in geeigneten Referenzstrahlenfeldern individuell kalibriert werden [60].

3.2.2 Kalibrierung der TLD

Um die gemessene Ladung [C] in einen Dosiswert [Gy] zu konvertieren, wird ein Kalibrierfaktor bestimmt. Für jedes einzelne TLD-100 rod wurde am Landesinstitut für Messung und Eichwesen (LME Berlin) bei einer definierten Strahlenqualität mit 100 kV im Vergleich zu einem geeichten Referenzdosimeter ein Kalibrierfaktor in der Einheit [mGy/nC] bestimmt. Durch den Vergleich mit entsprechenden Glühkurven wurde für eine Strahlenqualität mit 120 kV ein Konversionsfaktor von 0,92 und für 140 kV ein Konversionsfaktor von 0,95 ermittelt.

3.2.3 Auswertung der TLD

Um konstante Auswertebedingungen zu gewährleisten, erfolgt das Auslesen der TLDs direkt nach der Abdomen-CT-Untersuchung. Zur Quantifizierung der in den TLDs gespeicherten Energie werden diese nach der Strahlenexposition einem Ausheizofen PTW-TLDO 1321[®] (PTW, Freiburg) (Abbildung 9) zugeführt. Der Heizzyklus besteht aus einer Vorheizzone, einer Lesezone und einer Nachheizzone. In der Vorheizzone werden die TLDs durch eine thermische Vorbehandlung stabilisiert und für 10 Minuten einer Temperatur von 100 C° ausgesetzt. Dadurch werden Elektronen aus energetisch hoch liegenden Zwischenzuständen heraus gelöst, so dass Niedrigtemperaturpeaks nicht an der Gesamlichtausbeute beteiligt sind (Pre-annealing) [60].

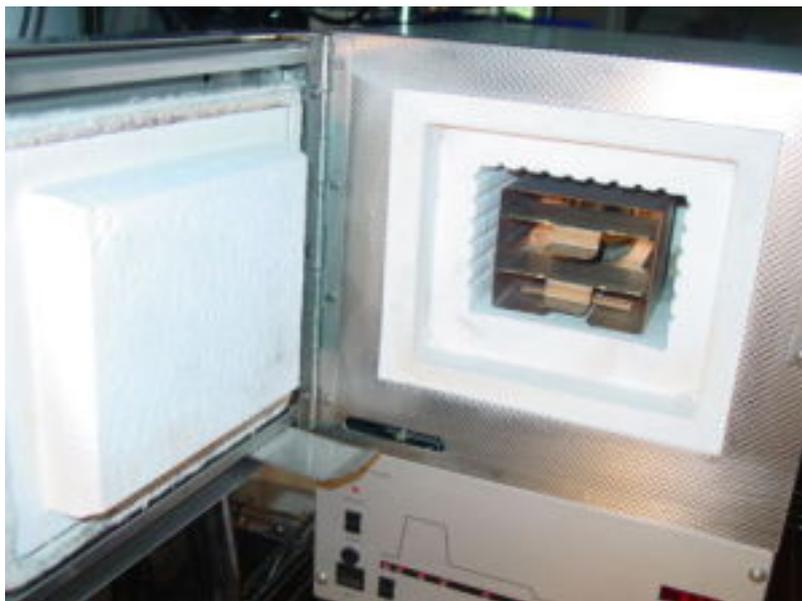


Abbildung 9: Ausheizofen PTW-TLDO 1321 für das Pre- und Postannealing von TLDs (PTW-Freiburg)

In der Lesezone werden die TLDs in einer Auswerteeinheit Harshaw QS 5500[®] (Thermo Fisher Scientific Inc., Waltham, USA) automatisch in die Messkammer eingebracht und einer Temperatur bis zu 350 °C ausgesetzt, um Thermolumineszenz zu erreichen. Gleichzeitig wird das emittierte Licht von einem Photomultiplier registriert [60].



Abbildung 10: Auswerteeinheit Harshaw QS 5500[®], Photomultiplier [61]

Um ein konstantes Ansprechvermögen zu erzielen, werden die TLDs nach dem Auslesen im Heizofen einem Regenerationsprozess (Post-annealing) unterzogen, um die eventuell verbliebenen Dosisinformationen von den TLDs zu löschen [60]. Die Detektoren werden hierbei bis auf 400 °C erhitzt. Der Zeitaufwand für die Positionierung der TLDs im Alderson-Rando-Phantom und Durchführung der Abdomen-CT mit anschließender Auswertung der TLDs im Ausheizofen beträgt etwa acht Stunden.

3.3 Computertomographie des Abdomens

In dieser Studie werden Abdomen-CTs mit einem Alderson-Rando-Phantom durchgeführt. Die Messungen erfolgen am 16-MSCT Somatom Sensation 16[®] (Siemens Healthineers, Erlangen). Der Untersuchungsablauf wird einer in der klinischen Routine ablaufenden einphasigen Abdomen-CT-Untersuchung angepasst. Jeder der drei

Phantomkonstitutionstypen wird in CT-Untersuchungen mit dem Standardprotokoll ohne Röhrenstrommodulation und mit der softwarebasierten automatischen Röhrenstrommodulationstechnik DM_{2D} und DM_{4D} gemessen. Jede dieser Untersuchungen wird dreimal wiederholt, so dass insgesamt 27 Abdomen-CT-Untersuchungen ausgewertet werden.

3.3.1 Akquisitionsparameter des CT

Unter Berücksichtigung der Scanprotokolle aus der klinischen Routine und entsprechend der Empfehlung des Herstellers [39] werden spezifische Untersuchungsprotokolle für jeden Konstitutionstyp (Tabelle 1) verwendet.

Phantom	Standardprotokoll		DM _{2D}		DM _{4D}	
	kV	mAs	kV	mAs _{eff.}	kV	mAs _{Ref.}
0 cm	120	140	120	140	120	180
3 cm	140	180	140	180	140	180
6 cm	140	240	140	240	140	180

mAs_{eff.} = Effektiv mAs, mAs_{Ref.} = Bildqualitätsreferenz mAs

Tabelle 1: Untersuchungsparameter (kV/mAs) für das Alderson-Rando-Phantom unterschiedlicher Körperkonstitution

Die mAs-Modulationstärke für DM_{2D} und DM_{4D} wird entsprechend der Grundeinstellung des Herstellers für alle Körperregionen auf „average“ eingestellt (obese – average, slim – average). Die CT-Untersuchungen werden bei einer Rotationszeit von einer Sekunde mit einer Kollimation von 16 x 1,5 mm und einem Tischvorschub von 24 mm pro 360°-Rotation durchgeführt. Das entspricht einem Pitchfaktor von 1,0. Das Alderson-Rando-Phantom wird mit dem Kopf voran und in Rückenlage bei gleicher Tischhöhe und in gleicher Liegeposition auf der Untersuchungsfläche des CTs positioniert. Der Scan für das initiale Topogramm erfolgt standardisiert bei antero-posteriorer Röhrenposition mit einer Topogrammlänge von 768 mm bei 120 kV Röhrenspannung und 100 mAs Röhrenstrom. Der Scanbereich für die Abdomen-CT wird von der Kuppe des Zwerchfells und den Tuber ischiadici des Alderson-Rando-Phantoms begrenzt. Das entspricht einer Scanlänge von 470 mm für die Abdomen-CT-Untersuchung.

3.4 Bestimmung der Organdosis

Die Organdosis ist die in einem bestimmten Organ absorbierte Energie, dividiert durch die Masse des betreffenden Organs. Die Organdosis wird in der Einheit [mSv] angegeben [35]. Die Organdosis der in dieser Arbeit durchgeführten CT-Untersuchungen resultiert aus dem Mittelwert dreier Einzelmessungen der Ortsdosis pro Position eines mit TLD bestückten Plexiglascontainers. Auf der Basis der gemessenen Ladungsmenge in der Einheit [C] werden für das einzelne TLD durch Multiplikation mit dem Kalibrierungsfaktor [mGy/nC] Dosiswerte in den Einheiten [mGy] und [mSv] errechnet. Die Datenverwaltung und -verarbeitung erfolgte mit Microsoft Excel 2011[®] (Microsoft Corporation, Redmond, USA). Wird ein Organ durch mehrere Containerpositionen dosimetrisch erfasst, ergibt sich die Organdosis durch den Mittelwert der Ortsdosis der einzelnen Messpunkte. Die gewichtete Organdosis errechnet sich durch Multiplikation der jeweiligen Organdosiswerte mit den Gewebewichtungsfaktoren nach ICRP103 [62].

3.5 Bestimmung der Effektiven Dosis

Die Effektivdosis [mSv] ist ein in vielen Studien untersuchter Messparameter zum Vergleich der Größenordnung von Patientendosen für unterschiedliche Untersuchungsmodalitäten [50]. Es werden Organdosiswerte von Teilkörperexpositionen so umgerechnet, als ob sie aus einer gleichmäßigen Ganzkörperexposition herrührten [35,63]. Somit lassen sich die patientenbezogenen Effektivdosiswerte verschiedener Untersuchungsmethoden (z.B. konventionelles Röntgen, CT) in Bezug auf die Strahlenexposition miteinander vergleichen [64].

Die Effektive Dosis E errechnet sich nach ICRP103 [62] aus der Summe der gewichteten Mittelwerte der einzelnen Organdosiswerte bestimmter strahlensensibler Organe oder Gewebe (Gleichung 1).

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T$$

E = Effektive Dosis [mSv]
 w_T = Gewebewichtungsfaktor
 H_T = Organdosis in dem Gewebe

Gleichung 1: Berechnung der Effektiven Dosis nach ICRP103

Eine Auflistung der für die Berechnung der Effektiven Dosis definierten Organe und Organsysteme mit Gewebewichtungsfaktoren liefert Tabelle 2.

Gewebe	w_T
Knochenmark (rot), Kolon, Lunge, Magen, Brust, restliche Organe*	0,15
Keimdrüsen (Hoden, Ovarien)	0,08
Blase, Oesophagus, Leber, Schilddrüse	0,04
Knochenoberfläche, Gehirn, Speicheldrüsen, Haut	0,01
Summe	1,00

* restliche Gewebe: Nebennieren, Obere Atemwege, Gallenblase, Herz, Nieren, Lymphknoten, Muskelgewebe, Mundschleimhaut, Bauchspeicheldrüse, Prostata(m), Dünndarm, Milz, Thymus, Gebärmutter/Gebärmutterhals(w)

Tabelle 2: Organe und entsprechende Gewebewichtungsfaktoren w_T nach ICRP103

Die Gewichtung eines Organs hängt von der relativen Strahlensensitivität des Gewebes ab. Zu den Restorganen zählen eine Reihe zusätzlicher Organe mit geringerer Strahlenempfindlichkeit [35]. Die Gruppe dieser Restorgane umfasst beim männlichen Phantom die Prostata. Dementsprechend werden beim weiblichen Phantom die Ovarien gewertet. Die Summe sämtlicher Gewebewichtungsfaktoren (w_T) ist dabei 1 [62].

In dieser Arbeit wird die Organdosis der Knochenoberfläche und des roten Knochenmarks aufgrund der topographischen Nähe der Strukturen in der gleichen Bohrung des Alderson-Rando-Phantoms gemessen. Da diese Gewebe nur anteilig im Scanbereich liegen wird der in die Berechnung eingehende Dosisanteil korrigiert. Die Organdosis des roten Knochenmarks und der Knochenoberfläche geht jeweils mit einem Anteil von 50 % [65] in die Berechnung der Effektivdosis ein. Entsprechend der Neuner-Regel nach Wallace wird der Anteil der Hautdosis auf 25 % geschätzt [66]. Die Effektive Dosis der Gesamtuntersuchung - Übersichtstopogramm und Einphasen-CT-Untersuchung - wird durch Addition der gewichteten Organdosen ermittelt und getrennt für das weibliche und männliche Phantom aufgelistet.

3.6 Ermittlung des Bildrauschens

Das Bildrauschen in den CT-Schichten ist ein Maß für die Schwankungen der gemessenen Dichtewerte und ein wesentlicher Faktor für die Bestimmung der Bildqualität. Die objektive Bestimmung des Bildpunktrauschens erfolgt in dieser Studie durch Berechnung der Standardabweichung der Dichtewerte [32] in Hounsfield-Einheiten innerhalb einer kreisförmigen ROI (ROI=region of interest) mit einer Kreisfläche von $4,76 \text{ cm}^2$. Das arithmetische Mittel der Standardabweichung für die jeweiligen ROIs können als Maß für das Bildrauschen in der jeweiligen CT-Schicht akzeptiert werden [44].

Mehrere ROIs werden zentral und peripher in den 5 mm-Einzelschichten mit der CT-Software eingezeichnet. Diese markieren jeweils eine kreisförmige homogene Region zwischen den Bohrungen der Phantomscheibe, so dass das gemessene Bildrauschen schichtübergreifend gemessen werden kann. Es werden in allen 5 mm-Einzelschichten der jeweiligen Abdomen-CT-Untersuchungen sechs ROIs ausgewertet und miteinander verglichen. Die korrespondierende mAs_{eff} wird für jede der 5 mm-Schichten abgelesen und dokumentiert.

4 ERGEBNISSE

4.1 Organdosis

Die nach ICRP103 definierten Organdosiswerte [mSv] \pm Standardabweichung zur Berechnung der Effektivdosis der einzelnen CT-Untersuchung werden in den Tabellen 3, 4 und 5 aufgeführt. Die drei Konstitutionstypen (0 cm, 3 cm, 6 cm) werden mit konstantem Röhrenstrom (-), DM_{2D} und DM_{4D} untersucht.

Phantom 0 cm	0 cm -	0 cm DM_{2D}	0 cm DM_{4D}
Knochenmark(rot)	7,8 \pm 0,5	7,3 \pm 0,6	3,9 \pm 0,8
Kolon	17,8 \pm 3,1	16,8 \pm 3,7	9,0 \pm 0,4
Lunge	7,7 \pm 4,3	7,6 \pm 4,4	3,9 \pm 1,8
Magen	17,8 \pm 1,1	16,9 \pm 0,4	8,4 \pm 0,4
Brust	15,6 \pm 1,5	16,2 \pm 0,1	7,2 \pm 0,3
Hoden ³	0,5 \pm 0,1	0,6 \pm 0,2	0,3 \pm 0,0
Ovar	12,4 \pm 0,2	10,8 \pm 0,1	6,5 \pm 0,1
Blase	15,6 \pm 0,5	13,4 \pm 0,0	8,3 \pm 0,1
Oesophagus	8,7 \pm 4,9	8,7 \pm 5,0	4,1 \pm 2,1
Leber	16,0 \pm 1,4	15,0 \pm 0,3	7,6 \pm 0,7
Schilddrüse	0,7 \pm 0,0	0,6 \pm 0,2	0,5 \pm 0,3
Knochenoberfläche	7,8 \pm 0,5	7,3 \pm 0,6	3,9 \pm 0,8
Gehirn	0,6 \pm 0,3	0,4 \pm 0,0	0,3 \pm 0,0
Speicheldrüsen	0,6 \pm 0,3	0,4 \pm 0,0	0,3 \pm 0,0
Haut	4,4 \pm 0,6	4,1 \pm 0,4	2,2 \pm 0,4
Nebennieren	15,1 \pm 0,8	13,6 \pm 1,1	7,0 \pm 0,3
Obere Atemwege	1,7 \pm 0,0	1,6 \pm 0,0	0,9 \pm 0,0
Gallenblase	15,5 \pm 0,2	14,5 \pm 0,3	7,4 \pm 0,1
Herz	13,6 \pm 0,4	13,7 \pm 5,0	6,2 \pm 0,1
Nieren	15,2 \pm 0,7	14,6 \pm 0,7	7,1 \pm 0,7
Lymphknoten	15,1 \pm 1,5	13,6 \pm 1,1	7,0 \pm 0,3
Muskelgewebe	2,4 \pm 0,5	2,3 \pm 0,5	1,1 \pm 0,1
Mundschleimhaut	0,6 \pm 0,3	0,4 \pm 0,0	0,3 \pm 0,0
Pankreas	17,0 \pm 0,7	15,6 \pm 0,5	7,8 \pm 0,1
Prostata	16,8 \pm 1,1	14,5 \pm 0,3	8,3 \pm 0,1
Dünndarm	17,1 \pm 0,6	15,5 \pm 0,7	8,0 \pm 0,4
Milz	15,2 \pm 0,6	14,2 \pm 0,6	7,0 \pm 0,3
Thymus	1,7 \pm 0,0	1,6 \pm 0,0	0,9 \pm 0,0
Gebärmutter/-hals	16,8 \pm 1,1	14,5 \pm 0,3	8,3 \pm 0,1

Tabelle 3: Vergleich der Organdosiswerte [mSv] in Abhängigkeit der mAs-Modulation, Alderson-0cm-Phantom

³ mit Gonadenschutz, Hodenkapsel

In den Abdomen-CT-Untersuchungen werden durch den Einsatz von DM_{2D} niedrigere Organdosismerte gemessen als mit konstantem Röhrenstrom. Unter Verwendung von DM_{4D} wird eine weitere Reduktion der Organdosismerte erreicht. Die Minderung der Organdosismerte ist bei den drei gescannten Phantomkonstitutionen, insbesondere bei den peritoneal, retroperitoneal und intrapelvin gelegenen Organen in der Scanregion erkennbar.

Phantom 3 cm	3 cm -	3 cm DM_{2D}	3 cm DM_{4D}
Knochenmark(rot)	11,9 ± 0,9	11,1 ± 1,4	8,6 ± 1,8
Kolon	26,2 ± 4,1	23,9 ± 4,8	18,6 ± 1,9
Lunge	11,3 ± 6,6	11,0 ± 5,8	9,2 ± 3,9
Magen	25,1 ± 1,2	23,0 ± 0,7	17,9 ± 1,1
Brust	24,8 ± 0,4	23,4 ± 2,0	16,9 ± 0,5
Hoden ⁴	0,4 ± 0,0	0,4 ± 0,0	0,3 ± 0,0
Ovar	18,1 ± 0,1	15,4 ± 0,1	12,4 ± 1,2
Blase	22,2 ± 0,1	18,6 ± 0,1	15,4 ± 1,5
Oesophagus	13,4 ± 5,8	11,7 ± 5,8	9,1 ± 4,5
Leber	23,1 ± 2,1	21,5 ± 2,1	16,8 ± 2,1
Schilddrüse	1,1 ± 0,0	1,1 ± 0,0	1,0 ± 0,1
Knochenoberfläche	11,9 ± 0,9	11,1 ± 1,4	8,6 ± 1,8
Gehirn	0,5 ± 0,0	0,5 ± 0,0	0,7 ± 0,1
Speicheldrüsen	0,5 ± 0,0	0,5 ± 0,0	0,7 ± 0,1
Haut	7,1 ± 0,5	6,5 ± 0,4	5,0 ± 0,4
Nebennieren	22,1 ± 1,0	20,2 ± 0,9	15,2 ± 1,4
Obere Atemwege	2,9 ± 0,1	2,8 ± 0,1	2,4 ± 0,2
Gallenblase	22,9 ± 0,3	21,1 ± 0,3	16,3 ± 1,1
Herz	19,1 ± 0,2	17,4 ± 0,1	13,4 ± 1,5
Nieren	22,7 ± 0,7	21,1 ± 0,7	15,4 ± 1,1
Lymphknoten	22,1 ± 1,0	20,2 ± 0,9	15,2 ± 1,4
Muskelgewebe	3,7 ± 0,8	3,3 ± 0,7	2,4 ± 0,5
Mundschleimhaut	0,5 ± 0,0	0,5 ± 0,0	0,7 ± 0,1
Pankreas	24,4 ± 0,5	22,1 ± 0,5	16,5 ± 0,9
Prostata	23,0 ± 0,2	19,6 ± 0,1	15,5 ± 1,1
Dünndarm	24,7 ± 0,9	22,0 ± 1,3	16,4 ± 1,2
Milz	22,0 ± 0,2	20,4 ± 0,3	15,1 ± 1,3
Thymus	2,9 ± 0,1	2,8 ± 0,1	2,4 ± 0,2
Gebärmutter/-hals	23,0 ± 0,2	19,6 ± 0,1	15,5 ± 1,1

Tabelle 4: Vergleich der Organdosismerte [mSv] in Abhängigkeit der mAs-Modulation, Alderson-3cm-Phantom

⁴ mit Gonadenschutz, Hodenkapsel

Die niedrigsten Dosiswerte werden bei den am weitesten vom Scanfeld entfernt gelegenen Organen (Gehirn, Mundschleimhaut, Speicheldrüsen, Schilddrüse, Thymus) gemessen. Hierbei handelt es sich durch die periphere Lage zur Scanregion um Organlokalisationen im niedrigen Dosisbereich.

Phantom 6 cm	6 cm -	6 cm DM_{2D}	6 cm DM_{4D}
Knochenmark(rot)	12,8 ± 1,0	12,0 ± 1,4	10,8 ± 1,9
Kolon	25,2 ± 3,3	24,8 ± 4,5	22,6 ± 3,1
Lunge	12,9 ± 5,5	11,6 ± 5,8	11,4 ± 5,2
Magen	24,5 ± 1,0	22,1 ± 0,6	21,4 ± 0,7
Brust	26,7 ± 2,8	22,5 ± 0,9	22,8 ± 1,8
Hoden ⁵	0,9 ± 0,1	0,5 ± 0,1	0,4 ± 0,1
Ovar	19,0 ± 0,4	16,1 ± 0,1	14,0 ± 0,5
Blase	23,2 ± 0,5	19,3 ± 0,1	17,4 ± 0,6
Oesophagus	13,1 ± 5,8	12,3 ± 5,5	11,1 ± 4,9
Leber	23,0 ± 2,3	21,1 ± 2,3	20,2 ± 2,3
Schilddrüse	1,4 ± 0,0	1,3 ± 0,0	1,4 ± 0,3
Knochenoberfläche	12,8 ± 1,0	12,0 ± 1,4	10,8 ± 1,9
Gehirn	0,6 ± 0,0	0,6 ± 0,0	0,7 ± 0,2
Speicheldrüsen	0,6 ± 0,0	0,6 ± 0,0	0,7 ± 0,2
Haut	7,8 ± 0,6	7,4 ± 0,6	6,6 ± 0,5
Nebennieren	21,4 ± 1,0	19,7 ± 0,9	18,3 ± 0,8
Obere Atemwege	3,5 ± 0,1	3,2 ± 0,1	3,0 ± 0,1
Gallenblase	22,5 ± 0,1	21,1 ± 0,3	19,6 ± 0,7
Herz	18,9 ± 0,3	17,8 ± 0,9	16,0 ± 0,8
Nieren	22,8 ± 1,0	21,4 ± 0,5	19,3 ± 0,7
Lymphknoten	21,4 ± 1,0	19,7 ± 0,9	18,3 ± 0,8
Muskelgewebe	3,9 ± 0,7	3,6 ± 0,7	3,0 ± 0,7
Mundschleimhaut	0,6 ± 0,0	0,6 ± 0,0	0,7 ± 0,2
Pankreas	23,8 ± 0,5	21,5 ± 0,5	20,5 ± 1,2
Prostata	23,3 ± 0,4	19,8 ± 0,3	18,2 ± 0,5
Dünndarm	24,3 ± 0,8	22,0 ± 1,0	19,8 ± 0,7
Milz	21,9 ± 0,2	20,6 ± 0,5	18,8 ± 0,5
Thymus	3,5 ± 0,1	3,2 ± 0,1	3,0 ± 0,1
Gebärmutter/-hals	23,3 ± 0,4	19,8 ± 0,3	18,2 ± 0,5

Tabelle 5: Vergleich der Organdosiswerte [mSv] in Abhängigkeit der mAs-Modulation, Alderson-6 cm-Phantom

Große Organe mit mehreren zentralen und peripheren Dosismeterpositionen im Phantom weisen eine höhere Standardabweichung um den Mittelwert der erhobenen

⁵ mit Gonadenschutz, Hodenkapsel

Dosiswerte auf (z.B. Leber). Dies gilt ebenso für Organe mit Messpunkten die teilweise innerhalb bzw. außerhalb der Scanregion liegen (z.B. Ösophagus, Lunge).

4.2 Effektive Dosis

Die ermittelten Effektivdosiswerte [mSv] \pm Standardabweichung werden für die drei Phantomkonstitutionen in Tabelle 6 dargestellt.

Effektivdosiswerte in Abhängigkeit von der mAs-Modulation

	0 cm -	0 cm DM_{2D}	0 cm DM_{4D}
männlich	11,2 \pm 0,2	10,7 \pm 0,1	5,4 \pm 0,0
weiblich	12,1 \pm 0,2	11,5 \pm 0,1	5,9 \pm 0,0
Mittelwert	11,6 \pm 0,5	11,1 \pm 0,4	5,7 \pm 0,3
	3 cm -	3 cm DM_{2D}	3 cm DM_{4D}
männlich	16,5 \pm 0,0	15,2 \pm 0,2	11,8 \pm 0,7
weiblich	17,9 \pm 0,1	16,4 \pm 0,2	12,7 \pm 0,8
Mittelwert	17,2 \pm 0,7	15,8 \pm 0,6	12,2 \pm 0,9
	6 cm -	6 cm DM_{2D}	6 cm DM_{4D}
männlich	16,9 \pm 0,3	15,4 \pm 0,2	14,5 \pm 0,3
weiblich	18,4 \pm 0,3	16,6 \pm 0,2	15,6 \pm 0,3
Mittelwert	17,6 \pm 0,8	16,0 \pm 0,6	15,1 \pm 0,6

Tabelle 6: Vergleich der Effektivdosiswerte [mSv] für das weibliche und männliche Phantom unterschiedlicher Körperkonstitution mit konstantem Röhrenstrom (-), DM_{2D} und DM_{4D}

Für die drei verschiedenen Konstitutionstypen werden mit DM_{2D} niedrigere effektive Gesamtkörperdosen gemessen als bei den Untersuchungen mit konstantem Röhrenstrom. Unter Verwendung von DM_{4D} wird eine weitere Dosisreduktion erreicht. Die Effektivdosis steigt mit zunehmendem Körperdurchmesser des Alderson-Rando-Phantoms vom 0 cm- über das 3 cm- bis zum 6 cm-Phantom signifikant an.

Durch die Positionierung der TLDs für die Messung der Hodendosis ist die mit dem Wichtungsfaktor 0,08 eingehende Gonadendosis für das männliche Phantom niedriger als die Ovardosis für das weibliche Phantom. Der prozentuale Anteil der Dosisersparung durch die Hodenkapsel beträgt in allen durchgeführten CT-

Untersuchungen $96,0 \pm 1,9 \%$ (min. 91,4 %; max. 97,6 %). Dadurch werden die Effektivdosiswerte für das weibliche Alderson-Phantom in den CT-Messreihen um annähernd den Organdosiswert für das Ovar höher gemessen als für den männlichen Phantomtyp. Die in dieser Arbeit für beide Geschlechter getrennt voneinander erhobenen Effektivdosiswerte werden zum arithmetischen Mittel zusammengefasst. Die Verteilung der Effektivdosiswerte in Abhängigkeit von der Körperkonstitution und der Modulation des Röhrenstroms wird in Abbildung 11 mit einem Boxplotdiagramm dargestellt.

Effektivdosiswerte in Abhängigkeit von der mAs-Modulation

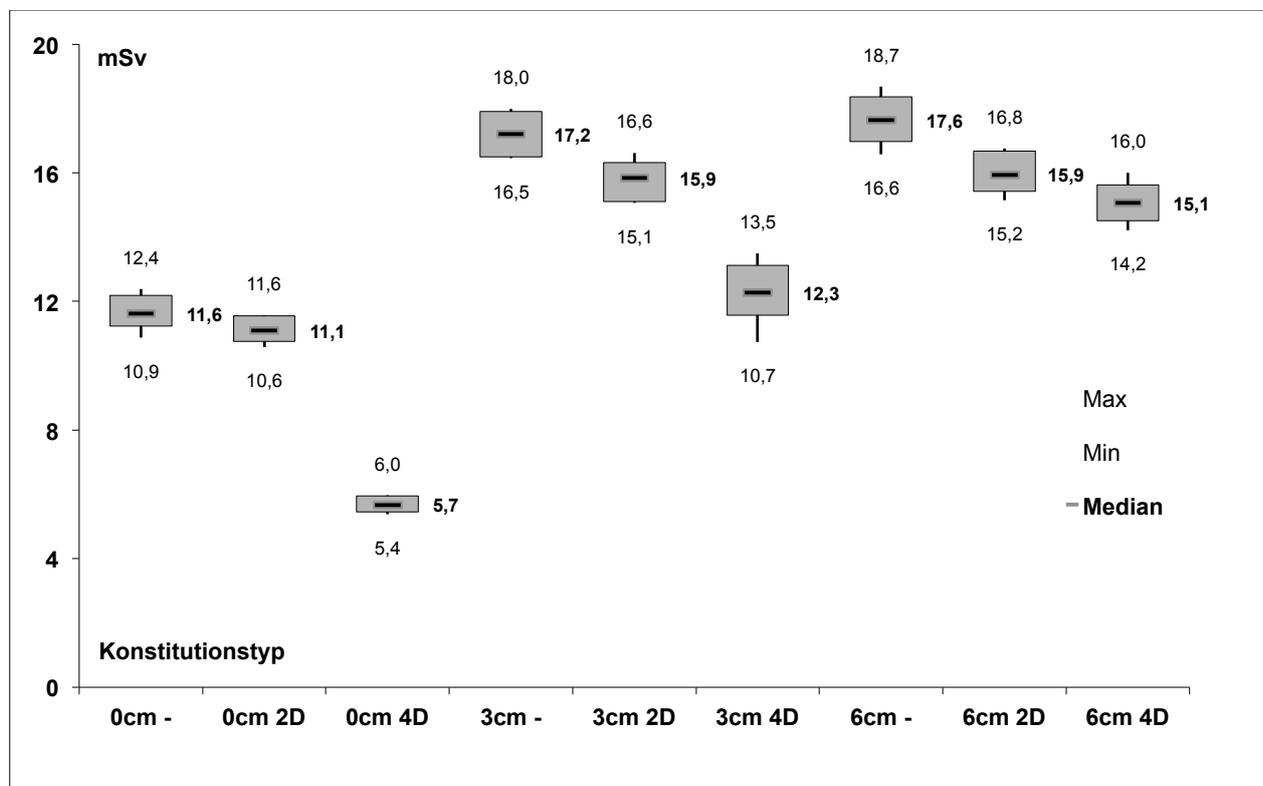


Abbildung 11: Verteilung der Effektivdosiswerte in [mSv] für die Phantome (m/w) unterschiedlicher Körperkonstitution mit konstantem Röhrenstrom (-), DM_{2D} und DM_{4D}

Mit einem Signifikanzniveau von $p < 0,0001$ ergeben sich in der univariablen Varianzanalyse (ANOVA) signifikante Unterschiede der Effektivdosiswerte in Abhängigkeit von der Dosismodulation in allen drei Gruppen (konstanter Röhrenstrom, DM_{2D} , DM_{4D}) für alle drei Körperkonstitutionen. Für das 3 cm-Phantom (weiblich) wird entsprechend ein p-Wert von 0,0002 und für das 6 cm-Phantom (männlich) von 0,0001 erhoben. Der Post-hoc-Test nach Bonferroni bestätigt mit einem Signifikanzniveau $p^* <$

0,05 in den Paarvergleichen die Signifikanz der Dosisdifferenz der drei Gruppen. Ausnahmen bilden lediglich die Paarvergleiche für das 3 cm-Phantom (weiblich) und das 6 cm-Phantom (männlich) für Messungen mit DM_{2D} im Vergleich zu konstantem Röhrenstrom mit $p > 0,05$.

Dosiseinsparung durch Modulation des Röhrenstroms

mAs-Modulation	DM_{2D}	DM_{4D}
Phantom 0 cm	4,65 %	53,71 %
Phantom 3 cm	8,19 %	31,47 %
Phantom 6 cm	9,37 %	15,99 %

Tabelle 7: mittlere (m/w) prozentuale Einsparung der Effektivdosis [%] durch DM_{2D} und DM_{4D} im Vergleich zu konstantem Röhrenstrom

Durch DM_{4D} wird im Vergleich zu DM_{2D} eine höhere Dosiseinsparung bei allen Konstitutionstypen erreicht. Die größte Dosiseinsparung wird für das 0 cm-Phantom mit dem geringstem Körperumfang im Scanbereich von 53,7 % ermittelt.

4.3 Bildrauschen

Als Maß für das Bildrauschen in den CT-Schichten der einzelnen Scans wird das arithmetische Mittel der Graustufenwerte in mehreren ROIs über den gesamten Scanbereich vergleichend für die drei Körperkonstitutionen ermittelt (Tabelle 8). Des Weiteren wird die Modulationsamplitude des Röhrenstromzeitproduktes in den CT-Einzelschichten und die mAs_{eff} für die Gesamtuntersuchung notiert. Die unifaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) ergibt mit einem p-Wert $< 0,0001$ einen signifikanten Unterschied des Bildrauschens in Abhängigkeit von der Röhrenstrommodulation für alle drei Gruppen. Im Paarvergleich nach Tukey-Kramer werden für das 0-/3- und 6 cm-Phantom p*-Werte $< 0,001$ erhoben. Die Ausnahme bildet der Paarvergleich für das 6 cm-Phantom ohne Röhrenstrommodulation gegenüber DM_{2D} mit einem p*-Wert $> 0,05$.

Ermittlung des Bildrauschens in Abhängigkeit von der mAs-Modulation

	Phantom 0cm			Phantom 3cm			Phantom 6cm		
	-	DM_{2D}	DM_{4D}	-	DM_{2D}	DM_{4D}	-	DM_{2D}	DM_{4D}
max	16,1	17,2	18,0	14,6	14,3	16,8	19,9	19,5	19,9
min	5,4	5,2	7,4	4,9	5,9	7,1	4,7	5,2	6,1
MW	8,9	9,5	12,7	9,8	10,4	12,3	13,3	13,7	14,4
SD	1,7	2,0	2,2	2,1	2,2	2,4	3,4	3,5	3,6
mAs _{eff.}	140	131	70	180	163	114	240	222	196
mod.	140/140	131/131	55/92	180/180	136/171	83/132	240/240	198/231	90/221

Tabelle 8: Standardabweichung der in ROIs gemessenen Graustufenwerte [HU]

MW = Mittelwert der Standardabweichung; min./max. = minimale und maximale Standardabweichung;
SD = Standardabweichung um MW; mod. = Modulationsbreite der mAs-Werte

Bildrauschen in Abhängigkeit vom Röhrenstrom – Phantom 0 cm

Das gemittelte Bildrauschniveau in den einzelnen CT-Schichten entlang der Longitudinalachse in Abhängigkeit vom applizierten Röhrenstrom wird für das 0 cm-Phantom in Abbildung 12 graphisch dargestellt.

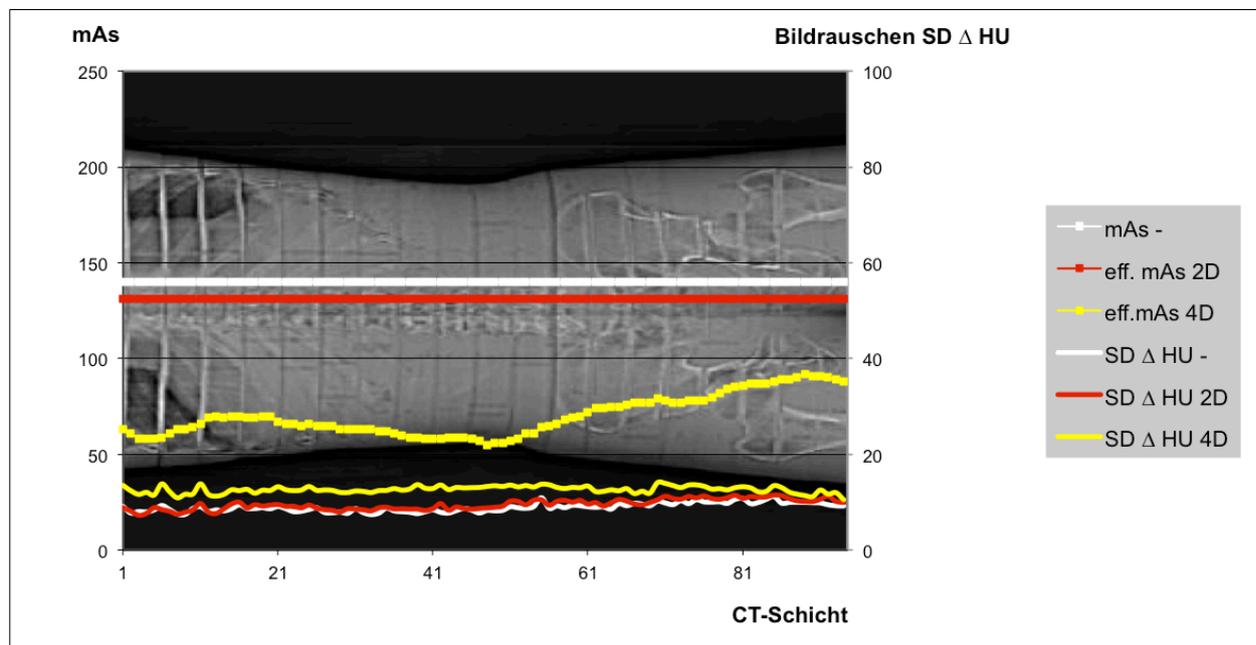


Abbildung 12: Verteilung von Röhrenstrom und Bildrauschen bei Scan mit DM_{2D} und DM_{4D} im Vergleich zu konstantem Röhrenstrom (-), **Phantom 0 cm**

DM_{2D} senkt den Röhrenstrom entlang des Scanfeldes bei voreingestelltem mAs-Wert von 140 mAs_{eff.} auf konstant 131 mAs_{eff.}. Unter Verwendung von DM_{4D} wird der

Röhrenstrom mit einer Amplitude von 55 bis 92 mAs entlang der z-Achse moduliert. Es errechnet sich hierbei ein gemitteltetes Röhrenstrom-Zeit-Produkt von 70 mAs_{eff.} für die Gesamtuntersuchung. Im Vergleich zu den CTs ohne Röhrenstrommodulation steigt das Bildrauschen mit niedrigerer Dosisexposition durch DM_{2D} und DM_{4D} an. Das Bildrauschniveau entlang der Längsachse des Patienten bleibt jedoch unabhängig von der Wahl der Röhrenstrommodulation in Körperregionen mit niedrigem (z.B. Abdomen) und höherem Schwächungskoeffizienten (z.B. Becken) annähernd konstant.

Bildrauschen in Abhängigkeit vom Röhrenstrom – Phantom 3 cm

Die Abdomen-CT des 3 cm-Phantoms ohne Röhrenstrommodulation wird mit konstanten 180 mAs entlang der Longitudinalachse des Phantoms durchgeführt, was 180 mAs_{eff.} für die Gesamtuntersuchung entspricht. Die Modulationsamplitude der mAs-Werte mit DM_{2D} von 136 bis 171 mAs und mit DM_{4D} von 83 bis 132 mAs resultieren in mAs_{eff.}-Werte für die Gesamtuntersuchung von 163 mAs_{eff.} und entsprechend 114 mAs_{eff.}.

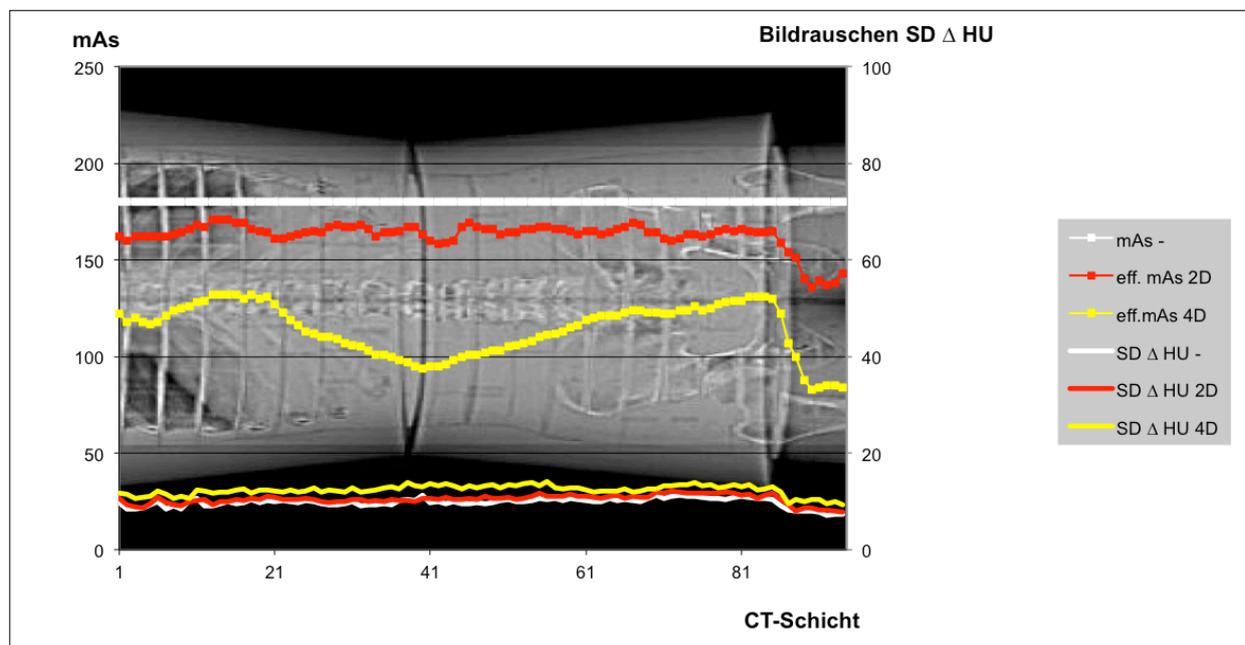


Abbildung 13: Verteilung von Röhrenstrom und Bildrauschen bei Scan mit DM_{2D} und DM_{4D} im Vergleich zu konstantem Röhrenstrom (-), **Phantom 3 cm**

In den CT-Scans mit x/y/z-abhängiger Röhrenstrommodulation DM_{4D} ist die Streuung der mAs-Werte um den Mittelwert breiter, als bei den Untersuchungen in lediglich x/y-Ebene mit DM_{2D} . Dabei werden in Scanregionen starker Abschwächung, wie der

basalen Rippenregion oder im Bereich des Beckens höhere mAs - Werte gemessen als in der mittleren abdominalen Scanregion mit niedrigerem Schwächungskoeffizienten.

Bildrauschen in Abhängigkeit vom Röhrenstrom – Phantom 6 cm

Für das 6 cm-Phantom wird für die Messung mit konstantem Röhrenstrom ein Wert von 240 mAs festgelegt. Es ergeben sich Werte von 222 mAs_{eff.} für DM_{2D} und 196 mAs_{eff.} für DM_{4D} . Insbesondere mit der x/y/z-abhängigen Modulation DM_{4D} werden die mAs-Werte entlang der Patientenlängsachse mit einer großen Amplitude von 90 bis 221 mAs moduliert.

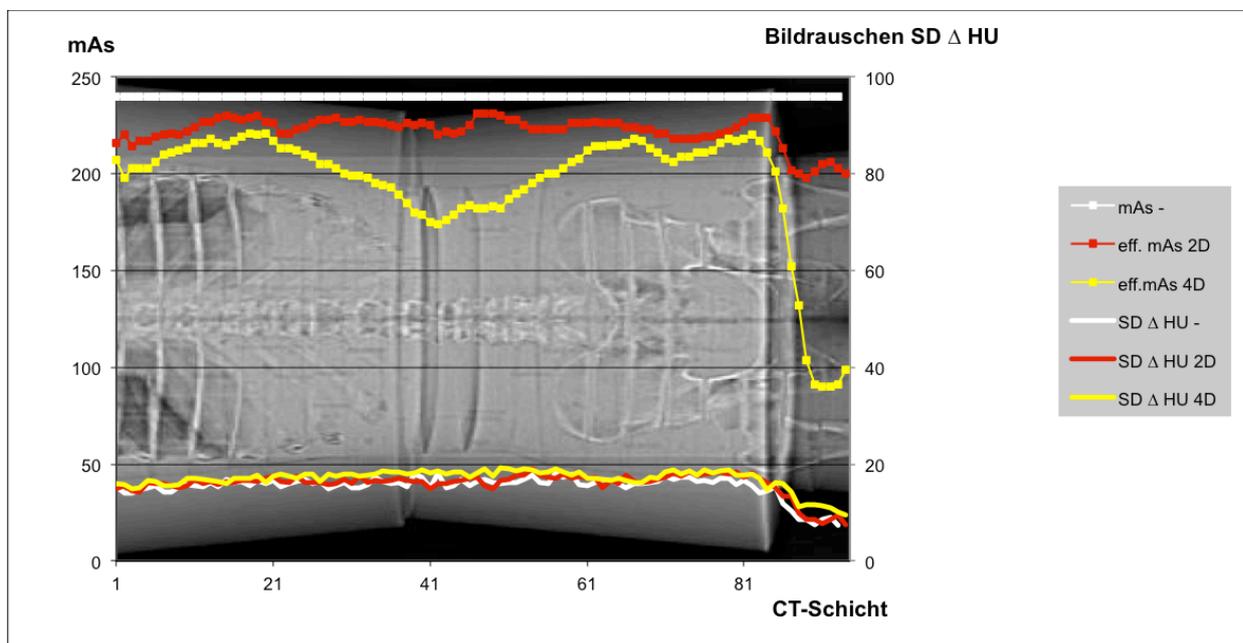


Abbildung 14: Verteilung von Röhrenstrom und Bildrauschen bei Scan mit DM_{2D} und DM_{4D} im Vergleich zu konstantem Röhrenstrom (-), **Phantom 6 cm**

Die durch DM_{2D} und DM_{4D} modulierten Röhrenstromprofile mit niedrigeren mAs_{eff.} bedingen einerseits eine Reduktion der Phantomdosis für die Gesamtuntersuchung, andererseits jedoch auch eine Zunahme des Bildrauschens. Je niedriger das Stromzeitprodukt in den Einzelschichten, desto höher die Inhomogenität der Dichtewerte in den einzelnen ROIs bei jedoch jeweils konstantem Bildrauschniveau aller CT-Schichten entlang der z-Achse. Mit zunehmendem Körperumfang des Phantoms steigt das Bildrauschniveau, insbesondere in den Scanregionen mit hohem Schwächungskoeffizienten für die Röntgenstrahlung, an.

5 DISKUSSION

Die steigende medizinische Strahlenexposition durch die zunehmende Häufigkeit der pro Kopf durchgeführten CT-Untersuchungen [17] führt folgerichtig zu Bemühungen der Hersteller von CT-Geräten die Strahlendosis des Patienten unter Beibehaltung einer diagnostisch verwertbaren Bildqualität zu reduzieren. Als „Stellschraube“ dieser Dosisoptimierung tritt die Modulation des Röhrenstroms, angepasst an die Anatomie des Patienten und der Schwächungskoeffizienten des durchstrahlten Gewebes in den Vordergrund des Interesses. Die winkelabhängige Röhrenstrommodulation DM_{2D} ermöglicht eine Optimierung des applizierten Röhrenstroms in der x/y-Ebene, entsprechend eines Algorithmus mit der Verzögerung einer halben Röhrenrotation. Die kombinierte Röhrenstrommodulation DM_{4D} ermöglicht eine dreidimensionale Anpassung des Röhrenstroms mit zusätzlicher Adaptation entlang der Longitudinalachse. Dadurch wird eine deutlich höhere Dosisersparung für den Patienten unter Gewährleistung einer adäquaten Bildqualität erreicht.

In der vorliegenden Arbeit werden Abdomen-CT-Untersuchungen eines mit Thermolumineszenzdosimetern bestückten Alderson-Rando-Phantoms zur Evaluation der Ganzkörperdosis durchgeführt. Durch Verwendung eines anthropomorphen Phantoms ist die Modulation des Röhrenstroms in der Abdomen-CT vergleichbar mit einer im klinischen Alltag durchgeführten Patientenuntersuchung [67]. Besonders hervorzuheben ist im Rahmen der Planung des Versuchsaufbaus die Bestimmung der Positionen der Messpunkte im Phantom unter Berücksichtigung der Volumenverteilung der Organe durch Vergleich mit extrahierten Patientendatensätzen aus dem klinikeigenen Archiv (Abbildung 5). In den wiederholten Messungen (27 CT-Untersuchungen mit jeweils 100 TLDs) kann in dieser Arbeit eine hohe Reproduzierbarkeit der TLD-Daten und somit der ermittelten Dosiswerte nachgewiesen werden. Mit Scanprotokollen aus der klinischen Routine werden drei Konstitutionstypen des Alderson-Rando-Phantoms mit konstantem Röhrenstrom und mit zwei Softwareimplementierungen (DM_{2D} , DM_{4D}) zur Dosisoptimierung durch mAs-Modulation computertomographisch untersucht. In dieser Arbeit wird nicht nur die Patientendosis in Abhängigkeit von der Röhrenstrommodulation in der Abdomen-CT auf der einen Seite, sondern auch die Abhängigkeit von der Körperkonstitution des Phantoms auf der anderen Seite im gleichen Versuchsaufbau untersucht.

5.1 Ermittlung der Organdosis

In dieser Studie werden die Organdosiswerte der strahlensensiblen Organe gemäß ICRP103 [62] in den durchgeführten Abdomen-CTs thermolumineszenzdosimetrisch gemessen. In der Scanregion werden gemittelt über alle Untersuchungen für das 0 cm-Phantom Organdosiswerte von 6,5 bis 17,8 mSv in der Scanregion gemessen. Insbesondere die direkt in der strahlenexponierten Abdominalregion liegenden Organe weisen im Vergleich zur Effektivdosis höhere Dosiswerte auf [68]. Einige Autoren sind der Ansicht, dass zur Beurteilung der Dosisoptimierung auch die Organ- und Gewebisdosiswerte ermittelt werden sollten, um das Strahlenrisiko eindeutiger zu erfassen [50]. Das bedeutet einen wesentlichen Vorteil der thermolumineszenzdosimetrischen Erfassung der Dosiswerte in dieser Arbeit im Vergleich zu den Dosisermittlungen anhand des DLP, CDTI oder des effektiven mAs mit der Monte-Carlo-Simulation [25,48,69]. Weiterhin werden in der vorliegenden Arbeit die Organdosiswerte nach ICRP103 in allen CT-Untersuchungen thermolumineszenzdosimetrisch gemessen, wodurch die Dosisbelastung der Einzelorgane insbesondere im Bereich der Scanregion, jedoch auch in der Peripherie beurteilbar wird. Die Konsistenz der dabei ermittelten Organdosiswerte mit niedriger Standardabweichung insbesondere in der Scanregion zeigt, dass die Messwerte in den wiederholten CT-Scans reproduzierbar erhoben werden können (Tabelle 3-5) [67]. Mit den erhobenen Werten in dieser Arbeit kann die Organdosis von Patientenuntersuchungen abgeschätzt werden.

Mit einem 16-MSCT desselben Herstellers wie in dieser Arbeit werden in der Phantomstudie von Koller et al. die Dosiswerte für die strahlensensiblen Organe ebenfalls thermolumineszenzdosimetrisch gemessen. Die im Untersuchungsvolumen einer Abdomen-CT liegenden Organe erhalten bei Koller et al. Dosiswerte von 9,7 bis 19,0 mSv mit konstantem Röhrenstrom und DM_{2D} bei vergleichbarem Scanprotokoll wie in dieser Arbeit [70]. In einer weiteren Phantomstudie von Fujii et al. mit vergleichbarem Studienprotokoll werden mit Photodioden Organdosiswerte im Bereich von 10,3 mSv bis 16,4 mSv in der Scanregion des Abdomens unter Verwendung DM_{2D} und DM_{4D} dosimetrisch erfasst [67]. Die Organdosiswerte in den oben genannten Arbeiten liegen aufgrund eines ähnlichen Studienaufbaus und der Verwendung desselben CT-Gerätes in einem vergleichbaren Dosisbereich wie die gemessenen Werte in der vorliegenden Arbeit. Fujii et al. messen darüber hinaus jedoch auch die Organdosiswerte mit einem

AEC-System eines konkurrierenden Herstellers. Dabei werden an einem 16-MSCT deutlich höhere Organdosiswerte von 12,6 mSv bis 25,5 mSv gemessen [67]. Die differierenden Konzepte, Designs und Softwarealgorithmen der auf dem Markt vorherrschenden Hersteller von CT-Geräten erschweren die Vergleichbarkeit der in unterschiedlichen Studien publizierten Dosiswerte sowie eine universelle Standardisierung [39].

In dieser Arbeit werden die Organdosiswerte in Abdomen-CT-Untersuchungen von drei Konstitutionstypen des Alderson-Rando-Phantoms durchgeführt. Durch angefertigte Schalen aus fettäquivalentem Material in 3 und 6 cm Stärke wird der Körperumfang des Phantoms erweitert. Mit zunehmendem Körperquerschnitt und somit höherem Schwächungskoeffizienten für die Röntgenstrahlen wird die mAs_{eff} hochgeregelt, so dass im Vergleich zum 0 cm-Phantom höhere Organdosiswerte in der Scanregion gemessen werden (Tabellen 3-5). Die Organdosis für das zentral im Scanfeld gelegene weibliche Ovar des 3 cm-Phantoms, wird in der CT mit konstantem Röhrenstrom mit 18,1 mSv gemessen. Mit DM_{2D} wird ein Wert von 15,4 mSv und mit DM_{4D} ein Dosiswert von 12,4 mSv erhoben. Für das 6 cm-Phantom werden im Vergleich höhere Dosiswerte von entsprechend 19,0 mSv, 16,1 mSv und 14,0 mSv ermittelt. In Vergleich mit dem 0 cm-Phantom mit Ovardosen von 12,4 mSv, 10,8 mSv und 6,5 mSv steigt die Organdosis in der Scanregion durch den erweiterten Körperumfang signifikant an.

In den durchgeführten Abdomen-CT-Untersuchungen werden durch den Einsatz von DM_{2D} niedrigere Organdosiswerte gemessen als bei den CTs mit konstantem Röhrenstrom. Unter Verwendung des weiter entwickelten Modulationsalgorithmus mit zusätzlicher Modulation des Röhrenstroms entlang der z-Achse wird mit DM_{4D} eine weitere Reduktion der Organdosiswerte erreicht. Die Minderung der Organdosiswerte ist bei den drei gescannten Phantomkonstitutionen, insbesondere bei den peritoneal, retroperitoneal und intrapelvinen Organe in der Scanregion erkennbar (Tabellen 3-5).

Von diesem Trend abweichend sind für das 3 cm-Phantom mit DM_{4D} die Dosiswerte für das Gehirn und die Mundschleimhaut mit 0,68 mSv und 0,65 mSv höher als für das 6 cm-Phantom unter Verwendung von DM_{2D} mit 0,45 mSv und 0,59 mSv. Des Weiteren wird mit DM_{4D} für die Schilddrüse ein höherer Organdosiswert von 1,39 mSv ermittelt, als unter Verwendung von DM_{2D} mit 1,25 mSv. Diese Organe liegen durch ihre periphere Lage fern der Scanregion in niedrigen Dosisbereichen. Mit zunehmender Entfernung der Organlokalisierung vom Scanbereich nimmt der Einfluss der Streustrahlung auf die Dosis zu, so dass es zu Schwankungen der Strahlenexposition

des Organs kommen kann. Des Weiteren ist die Röntgenröhrenposition zu Beginn des jeweiligen Scans nicht bekannt, so dass das Organ in verschiedenen Scans aus einem anderen Winkel durchstrahlt wird. Das Röntgenstrahlenbündel durchdringt dabei vor allem bei peripherer Lage des Organs Gewebe mit unterschiedlichem Schwächungskoeffizienten, so dass Dosischwankungen resultieren. Dieser Winkel lässt sich seitens des CT-Gerätes nicht beeinflussen [25].

Es ergeben sich in der vorliegenden Arbeit Ausreisserwerte für die Brustdosis des weiblichen Phantoms. Für das 0 cm-Phantom wird im Vergleich zu 15,61 mSv ohne Röhrenstrommodulation ein Wert von 16,18 mSv mit DM_{2D} gemessen. Für das 6 cm-Phantom ergibt sich mit DM_{4D} ein Wert von 22,75 mSv, im Vergleich zu DM_{2D} mit 22,54 mSv. Die Organdosis der Brust wird mit einem intracorporal positionierten, als auch mit einem extracorporal am Phantom angebrachten, mit Dosimetern bestückten Messcontainer ermittelt. Für die extracorporal angebrachten Dosimeter ist eine Inhomogenität der Röntgenstrahlung die auf die Dosimeter trifft anzunehmen. Des Weiteren werden die Organdosiswerte für die Brust außerhalb des direkten Scanbereiches mit TLDs gemessen, so dass auch hier die Streustrahlung einen Einfluß hat. Der Einfluss dieser Ausreisser auf die Effektivdosis ist durch in die Berechnung eingehende Wichtungsfaktoren vernachlässigbar. Die niedrigsten Organdosiswerte werden in dieser Arbeit für das Gehirn, die Mundschleimhaut und die Speicheldrüsen mit Dosiswerten zwischen 0,3 und 0,7 mSv gemessen. Bestätigt werden diese Messergebnisse in einer Studie, die ebenso die niedrigsten Dosiswerte für die am weitesten vom Scanfeld gelegenen Organe dokumentiert [68].

Es ergeben sich Unterschiede in der Gonadendosis für das weibliche und das männliche Phantom. Die ermittelten Hodendosiswerte werden in dieser Arbeit mit in einer Hodenkapsel positionierten TLDs gemessen und sind daher deutlich niedriger als die Organdosis für das Ovar. Des Weiteren liegen die Hoden knapp außerhalb des kaudalen Scanbereichs, während das Ovar zentral in der Scanregion lokalisiert ist. Der höchste Organdosiswert wird für den Hoden ohne Gonadenprotektion mit 25,96 mSv für das 6cm-Phantom bei konstantem Röhrenstrom gemessen. Bei allen Messungen mit der Hodenkapsel wurden Hodendosiswerte unter 1 mSv ermittelt. Das entspricht im Mittel einer Dosisersparung durch Einsatz der Hodenkapsel in allen durchgeführten CT-Untersuchungen von $96,0 \pm 1,9$ % (min. 91,4 %; max. 97,6 %). Ähnliche Phantommessungen führten mit Gonadenprotektion zu einer Minderung der Hodendosis von 77 bis 93% für den männlichen Patienten [71].

Papadakis et al. stellen in einer Phantomstudie am 16-MSCT desselben Herstellers wie in dieser Arbeit in CT-Untersuchungen mit DM_{4D} fest, dass die prozentuale Dosisreduktion der verschiedenen strahlensensiblen Organe im Scanbereich deutlich variieren [25]. In einer weiteren Studie unterscheiden sich die einzelnen Organdosiswerte in der Scanregion je nach CT-Typ und Scanprotokoll sogar um den Faktor 2 bis 3 [50]. Für Organe in Regionen höheren Schwächungsprofils wird eine niedrigere Reduktion der Organdosiswerte unter Verwendung von ATCM aufgezeigt. So ergeben sich in der Phantomstudie von Papadakis et al. eine Differenz von 40,5 % für die weiblichen Gonaden im Bereich der knöchernen Beckenregion und von 54,1 % für den Magen im Scanbereich niedriger Röntgenschwächung. Die unterschiedlichen prozentualen Differenzen ergeben sich durch das die Organe umgebende Gewebe [25]. Diese Erkenntnisse können auch durch die erhobenen Werte dieser Arbeit bestätigt werden. Entlang der Longitudinalachse werden für das 0 cm-Phantom Dosisreduzierungen von 47,6 % für das Ovar und von 46,8 % für die Blase, die von knöchernen Beckenstrukturen umgeben sind, gemessen. Im Vergleich werden für die abdominalen Organe mit niedrigerem Schwächungskoeffizienten höhere Dosisreduzierungen, für die Leber von 52,5 % und den Magen von 52,8 %, ermittelt.

5.2 Effektivdosis in Abhängigkeit von der Röhrenstrommodulation

In verschiedenen Phantom- und Patientenstudien wird das Potential der AEC-Systeme unterschiedlicher Hersteller auf die Dosisreduktion für die Patienten in der Computertomographie untersucht [39,72-77]. Bereits in früheren Arbeiten wird eine wesentliche Reduktion der Strahlendosis durch die winkelabhängige Dosismodulation [74,78] und die alleinig z-abhängige Modulationstechnik [44,79,80] konstatiert. In modernen CT-Geräten sind Softwareimplementierungen installiert, die den Röhrenstrom dreidimensional in der x/y- und z-Achse der Anatomie des untersuchten Patienten anpassen können, so dass eine noch höhere Dosisreduktion erreicht werden kann.

Ein Überblick über die häufigsten Röntgenuntersuchungen zeigt, dass die höchste Strahlenexposition durch Abdomen-CT-Untersuchungen mit einer effektiven Dosis von 10 - 25 mSv verursacht wird [81]. Eine andere Quelle gibt Effektivdosiswerte für die Computertomographie des oberen Abdomens von 5 - 7 mSv und des Abdomen/Beckens von 8 - 14 mSv an [82]. In der eigenen Phantomstudie werden in

den CT-Untersuchungen mit konstantem Röhrenstrom und mit Einsatz von zwei verschiedenen AEC-Techniken (DM_{2D} , DM_{4D}) Werte in vergleichbarer Größenordnung von 5,4 bis 18,4 mSv gemessen.

5.2.1 x/y-abhängige und z-achsenabhängige mAs-Modulation

In dieser Arbeit ergeben sich ausgehend von den gemittelten Effektivdosiswerten für das weibliche und männliche Phantom in den CT-Untersuchungen mit DM_{2D} und DM_{4D} im Vergleich zu Messungen mit konstantem Röhrenstrom unterschiedliche Dosisersparungen. Für das 0 cm-/3 cm- und 6 cm-Phantom werden mit konstantem Röhrenstrom Effektivdosiswerte von $11,6 \pm 0,5$, $17,2 \pm 0,7$ und $17,6 \pm 0,8$ mSv gemessen. Die Daten in der vorliegenden Studie zeigen, dass sich die mittlere Effektive Dosis unter Verwendung der winkelabhängigen Röhrenstrom-Modulation DM_{2D} signifikant verringert. Für das 0 cm-Phantom ergibt sich ein Effektivdosiswert von $11,1 \pm 0,5$ mSv, entsprechend einer Dosisersparnis von 4,7 %. Es werden für das 3 cm- Phantom Effektivdosiswerte von $15,8 \pm 0,6$ mSv und für das 6 cm-Phantom von $16,0 \pm 0,6$ mSv gemessen und somit eine Dosisreduktion mit DM_{2D} von 8,2 % bzw. 9,4 % erreicht. Mehrere Studien haben den Effekt der separaten winkelabhängigen und z-achsenabhängigen Röhrenstrommodulation auf die Strahlenexposition untersucht [44,73,79,80]. In einer Studie mit 30 Patienten wird mit der winkelabhängigen Röhrenstrommodulation DM_{2D} des selben Herstellers wie in dieser Arbeit am 4-Zeilen-CT eine Dosisersparnis von 15% in der Abdomen- und 25% in der Beckenregion ermittelt [73]. In einer früheren Arbeit von Kalender et al. werden in einer Kadaverstudie analog prozentuale mAs-Reduktionen von 23 % für das Abdomen und 34 % für das Becken ermittelt [72]. Diese frühen Erfahrungen im Zeitraum der Einführung der mAs-Modulationstechnik in der x/y-Ebene werden durch weitere Studien in den Folgejahren bestätigt. Eine Patientenstudie mit Kindern zwischen 0 - 18 Jahren (n=100) in einer Abdomen-CT-Untersuchung ergab eine mAs-Reduktion von 23 % mit einer großen Schwankungsbreite von 13,5 bis 60 % verteilt über alle Altersklassen [78]. Durch die alleinige z-achsenabhängige mAs-Modulationstechnik eines anderen Herstellers wird im Vergleich zu CT-Untersuchungen mit konstantem Röhrenstrom in Studien von Kalra et al. eine Reduktion der mAs-Werte von im Mittel 37,5 % der in der Studie untersuchten Patienten erreicht [44,79,80]. In den genannten Studien wird die Dosisreduktion bzw. die prozentuale mAs-Reduktion anhand des geräteseitig angezeigten

Dosislängenprodukts (DLP) und Computed Tomography Dose Index (CTDI) ermittelt. Die prozentuale Dosisreduktion durch Anwendung der AEC differiert in den genannten Studien, auch im Vergleich zu den eigenen Ergebnissen deutlich. Durch Verwendung unterschiedlicher Studiendesigns, Messmethoden und Gerätesettings sind die Ergebnisse nur eingeschränkt vergleichbar [40], zeigen jedoch dass durch den Einsatz der winkelabhängigen und z-achsenabhängigen Röhrenstrommodulation ein deutliches Einsparpotential der Patientendosis ermöglicht wird.

5.2.2 Kombinierte x/y/z-abhängige mAs-Modulation

In der vorliegenden Studie wird für das 0 cm-Phantom mit DM_{4D} eine Effektivdosis von $5,7 \pm 0,3$ mSv gemessen. Das bedeutet eine Dosisreduktion von 53,7 % im Vergleich zur Messung ohne Röhrenstrommodulation. Es werden für das 3 cm- und 6 cm-Phantom mit $12,2 \pm 0,9$ und $15,1 \pm 0,6$ mSv entsprechend eine relevante Dosisersparnis von 31,47 % und 15,99 % gemessen. Durch die kombinierte x/y/z-abhängige Röhrenstrommodulation DM_{4D} mit zusätzlicher Axialröhrenstrommodulation in der z-Achse wird in vielen Studien eine weitere Dosisersparnis für die Abdomen-CT-Untersuchung erreicht [40,44,79,80,83].

In einer Phantomstudie vergleichen Nishizawa et al. die Effektivdosiswerte in der Abdomen-/Becken-CT mit jeweils drei 4- und 16-MSCTs verschiedener Hersteller unter Berücksichtigung der Standarduntersuchungsparameter in mehreren Kliniken in Japan. Es werden Effektivdosiswerte von 9 - 18 mSv bei gleichem Meßphantom und gleicher Scanregion thermolumineszenzdosimetrisch gemessen. Für die unterschiedlichen CT-Geräte entspricht das einem gemittelten Effektivdosiswert von $13 \pm 3,89$ mSv [50]. In einer 2011 publizierten Phantomstudie von Papadakis et al. wird die Effektivdosis einer Abdomen-CT-Untersuchung mit einem 16-Zeilen-CT gemäß ICRP103 thermolumineszenzdosimetrisch ermittelt [25]. Mit 120 kV und $160 \text{ mAs}_{\text{Ref}}$ mit einem pitch von 0,75 ist das Scanprotokoll mit der vorliegenden Arbeit in wesentlichen Punkten vergleichbar. Unter Verwendung von DM_{4D} wird in der Studie von Papadakis et al. ein absoluter Effektivdosiswert von 3,83 mSv im Vergleich zur Messung bei konstantem Röhrenstrom mit 8,06 mSv errechnet. Deutlich niedrigere absolute Dosiswerte ergibt die Berechnung auf Basis der Monte-Carlo-Simulation anhand des DLP. Hier werden entsprechend Effektivdosiswerte von 3,24 und 7,02 mSv angegeben. Für den gleichen Versuchsaufbau und das gleiche Scanprotokoll werden somit je nach

Bestimmungsmethode der Effektiven Dosis unterschiedliche Absolutwerte ermittelt. Unter Berücksichtigung der Scanlänge von 470 mm in der vorliegenden Studie im Vergleich zu 429 mm bei Papadakis et al. und der in dieser Arbeit höheren $mAs_{Ref.}$ sind die in dieser Arbeit erhobenen Effektivdosiswerte von 5,7 und 11,6 mSv vergleichbar. In der Studie von Papadakis et al. wird die prozentuale Dosisreduktion von 53,8 % (Monte-Carlo-Simulation, DLP), und von 52,4 % (TLD) angegeben und sind somit mit in der eigenen Arbeit gemessenen Dosisreduktion von 53,7 % vergleichbar [25]. Ebenso bestätigt Rizzo et al. in einer Studie mit einer ermittelten Dosisreduktion von 42 % das Potential der kombinierten x/y- mit der z-achsenabhängigen Röhrenstrommodulation unter Beibehaltung einer akzeptablen subjektiven Bildqualität und eines objektiven Bildrauschens für die Abdomen-CT [76].

In einer früheren Studie kann dargestellt werden, dass die mittels Konversionsfaktoren erhobenen Effektivdosiswerte auf Basis des DLP [84] im Vergleich zur TLD-Messung niedrigere Ergebnisse ergeben, so dass die eigentliche Effektivdosis unterschätzt wird. Die dosimetrischen Messungen ergaben für eine Abdomen-/Becken-CT im Mittel 18 % höhere Dosiswerte im Vergleich zur Dosisbestimmung durch Berechnungsprogramme auf Basis der Monte-Carlo-Simulation [85]. Eine noch höhere Diskrepanz der vergleichsweise ermittelten Effektivdosiswerte ergeben zwei weitere Studien, die ein Unterschätzen der Dosisbestimmung durch Monte Carlo-Technik belegen [86,87]. Demnach könnten die ermittelten Effektivdosiswerte in der Arbeit von Papadakis et al., die aus dem geräteseitig angezeigten DLP erhoben werden [25], als zu niedrig bewertet werden, da die Reduktion der effektiven Dosis nicht in linearer Beziehung zur Reduktion des mittleren modulierten Röhrenstromzeitproduktes steht [25,74]. Eine weitere Arbeit vergleicht die TLD-Messung gemäß ICRP60 mit der Berechnungssoftware anhand des DLP. Dabei entspricht die algorithmische Effektivdosisbestimmung im Wesentlichen den thermolumineszenzdosimetrisch erhobenen Messwerten, insbesondere im Bereich der Körperregion. Es ergibt sich jedoch für die ermittelten Organdosiswerte eine erhebliche Diskrepanz von bis zu 35 % für die in der Scanregion befindliche Organe [88]. Bei der Berechnung der Effektivdosiswerte aus den ermittelten Organdosiswerten scheinen sich diese Dosisunterschiede, durch die in die Berechnung eingehenden Wichtungsfaktoren gegeneinander aufzuheben. Ein Vorteil der Effektivdosisbestimmung wie in der vorliegenden Arbeit anhand von TLD-Daten, die mit einem Alderson-Rando-Phantom bestimmt werden ist, dass die Modulation des Röhrenstroms mit einer Patientenuntersuchung übereinstimmt und die Organdosiswerte direkt gemessen

werden können [67]. Die Diskrepanz der erhobenen Organdosiswerte in den publizierten Studien macht deutlich, dass es nur eingeschränkt möglich ist die absoluten Dosiswerte in der vorliegenden Arbeit mit den Literaturdaten zu vergleichen. Die Messergebnisse in den veröffentlichten Studien sind insbesondere abhängig vom Studiendesign, dass sich in Bezug auf die gewählten Aufnahmeparameter und des Gerätesettings zum Teil wesentlich unterscheidet [40].

In einer weiteren Patientenstudie von Graser et al. werden in zwei Gruppen von 40 durchschnittlich konstitutionierten Patienten in Abdomen-/Becken-CTs untersucht. Bei einer benutzerdefinierten Bildqualitätsreferenz-mAs von $120 \text{ mAs}_{\text{Ref}}$ werden CT-Scans mit DM_{4D} im Vergleich zu Messungen mit DM_{2D} durchgeführt. In dieser Studie wird auf Basis des Dosislängenproduktes eine prozentuale Dosisreduktion von 34,9 % durch zusätzliche z-achsenabhängige mAs-Modulation mit DM_{4D} ermittelt [69]. Für das 3 cm-Phantom in der eigenen Arbeit, dass dem durchschnittlichen Körperhabitus wie bei Graser et al. näherungsweise entspricht, wird in dieser Arbeit eine prozentuale Reduktion der Effektivdosis von 22,5 % durch DM_{4D} im Vergleich DM_{2D} errechnet. Beide Studienergebnisse unterstreichen das Potential der zusätzlichen mAs-Modulation in der z-Achse des Patienten. Die Resultate in der Phantomstudie von Söderberg et al. zeigen eine Dosisersparnis bei Thorax-CT-Untersuchungen von 35 - 60 % mit der kombinierten Röhrenstrommodulation am 16- und 64-MSCT von vier Herstellern. Für das in der vorliegenden Arbeit verwendete 16-MSCT und das Nachfolgemodell mit 64-Zeilen wird eine Dosisreduktion von 44,0 % und 43,0 % mit DM_{4D} gemessen [54]. In einer weiteren Studie mit demselben 64-MSCT-Modell mit DM_{4D} werden diese Meßdaten bestätigt. Im Vergleich zu CT-Untersuchungen mit konstantem Röhrenstrom wird mit TLDs für das Becken-CT eine Dosisreduktion von 40 % und für das Thorax-CT von 27 % am Alderson-Rando-Phantom gemessen [88]. In den vorgestellten vergleichbaren Arbeiten zeigen die Messergebnisse eine deutliche Effizienz der Dosisreduktion durch Modulation des Röhrenstroms bei verschiedenen CT-Geräten mehrerer Hersteller im Bereichen von 35 - 60%. In der vorliegenden Arbeit wird mit dem 0 cm- und 3 cm-Phantom, die den verwendeten Messphantomen in den genannten Studien am ehesten entsprechen, eine Dosisersparnis von 53,7 % bzw. 31,5 % im Vergleich zu CT-Scans ohne Röhrenstrommodulation gemessen. Die in dieser Studie ermittelte Dosisersparnis bestätigt das Potential der Dosisreduktion durch Modulation des Röhrenstrom in vergleichbarer Größenordnung wie in den genannten Arbeiten.

In der Arbeit von Mori et al. werden die Dosisersparungen durch die kombinierte x/y/z-Röhrenstrommodulation für Untersuchungen an einem 16- und 256-MSCT gemessen. Für eine Abdomen-CT-Untersuchung wird durch Einsatz des 256-MSCT im Vergleich zum 16-MSCT eine weitere Einsparung der Patientendosis von 18,1 % und für die Untersuchung des Beckens von 11,2 % ermittelt. In weiteren Vergleichsuntersuchungen anderer Körperregionen wird ebenso eine deutliche Dosisersparnis für die Untersuchung am 256-MSCT im Vergleich zum 16-MSCT dokumentiert [7]. Um eine homogene Bestrahlung der Detektorflächen zu gewährleisten, wird zu beiden Seiten der strahlenempfindlichen Detektorfläche, selbst bei sehr genauer Kollimation, ein gewisser Bereich überstrahlt. Es findet an den Rändern des bestrahlten Feldes ein kontinuierlicher Dosisabfall statt. Diese Penumbra am Rand der Detektorfläche kann nicht zur Bildgebung beitragen. Zwei Penumbren entstehen bei einem Mehrzeilen-Detektor ebenso, wie bei einem Einzeldetektor [89]. Somit könnte die Scannergeometrie mit 256 Zeilen dosiseffizienter sein als CT-Geräte mit nur 16 Zeilen.

5.2.3 Effektivdosisbestimmung mit Gonadenprotektion (männliches Phantom)

Die Gonadendosis geht gemäß ICRP103 für beide Geschlechter mit dem Wichtungsfaktor 0,08 in die Berechnung der Effektivdosis ein. Die Hodendosis wird in dieser Arbeit, entsprechend der alltäglichen klinischen Routine, mit TLDs in einer Hodenkapsel gemessen. Das weibliche Ovar wird intracorporal im Alderson-Rando-Phantom ohne Gonadenprotektion thermolumineszenzdosimetrisch ermittelt. Dadurch ergibt sich für das männliche Phantom eine deutlich geringere Gonadendosis von $96 \pm 1,9$ %. Für das weibliche Phantom werden in sämtlichen durchgeführten CT-Untersuchungen für alle Körperkonstitutionen höhere Effektivdosiswerte von im Mittel $7,6 \pm 0,5$ % (min. 6,92 %; max. 8,4 %) gemessen. Folglich entspricht die Differenz der Effektivdosiswerte des männlichen und weiblichen Phantoms annähernd der gewichteten Organdosis für das Ovar.

5.3 Einfluss der Körperkonstitution auf die Effektivdosis

In dieser Arbeit wird der Einfluss der Körperkonstitution auf die effektive Dosis untersucht. Es konnte gezeigt werden, dass sich mit zunehmendem Körperquerschnitt durch die fettäquivalenten Erweiterungsringe des Alderson-Rando-Phantoms in allen

Einzelscans auch die Effektivdosis erhöht. In der Literatur wird bestätigt, dass mit zunehmendem Körperdurchmesser die Strahlenexposition des Patienten ansteigt [90,91]. In klinischen Studien wird die Konstitution des Patienten anhand des BMI, Körpergewicht oder des Körperdurchmessers kategorisiert [26,38,92]. Dabei entstehen durch unterschiedliche Gewebsdichten und weiterer interindividueller Unterschiede der Patienten in den Messungen (z.B. Scanlänge) [40,93] eine Varianz der erhobenen Daten. Durch die Verwendung desselben Phantoms für alle Messungen wird in dieser Studie durch angefertigte Erweiterungsringe ein schlanker, durchschnittlicher und adipöser Patient simuliert. Dadurch wird der Einfluss der zusätzlichen Fettschicht auf die Dosismodulation in der Versuchsreihe gut darstellbar. Insbesondere weil der Versuchsaufbau und wesentliche Scanparameter, wie die Positionierung des Phantoms auf dem CT-Tisch, die Röntgendichte des Phantoms und die Scanlänge für die verschiedenen Konstitutionstypen ansonsten identisch bleiben.

In der vorliegenden Studie wird bei konstanter Röhrenstrommodulation für das 0 cm-Phantom ein Wert von 11,65 mSv, für das 3 cm-Phantom von 17,21 mSv und für das 6 cm-Phantom von 17,64 mSv gemessen. Entsprechend ergeben sich mit DM_{2D} Werte von 11,11 mSv, 15,80 mSv und 15,99 mSv sowie mit DM_{4D} von 5,68 mSv, 12,24 mSv und 15,08 mSv. Mit der winkelabhängigen Röhrenstrommodulation DM_{2D} wird eine Dosisersparnis von 4,65 % für das 0 cm-Phantom errechnet. Eine höhere Dosisreduktion wird für das 3 cm-Phantom mit 8,19 % und für das 6 cm-Phantom von 9,37 % ermittelt. Folglich wird in dieser Arbeit die höchste Dosisersparnis, unter Verwendung von DM_{2D} , für das Alderson-Rando-Phantom mit der adipösen Körperkonstitution gemessen.

In CT-Untersuchungen von 2200 Patienten wird in einer Studie von McCollough et al. das mAs-Produkt in vier Körperregionen (obere Lunge, Brust, Leber, Becken) mit DM_{4D} in Abhängigkeit von der Körperkonstitution der Patienten ermittelt [38]. Dabei werden Patienten mit einem lateralen Durchmesser von kleiner als 35 cm als schlank und von größer als 40 cm als adipös definiert. Unter Verwendung der kombinierten Röhrenstrommodulation DM_{4D} wird eine Reduktion des Röhrenstromzeitproduktes (mAs) für die vier Scanregionen bei schlanken Patienten von 44,9 % und bei adipösen Patienten von 3,1 % ermittelt. Im Bereich der Leberregion wird eine mAs-Reduktion von 13,2 % und in der Beckenregion von 23,2 % durch ATCM errechnet. Diese Meßwerte werden in der eigenen Arbeit bestätigt. Für die 0 cm- und das 3 cm-Phantome, die mit in der Studie von McCollough et al. als schlank definierten Körperkonstitution

vergleichbar sind, wird eine Reduktion der Effektivdosis von 53, 7 bzw. 31, 5 % gemessen. Für das 6 cm- Phantom, das mit einem lateralen Durchmesser von > 35 cm dem adipösen Konstitutionstyp in der Arbeit von McCollough et al. entspricht, wird mit DM_{4D} eine Dosisreduktion von 16,0 % ermittelt. In beiden Studien wird mit der kombinierten Röhrenstrommodulation DM_{4D} bei adipöser im Vergleich zu schlanker Körperkonstitution eine geringere Dosisreduktion erreicht. Beim adipösen 6cm-Phantom nähert sich der axiale Querschnitt einer Kreisform an (Abbildung 4). Die Modulationsamplitude des Röhrenstroms wird in x-/y- Ebene durch den minimalen (meist a.p.) und den maximalen (meist lateral) mA-Wert, resultierend aus dem Schwächungsprofil des Topogramms, vorgegeben. Daher wird die Modulationsamplitude des Röhrenstroms bei annähernd kreisförmigen Körperquerschnitten (3 cm-/6 cm-Phantom) kleiner, so dass im Vergleich zu ovalären Körperquerschnitten (0 cm-Phantom) eine geringere Dosisersparnis resultiert [78].

Ein weiterer interessanter Aspekt ist, dass der Quotient $\text{Gesamt-mAs}_{DM_{4D}} / \text{Gesamt-mAs}_{\text{konstanter Röhrenstrom}}$ in dieser Arbeit mit zunehmendem Körperumfang ansteigt. Die Modulationsbreite des Röhrenstroms um den „idealen“ mAs-Wert in der Einzelschicht ist für die Gesamtuntersuchung bei der kombinierten mAs-Modulation im Vergleich zur rein winkelabhängigen ebenfalls erhöht (Tabelle 8). Bei der Dosismodulation DM_{4D} wird ein „idealer“ mAs-Wert aus den Schwächungsdaten des Topogramms entlang der z-Achse für jede Einzelschicht definiert, um den der Röhrenstrom während der Röhrenrotation moduliert. Dadurch wird die Gesamt-mAs der CT-Untersuchung, die sich aus dem arithmetischen Mittel der mAs-Werte in den einzelnen Schichten errechnet, reduziert.

In einer klinischen Studie wird eine CT-Untersuchung des Abdomens unter Verwendung von DM_{4D} bei einem Kind mit 50 und 70 $\text{mAs}_{\text{Ref.}}$ durchgeführt. Es wird gezeigt, dass die Dosisreduktion unter Verwendung von DM_{4D} abhängig von der Wahl der Bildqualitätsreferenz-mAs ist. Durch Reduktion der $\text{mAs}_{\text{Ref.}}$ wird in der Studie eine 70 % geringere Effektivdosis für die Gesamtuntersuchung gemessen [26]. Bei hohem Anspruch an die Bildqualität und entsprechend hoher $\text{mAs}_{\text{Ref.}}$ steigt die Patientendosis unter Verwendung von DM_{4D} , mit zusätzlicher z-achsenabhängiger Röhrenstrommodulation, beim adipösen im Vergleich zum schlanken Patienten deutlich an [39]. Bestätigt wird dieser Zusammenhang auch in einer weiteren Arbeit. Es kann gezeigt werden, dass bei Kindern der Röhrenstrom teilweise um den Faktor 4 bis 5 reduziert, während bei adipösen Patienten der Röhrenstrom um den Faktor 2 angehoben werden kann [94]. Denn aufgrund des Körperbaus werden die

Röntgenstrahlen bei Kindern deutlich weniger abgeschwächt, so dass für eine adäquate Bildakquisition mit diagnostisch verwertbarer Bildqualität eine geringere Strahlenexposition benötigt wird als beim Erwachsenen. Die Anwendung von DM_{4D} reduziert daher den Röhrenstrom für das Kind, während hingegen die mAs-Werte für den adipösen Erwachsenen deutlich angehoben werden, um eine vergleichbare Bildqualität zu gewährleisten. Angel et al. zeigen, dass mit der kombinierten Röhrenstrommodulation eine Absenkung der Organdosis der Lungen beim schlanken Erwachsenen um bis zu 56% möglich sei. Bei normalgewichtigen Patienten beträgt das Einsparpotential lediglich 16%, während die Dosis bei übergewichtigen Patienten sogar um bis zu 33% ansteigen kann. Es wird konstatiert, dass die Höhe der Dosisersparung durch die kombinierte Röhrenstrommodulation direkt vom Gewicht bzw. von der Statur des Patienten abhängig ist [95].

In einer klinischen Studie zur Untersuchung des mit DM_{4D} im Wettbewerb stehenden Auto mA 3D[®] (GE Healthcare, General Electric Company, Chalfont St. Giles, GB) werden 117 Patienten nach Körpergewicht in drei Gruppen eingeteilt. In einer Thorax-CT-Untersuchung wird in der Gruppe bis 60 kg eine Dosisreduktion von 29 %, in der Gruppe von 61 - 90 kg von 39 % und in der Gruppe über 91 kg von 12 % anhand der CTDI-Werte errechnet. Das entspricht einer für alle Patienten gemittelten Dosisreduktion von 27 % [92]. Die niedrigste Dosisreduktion durch Anwendung einer kombinierten Röhrenstrommodulation wird, wie in der vorliegenden Arbeit, für den adipösen Konstitutionstyp ermittelt. Charakteristiken wie die Körpergröße, die Dicke und die Muskelmasse des Patienten sind maßgebliche Einflußfaktoren für die Schwächung der Röntgenquanten in der Computertomographie, so dass sich anhand des Körpergewichts eines Patienten allein keine adäquate Definition der Untersuchungsparameter ableiten lässt [96].

Stratis et al. untersuchen die Abhängigkeit der Effektivdosis von der Körperkonstitution (body mass index = BMI) von Patienten ermittelt aus dem $CTDI_{vol}$ einer dreiphasigen Abdomen-CT-Untersuchung am 128-MSCT mit der kombinierten Röhrenstrommodulation DM_{4D} wie in dieser Arbeit. Im Vergleich zum Standardprotokoll mit konstantem Röhrenstrom wird in der zweiten Untersuchungssequenz des oberen und unteren Abdomes für den normalgewichtigen und übergewichtigen Patienten eine signifikante Dosisreduktion von 38,4 % (w) und 46,8 % (m) und entsprechend 18,6 % (w) und 7,6 % (m) gemessen. Für stark adipöse Patienten mit einem BMI > 30 kg m⁻² wird ein Anstieg der Dosis von 3,9 % (w) und sogar von 25 % (m) gemessen [40]. Die

Abhängigkeit der Strahlenexposition von der Körperkonstitution wird von Lee et al. ebenfalls untersucht. Mit niedrigerem BMI wird durch die kombinierte Röhrenstrommodulation in der Patientenstudie eine höhere Dosisreduktion erreicht [97]. In Körperregionen hoher Schwächung, insbesondere im Bereich der Schulter und des Beckens wird der Röhrenstrom unter Umständen auch über den Wert des Standardprotokolls angehoben [83]. Bei singulärer Betrachtung der Schulterregion in einer Thorax-/Abdomen-CT in einer klinischen Studie von Grees et al. führt die Anhebung des Röhrenstroms bei hohem Schwächungskoeffizienten ebenfalls zu einer Dosissteigerung. Dennoch wird für die Gesamtuntersuchung eine erhebliche Dosisreduktion bei Kindern zwischen 15 und 58 % (Mittelwert 44 %) und bei Erwachsenen zwischen 34 und 58 % (Mittelwert 53 %) erreicht [83].

Obwohl in vielen Studien eine deutliche Dosisreduktion von bis zu annähernd 50 % durch Nutzung der kombinierten Röhrenstrommodulation beschrieben wird, kann die resultierende Dosis bei schweren Patienten mit großem Körperumfang zu einer fulminanten Erhöhung der Organdosis führen. Schindera et al. stellen in einer Phantomstudie eine bis mehr als fünffache Dosis bei Abdominalorganen für den übergewichtigen im Vergleich zum schlanken Patienten fest [98]. Durch die kombinierte Röhrenstrommodulation wird die Dosis in einigen Körperbereichen sehr hoch geregelt, um ein konstantes Bildrauschniveau über der z-Achse zu gewährleisten [99]. Israel et al. zeigen in einer Arbeit, dass die Strahlenexposition, ermittelt mit einem Softwareprogramm aus dem $CTDI_{vol}$, für einen 100 kg im Vergleich zu einem 60 kg schweren Patienten bei CT-Untersuchungen des Körperstammes mit der ATCM eines anderen Herstellers annähernd dreifach erhöht sein kann [99]. In der eigenen Arbeit lassen sich durch die Anwendung von DM_{2D} und DM_{4D} keine Erhöhungen der einzelnen Organdosiswerte in der Scanregion bzw. der Effektivdosis für die Gesamtuntersuchung im Vergleich zum Standardprotokoll feststellen.

Bei unterschiedlicher Körperkonstitution reflektiert die mAs-Modulationsbreite die Asymmetrie des Patienten mit weniger Modulation in annähernd kreisförmigen Körperregionen [88]. In der eigenen Arbeit senkt DM_{2D} den Röhrenstrom beim 0 cm-Phantom konstant bei voreingestelltem $mAs_{eff.}$ von 140 auf 131 entlang des Scanfeldes. Unter Verwendung von DM_{4D} wird der Röhrenstrom mit einer Amplitude von 55 bis 92 mAs entlang der z-Achse moduliert. Es errechnet sich ein gemitteltes Röhrenstrom-Zeit-Produkt von 70 $mAs_{eff.}$. Für das 3 cm-Phantom wird für die Messung mit konstantem Röhrenstrom ein Wert von 180 mAs festgelegt. Durch Verwendung von

DM_{2D} und DM_{4D} ergeben sich niedrigere mittlere $mAs_{eff.}$ -Werte von 163 bzw. 114 mAs für den gesamten Scan. Dabei werden in Scanregionen starker Abschwächung, wie der basalen Rippenregion oder im Bereich des Beckens höhere mAs-Werte gemessen als in der mittleren abdominalen Scanregion mit niedrigerem Schwächungskoeffizienten. Für das 6 cm-Phantom wird für die Messung mit konstantem Röhrenstrom ein Wert von 240 mAs festgelegt. Hierbei ergeben sich durch Röhrenstrommodulation mittlere Werte von 222 $mAs_{eff.}$ mit DM_{2D} und 196 $mAs_{eff.}$ mit DM_{4D} . Insbesondere mit DM_{4D} werden die mAs-Werte entlang der Patientenlängsachse mit einer großen Amplitude von 90 bis 221 mAs moduliert.

Bei Damman et al. zeigen sich unterschiedliche Effekte durch Anpassung der Modulationsstufen an die Körperkonstitution. Für normal oder leicht übergewichtige Patienten ($BMI < 30$) wird die größte Dosisreduktion mit der Kombination slim-strong/obese-average erreicht und beträgt 51 - 56 % im Körperstammbereich. Den geringsten Effekt hat die Kombination slim-weak/obese-average (30 - 39 %Reduktion). Bei übergewichtigen Patienten $BMI > 30$ erbringt die Kombination slim-average/obese-weak die größte Reduktion(31-34 %), die sich allerdings vom Effekt der Kombination slim-strong/obese-average nicht signifikant unterscheidet [100]. In der vorliegenden Studie werden alle Phantome unabhängig von der Körperkonstitution gemäß der Voreinstellungen des Herstellers mit der Modulationstufe slim-average/obese-average gescannt. Dadurch lassen sich die erhobenen Messwerte in Bezug auf die Dosisreduktion und auf das Bildrauschen in dieser Arbeit vergleichen.

5.4 Bildrauschen

Das Bildrauschen der einzelnen CT-Schichten für alle CT-Scans wird in der vorliegenden Arbeit durch sechs regions-of-interest ermittelt. Als Maß für das Bildrauschen werden die Mittelwerte der Standardabweichungen der Graustufenwerte an der Workstation in den ROIs abgelesen. Das arithmetische Mittel der Standardabweichung für die jeweiligen ROIs kann als Maß für das Bildrauschen in der jeweiligen CT-Schicht akzeptiert werden [44]. In dieser Studie wird ein Alderson-Rando-Phantom zur Simulation unterschiedlicher Körperkonstitutionen mit fettäquivalenten Erweiterungsringen der Stärke 3 und 6 cm ausgestattet. Die Standardabweichungen der Graustufenwerte (HU) in den Phantomeinzelschichten lassen sich in Abhängigkeit von dem zusätzlichen Fettring somit ermitteln und in Abhängigkeit vom jeweiligen

Konstitutionstyp miteinander vergleichen. Das Bildrauschen kann bei gleichem Untersuchungsaufbau reproduzierbar gemessen werden. Die Konsistenz der Werte in den jeweiligen drei Vergleichsmessungen drückt sich durch die niedrige Standardabweichung aus (Tabelle 8).

Es ergeben sich in der vorliegenden Arbeit für Messungen mit konstantem Röhrenstrom ein ansteigendes Bildrauschniveau gemittelt über alle CT-Schichten für das 0 cm-/ 3 cm- und 6 cm-Phantom von 8,9 und 9,8 und 13,3 HU. Für die Messungen mit DM_{2D} werden entsprechend Werte von 9,5 und 10,4 und 13,7 HU, sowie für DM_{4D} von 12,7 und 12,3 und 14,4 HU erhoben. Das Bildrauschniveau nimmt bei Anwendung der automatischen Röhrenstrommodulation mit Zunahme des Körperdurchmessers für alle drei Konstitutionstypen signifikant zu. In der Abdomen-Computertomographie ist bei konventionell konstanten Röhrenstrom-Einstellungen das Bildrauschen durch die knöchernen Strukturen im Bereich der Beckenregion und des größeren Querschnitts höher als im Bereich des Abdomens [101]. Insbesondere in low-contrast-Regionen, wie dem Abdomen oder der CT-Colonoskopie, ist ein niedriges Bildrausch-Level zur Detektion kleiner Läsionen von entscheidender Bedeutung [69,101].

In der Arbeit von Papadakis et al. werden ebenfalls mehrere ROIs pro Schicht ausgewertet. Als Maß für das Bildrauschen gilt hier ebenfalls die Standardabweichung der HU in den ROIs. Das Bildrauschen wird bei Papadakis et al. bei Abdomen/Becken-CTs ohne Röhrenstrommodulation mit $9,4 \pm 1,1$ HU im Vergleich zur CT mit DM_{4D} mit $13,9 \pm 1,1$ HU angegeben und sind somit mit den eigenen Werten für das 0 cm-Phantom annähernd gleichzusetzen [25,48]. Das Bildrauschen nimmt mit DM_{4D} im Vergleich zu konstantem Röhrenstrom, wie in der vorliegenden Arbeit, signifikant zu [25,48]. Unter Berücksichtigung der Einstellung der Scanparameter aus der klinischen Routine lässt sich mit der Verwendung von DM_{2D} und DM_{4D} im Vergleich zum Standardprotokoll ein signifikanter Anstieg des Bildrauschniveaus nachweisen. Das bedeutet zwar nicht zwingend eine Verschlechterung der subjektiven Bildqualität oder der diagnostischen Verwertbarkeit, zeigt jedoch, dass bei gleichzeitiger Dosisreduktion das Bildrauschen in den CT-Einzelschichten insbesondere mit DM_{4D} signifikant ansteigt. Eine eingeschränkte Vergleichbarkeit besteht in dieser Arbeit, da das 0 cm-Phantom mit einer Röhrenspannung von 120 kV, während hingegen das 3 cm- und 6 cm-Phantom mit 140 kV untersucht wird. Es werden dadurch jedoch die Scanbedingungen aus der klinischen Routine in der eigenen Klinik zum Zeitpunkt der Messungen simuliert. Das höhere Bildrauschniveau mit zunehmendem Körperquerschnitt ist in den Messungen

mit ATCM auch der Erhöhung der Röhrenspannung geschuldet. Es gilt der Grundsatz „KV macht flau“. Somit wird der Anstieg des Bildrauschens in Abhängigkeit von der Körperkonstitution im Vergleich des 0 cm- und 3 cm- Phantoms nicht nur durch das erhöhte Körpermaß bestimmt. Beide Phantome mit Erweiterungsringen werden jedoch mit 140 kV gescannt, so dass im Vergleich des 3 cm- zum 6 cm-Phantom ein Anstieg des Bildrauschniveaus, bedingt durch die Körperkonstitution, aufgezeigt werden kann. In dieser Arbeit wird für das 0 cm-Phantom eine effektive Gesamt- $mAs_{eff.}$ von 70 mit DM_{4D} ermittelt. Dabei werden im Bereich des Diaphragmas bis zur Crista iliaca Werte von 57 bis 70 mAs (Mittelwert 63,1) gemessen. Das führt im Bereich des oberen Abdomens zu einem erhöhten Bildrauschniveau im Vergleich zur konventionellen CT-Untersuchung mit 140 mAs ohne Röhrenstrommodulation (Abbildung 12). Für das 3 cm- und insbesondere für das 6 cm-Phantom nähert sich das Bildrauschniveau in den Messungen mit Röhrenstrommodulation dem niedrigeren Rausch-Level der Messungen mit konstantem Röhrenstrom an (Abbildungen 13,14). Die Arbeit von Rizzo et al. zeigt ebenfalls, dass das Bildrauschen bei der CT mit kombinierter Röhrenstrommodulation signifikant höher ist, als im Vergleich zu konstantem Röhrenstrom. Es wird in der Studie gefolgert, dass die diagnostische Wertigkeit der Bildqualität in beiden Fällen akzeptabel ist [76]. Das Bildrauschen nimmt in anatomischen Regionen in denen das $mAs_{eff.}$ gesenkt wird signifikant zu und nimmt entsprechend ab, wenn das $mAs_{eff.}$ angehoben wird [25,54]. Bei deutlichem Anstieg der mAs -Modulationsbreite durch DM_{4D} mit konsekutiver Minderung der Dosisreduktion steigt das Bildrauschniveau an, ist jedoch entlang der z-Achse mit unterschiedlichen Schwächungskoeffizienten der Körperregionen in dieser Arbeit weiterhin konsistent, vergleichbar mit den Ergebnissen in einer Studie von Soderberg et al. [54]. Das homogene Bildrauschniveau für die CT-Schichten in der Gesamtuntersuchung wird vor allem durch die Modulation des Röhrenstroms Schicht-für-Schicht in der z-Achse erreicht [79].

In einer Studie von Kalra et al. wird deutlich, daß Radiologen bei CT-Schichten des Abdomens und Beckens schlankerer Patienten einen niedrigeren Rauschindex und somit weniger Bildrauschen bevorzugen, wohingegen beim adipösen Patienten für den subjektiven Bildeindruck ein höheres Bildrauschen vom Betrachter gewünscht wird [102]. Bei Kindern wird ein niedrigeres Bildrauschen von den Radiologen bevorzugt, da die gewebstrennenden Fettgewebsschichten, die beim Erwachsenen vorhanden sind und den Kontrast erhöhen und die Gewebsdifferenzierung verbessern, bei den meisten Kindern fehlen [38]. Honnef et al. stellt in einer Studie mit Säuglingen und Kindern am

16-MSCT dar, dass mit der kombinierten Röhrenstrommodulation eine deutliche Reduktion der Strahlenexposition bei diagnostisch verwertbarer Bildqualität in den CT-Untersuchungen erreicht werden kann [103]. Die AEC-Technologie stellt ein effizientes Werkzeug zur Herstellung von CT-Bildern mit vordefinierter und konsistenter Bildqualität dar. Dennoch obliegt es dem CT-Anwender eine individualisierte Bildqualität für den Patienten und das jeweilige Untersuchungsziel zu definieren. Eine für die Diagnostik unnötig hoch gewählte Bildqualität führt zu einer unnötig hohen Strahlenexposition des Patienten [31]. Es ist hervorzuheben, daß sich Radiologen mit der Leistung des AEC-Systems vertraut machen sollten und wie sich das AEC auf die Bildqualität auswirkt [54]. Es besteht ein fester Zusammenhang, dass das Bildrauschen in den CT-Bildern mit Reduktion der Strahlenexposition ansteigt. Es gilt die Balance zwischen dem Wunsch nach einer idealen Bildqualität und gleichzeitiger Minderung der Strahlenexposition herzustellen [104]. Es sollte das Bewußtsein dafür geschärft werden, dass das Bildrauschen und dadurch die Kontrasterkennbarkeit stark von den Einstellparametern und der Dosis abhängen. Das Rauschniveau muss dem Patientenquerschnitt und der diagnostischen Fragestellung angepasst werden. Der optimalen Wahl der Scanparameter kommt eine große Bedeutung zu [32].

5.5 Limitationen

Verschiedene Konzepte und Scanprotokolle der Röhrenstrommodulationstechniken der Hersteller machen eine Vergleichbarkeit und eine universelle Standardisierung nur eingeschränkt möglich [39]. In dieser Arbeit werden zwei Softwareimplementierungen DM_{2D} und DM_{4D} an einem 16-MSCT in einer Phantomstudie untersucht. Andere Hersteller verfolgen andere Konzepte, so dass sich die Ergebnisse für das Dosisersparpotential der AEC und die Effektivdosis dieser Arbeit nicht automatisch auf andere CT-Hersteller und deren AEC-Lösungen übertragen lassen [46]. Weiterhin ist die Vergleichbarkeit der verschiedenen Studien zur Dosisreduktion aufgrund des differierenden Studiendesigns mit unterschiedlichen Scannertypen, sowie unterschiedlichen Untersuchungsparametern wie Röhrenrotationszeit, Pitch, Kollimation und Röhrenspannung, sowie unterschiedlicher Studienpopulationen erschwert [105]. Die in der vorliegenden Studie gewählten Scanprotokolle mit einer Röhrenspannung von 120 kV für das 0 cm-Phantom und 140 kV für die Phantome mit erweitertem Körperumfang entstammen der alltäglichen klinischen Routine. Zum Zeitpunkt der

Datenerfassung wurden die Phantom-Messungen zur Untersuchung der Effektivdosis und Dosisreduktion durch Modulation des Röhrenstroms näherungsweise an die übliche Patientenroutine adaptiert, um vergleichbare Messergebnisse für den klinischen Alltag zu erhalten. Jedoch wird das Potential der Röhrenstrommodulation allein in Abhängigkeit von der Körperkonstitution dadurch erschwert. Die Aufhärtung der Röntgenstrahlung durch mehr kV bedingt einerseits eine vermehrte Strahlenexposition und dadurch eine erhöhte Gesamtkörperdosis für das Phantom. Andererseits verändert sich durch die Anhebung der kV das Modulationsverhalten und -amplitude der automatischen Röhrenstrommodulation. In der Phantomstudie mit intrakorporaler Thermolumineszenzdosimetrie von Koller et al. wird eine Zunahme der Strahlenexposition um 61 % durch Anhebung der Röhrenspannung von 120 auf 140 kV bei gleichbleibendem Röhrenstrom bei einer Abdomen-CT gemessen [70]. Lee et al. erheben eine Dosisersparung von 20 - 31 % [90], Goetti et al. von 16 % [106] unter Anwendung einer automatischen Modulation der Röhrenspannung, was den Einfluß der Röhrenspannung auf die Ganzkörperdosis ebenfalls unterstreicht. Die Abhängigkeit der Effektivdosis und des Potentials der Dosisersparung durch DM_{2D} und DM_{4D} von der Körperkonstitution lässt sich daher für das 0 cm-Phantom gegenüber dem 3 cm- und 6 cm- Phantom nicht ideal vergleichen und auswerten. Nach heutigem Kenntnisstand werden die verschiedenen Messungen mit gleicher kV durchgeführt, um eine vergleichbare Strahlenqualität in den unterschiedlichen CT-Untersuchungen zu gewährleisten. Desweiteren könnte zur Beurteilung der durch ATCM geleisteten Dosisreduktion das Bildrauschen in definierten Messregionen für die CT mit ATCM, dem im Phantom ermittelten Bildrauschen in der CT-Untersuchung ohne ATCM angeglichen werden. Im Vorfeld der gewerteten CT-Messungen würde eine „ideale“ Bildqualitäts-Referenz-mAs für die einzelnen Scanprotokolle ermittelt werden. Somit wäre der Vergleich des Dosisersparpotentials der Röhrenstrommodulation bei gleicher Bildqualität in den Vergleichsuntersuchungen gewährleistet. Ein weiterer Aspekt ist, dass viele Studien, die zur Zeit der Einführung der AEC-Systeme durchgeführt worden sind, für die Berechnung der Effektivdosis die Formel gemäß ICRP60 verwenden. Die Wichtungsfaktoren der Organdosen zur Bestimmung der Effektivdosis wird seit 2007 neu definiert, so dass sich die Effektivdosisdaten in den älteren Studien mit den in dieser Studie ermittelten Daten, gemäß der Formel nach ICRP103, nur bedingt vergleichen lassen. In einer Studie, in der die Differenz der Effektivdosiswerte nach

ICRP60 im Vergleich zur Berechnung mit den aktuell gültigen Wichtungsfaktoren berechnet wird, gibt Unterschiede von -11 bis + 82 % an [93].

Als weitere Limitation in dieser Studie könnte die Einschätzung der Bildqualität allein mit dem Parameter Bildrauschen diskutiert werden. Die contrast-to-noise-ratio, die signal-to-noise-ratio und die Einschätzung der subjektiven Bildqualität durch erfahrene CT-Anwender werden in dieser Arbeit nicht bestimmt. Diese Arbeit konzentriert sich auf die Untersuchung der Abhängigkeit der Strahlendosis von der Röhrenstrommodulation und der Körperkonstitution des Phantoms.

Weitere Parameter um die Patientendosis an die Körperkonstitution zu adaptieren sind die Strahlenprofil-Filter, manuelle Röhrenstrom-Technik-Charts und Modulation der Röhrenspannung [26]. Diese werden in dieser Arbeit nicht berücksichtigt.

5.6 Ausblick

Mit ansteigenden Untersuchungszahlen und zunehmender Strahlendosis der Patienten ist das Grundprinzip die Strahlenexposition „so niedrig wie möglich zu halten (ALARA)“ in der Computertomographie erneut in das Bewußtsein gerückt. Viele Konzepte und technische Ansätze werden verfolgt, um die Dosisreduktion ohne Einschränkung der Bildqualität zu senken. Die kombinierte Röhrenstrommodulation gewährleistet reproduzierbar die Optimierung der Strahlenexposition des Patienten durch Anpassung des Röhrenstroms an den Durchmesser und die Strahlenabschwächung des Gewebes in der x,y- und z-Achse des Patienten ohne wesentliche Kompromisse an die erwünschte Bildqualität [48]. Als weitere Vorteile dieser AEC-Systeme wird eine Kontrolle über die vom Patienten absorbierte Dosis, die verbesserte Konsistenz der Bildrauschens, die Verminderung von Bildartefakten und eine Verlängerung der Lebensdauer der Röntgenröhre angeführt. Daher ist die Kombination der winkelabhängigen mit der z-achsenabhängigen Röhrenstrommodulation eine vielversprechende Methode dieses Ziel zu erreichen [94]. Die Dosismessungen in der vorliegenden Arbeit erfolgten an einem 16-MSCT, das heutzutage in vielen radiologischen Instituten und Praxen dem Gerätestandard entspricht. Die technische Weiterentwicklung lässt nun die Konstruktion von Computertomographen mit bis zu 640 Zeilen zu, so dass pro Röhrenrotation ein größerer Scanbereich abgedeckt werden kann [34] [46]. Bei den Dual Source-CTs rotieren zwei Röhren im Abstand von 90° gleichzeitig um die Patientenlängsachse, wodurch die Datenakquisition noch schneller

erfolgen kann [33]. In aktuellen Studien zeigt sich, dass die in dieser Arbeit untersuchte kombinierte Röhrenstrommodulation auch bei verschiedenen Detektorkonfigurationen modernerer CT-Geräte des gleichen Herstellers ein vergleichbare Leistungsfähigkeit bietet [46]. Die konstanten Untersuchungsergebnisse in dieser Studie unterstreichen das Potential der kombinierten ATCM in der x,y- und z-Achse bei unterschiedlicher Körperkonstitution des Patienten. Die einfache Handhabung dieser Software-Option in dieser Studie verspricht auch im täglichen klinischen Routineeinsatz eine Adaptation der Untersuchungsparameter und dadurch eine deutliche Dosisreduktion für den Patienten.

6 ZUSAMMENFASSUNG

Die Computertomographie hat sich als leistungsstarkes Verfahren mit hoher diagnostischer Aussagekraft bei zahlreichen medizinischen Indikationen etabliert. In Deutschland steigt der prozentuale Anteil der CT an der Gesamthäufigkeit der bildgebenden Untersuchungsverfahren stetig an. Die ansteigende medizinisch induzierte Strahlendosis der Patienten durch die CT führt zu erheblichen Bemühungen der CT-Gemeinschaft die Strahlenexposition entsprechend dem ALARA-Prinzip zu minimieren. In der Folge verbreitete sich die Implementierung der Röhrenstrommodulation an modernen CT-Geräten.

In der vorliegenden Phantomstudie werden an einem 16-MSCT Softwareimplementierungen zur patientenadaptierten Röhrenstrommodulation bei Abdomen-CT-Untersuchungen evaluiert. Das Potential der Dosisreduktion der winkelabhängigen (DM_{2D}) und der kombinierten (DM_{4D}) Röhrenstrommodulation wird im Vergleich zu CT-Untersuchungen mit konstantem Röhrenstrom untersucht.

Mit Scanparametern aus dem klinischen Alltag werden Abdomen-CTs mit einem Alderson-Rando-Phantom durchgeführt. Zur Untersuchung der Abhängigkeit der Patientendosis von der Körperkonstitution wird das Alderson-Rando-Phantom mit fettäquivalenten Erweiterungsschalen der Stärke 3 cm und 6 cm ummantelt. Die Effektivdosis wird mit 100 Thermolumineszenzdosimetern (TLD) bestimmt. Im Rahmen der Versuchsplanung erfolgt die genaue Positionierung der TLDs im Phantom unter Berücksichtigung der Volumenverteilung der Organe durch Vergleich mit extrahierten Patientendatensätzen aus dem klinikeigenen Archiv.

In den durchgeführten Abdomen-CT-Untersuchungen werden mit ansteigendem Körperquerschnitt des Alderson-Rando-Phantoms höhere Effektivdosiswerte gemessen. Durch Einsatz von DM_{2D} werden im Vergleich zu Untersuchungen mit konstantem Röhrenstrom für das 0 cm-/3 cm und 6 cm-Phantom Dosisersparungen von 4,7 %, 8,2 % und 9,4 % ermittelt. Eine deutlich höhere prozentuale Dosisreduktion der Effektivdosis mit 53,7 %, 31,7 % und 16,0 % wird durch zusätzliche Modulation des Röhrenstroms in der z-Achse mit DM_{4D} ermöglicht. Das Bildrauschen der CT-Bilder steigt mit zunehmendem Körperquerschnitt und mit Reduktion der Strahlenexposition durch Modulation des Röhrenstroms an. Im Vergleich der Körperregionen mit niedrigem (z.B. Abdomen) zu höherem Schwächungskoeffizienten (z.B. Becken) bleibt das Bildrauschen jedoch konstant. Durch individuelle Anpassung des Röhrenstroms an den

Körperdurchmesser durch DM_{4D} kann die Effektivdosis bei Abdomen-CTs unter Beibehaltung eines konstanten Bildrauschniveaus in den CT-Schichten um bis zu 53,7 % gesenkt werden. Die kombinierte Röhrenstrommodulation führt bei schlanken Patienten im Gegensatz zu adipöseren Patienten zu einer deutlich höheren Reduktion der Strahlenexposition. Dies lässt den Rückschluss zu, dass insbesondere Kinder und Jugendliche mit einem eher ovalären Körperquerschnitt in der Abdomenregion von der kombinierten Röhrenstrommodulation profitieren. Hinsichtlich der Dosisersparnis in Abhängigkeit von der Körperkonstitution findet sich in der Literatur eine vergleichbare Datenlage bei jedoch zum Teil unterschiedlicher Methodik. Daher differieren die absoluten Effektivdosiswerte und Bewertungen des Bildrauschens teilweise erheblich, jedoch kommen die verschiedenen Studien zu dem Ergebnis, dass durch anatomiebasierte Adaptation des Röhrenstroms eine signifikante Dosisersparnis bei diagnostisch verwertbarer Bildqualität resultiert. Durch den hohen Nutzen dieses Verfahrens bei gleichzeitig anwenderfreundlicher Handhabung hat sich die kombinierte Röhrenstrommodulation im klinischen Alltag längst etabliert. Mit den zu erwartenden technischen Neuerungen in den nächsten Jahren mit noch schnellerer Datenakquisition durch leistungsstärkere CT-Geräte wird sich auch das Indikationsspektrum erweitern, so dass der Anteil an medizinischer Strahlenexposition durch die CT weiter ansteigen wird. Die Modulation des Röhrenstroms in der x-/y- und z-Achse des Patienten ist eines der vielversprechendsten Verfahren, um eine Dosisersparnis bei gleichzeitiger Gewährleistung einer diagnostisch verwertbaren Bildqualität zu erreichen. Dennoch sollten technische Ansätze zur Reduktion der Patientendosis, wie die Strahlenprofil-Filter, die manuellen Röhrenstrom-Technik-Charts oder die Modulation der Röhrenspannung weiterentwickelt werden, um sich dem Ideal des „ALARA“-Prinzips weiterhin anzunähern.

7 LITERATURVERZEICHNIS

- 1 Hounsfield GN. Historical notes on computerized axial tomography. J Can Assoc Radiol 1976;27:135-42.
- 2 Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. Br J Radiol 1973;46:1016-22.
- 3 Radon J. Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten. Berichte über die Verhandlungen der Königlich Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften zu Leipzig. Akademie der Wissenschaften. 1917;69:26-277.
- 4 Beckmann EC. CT scanning the early days. Br J Radiol 2006;79:5-8.
- 5 Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. Radiology 1990;176:181-3.
- 6 McCollough CH, Zink FE. Performance evaluation of a multi-slice CT system. Med Phys 1999;26:2223-30.
- 7 Mori S, Endo M, Nishizawa K, Murase K, Fujiwara H, Tanada S. Comparison of patient doses in 256-slice CT and 16-slice CT scanners. Br J Radiol 2006;79:56-61.
- 8 Grupp U, Schafer ML, Meyer H, Lembcke A, Pollinger A, Wieners G. Reducing Radiation Dose in Emergency CT Scans While Maintaining Equal Image Quality: Just a Promise or Reality for Severely Injured Patients? Emerg Med Int 2013;Article ID 984645:1-7.
- 9 McCollough CH, Guimaraes L, Fletcher JG. In defense of body CT. AJR Am J Roentgenol 2009;193:28-39.

- 10 Türçay S. Herstellerseitige Maßnahmen zur Dosisreduktion (Fa. GE Medical Systems). Symposium "5 Jahre Konzertierte Aktion Dosisreduktion". 2003:17-8.
- 11 Vock P. CT dose reduction in children. *Eur Radiol* 2005;15:2330-40.
- 12 Teunen D. The European Directive on health protection of individuals against the dangers of ionising radiation in relation to medical exposures (97/43/Euratom). *J Radiol Prot* 1998;18:133-7.
- 13 Brenner D, Elliston C, Hall E, Berdon W. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *AJR Am J Roentgenol* 2001;176:289-96.
- 14 Nickoloff EL, Alderson PO. Radiation exposures to patients from CT: reality, public perception, and policy. *AJR Am J Roentgenol* 2001;177:285-7.
- 15 Boone JM, Geraghty EM, Seibert JA, Wootton-Gorges SL. Dose reduction in pediatric CT: a rational approach. *Radiology* 2003;228:352-60.
- 16 Mettler FA, Jr., Bhargavan M, Faulkner K, Gilley DB, Gray JE, Ibbott GS, Lipoti JA, Mahesh M, McCrohan JL, Stabin MG, Thomadsen BR, Yoshizumi TT. Radiologic and nuclear medicine studies in the United States and worldwide: frequency, radiation dose, and comparison with other radiation sources 1950-2007. *Radiology* 2009;253:520-31.
- 17 Deutscher Bundestag. Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 2013. Drucksache 2013;18/5565:39-40.
- 18 Prekeges JL. Radiation hormesis, or, could all that radiation be good for us? *J Nucl Med Technol* 2003;31:11-7.
- 19 Parsons PA. Energy, stress and the invalid linear no-threshold premise: a generalization illustrated by ionizing radiation. *Biogerontology* 2003;4:227-31.

- 20 Vaiserman AM, Litoshenko A, Kvitnitskaia-Ryzhova T, Koshel NM, Mozzhukhina TG, Mikhal'skii SA, Voitenko VP. Molecular and cellular aspects of radiation hormesis in *Drosophila melanogaster*. *Tsitol Genet* 2003;37:41-8.
- 21 Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography - an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 2007;357:2277-84.
- 22 National Research Council. BEIR VII: Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation. National Academies Press 2006: 14.
- 23 Preston DL, Pierce DA, Shimizu Y, Cullings HM, Fujita S, Funamoto S, Kodama K. Effect of recent changes in atomic bomb survivor dosimetry on cancer mortality risk estimates. *Radiat Res* 2004;162:377-89.
- 24 Hurwitz LM, Reiman RE, Yoshizumi TT, Goodman PC, Toncheva G, Nguyen G, Lowry C. Radiation dose from contemporary cardiothoracic multidetector CT protocols with an anthropomorphic female phantom: implications for cancer induction. *Radiology* 2007;245:742-50.
- 25 Papadakis AE, Perisinakis K, Oikonomou I, Damilakis J. Automatic exposure control in pediatric and adult computed tomography examinations: can we estimate organ and effective dose from mean mAs reduction? *Invest Radiol* 2011;46:654-62.
- 26 Yu L, Bruesewitz MR, Thomas KB, Fletcher JG, Kofler JM, McCollough CH. Optimal tube potential for radiation dose reduction in pediatric CT: principles, clinical implementations, and pitfalls. *Radiographics* 2011;31:835-48.
- 27 Mountford PJ, Temperton DH. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection (ICRP) 1990. *Eur J Nucl Med* 1992;19:77-9.
- 28 Bundesgesetzblatt. Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen(Röntgenverordnung - RöV) 2002;17:609.

- 29 Shiralkar S, Rennie A, Snow M, Galland RB, Lewis MH, Gower-Thomas K. Doctors' knowledge of radiation exposure: questionnaire study. *BMJ* 2003;327:371-2.
- 30 Thomas KE, Parnell-Parmley JE, Haidar S, Moineddin R, Charkot E, BenDavid G, Krajewski C. Assessment of radiation dose awareness among pediatricians. *Pediatr Radiol* 2006;36:823-32.
- 31 Yu L, Liu X, Leng S, Kofler JM, Ramirez-Giraldo JC, Qu M, Christner J, Fletcher JG, McCollough CH. Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective. *Imaging Med* 2009;1:65-84.
- 32 Kalender W. Principles of Computed Tomography, Dose. In: Kalender W. *Computed Tomography*. 2nd ed. Erlangen, Deutschland: Publicis Corporate Publishing, 2005:18-41,170-86.
- 33 Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, Petersilka M, Gruber K, Suss C, Grasruck M, Stierstorfer K, Krauss B, Raupach R, Primak AN, Kuttner A, Achenbach S, Becker C, Kopp A, Ohnesorge BM. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol* 2006;16:256-68.
- 34 Yu SJ, Zhang L, Chen YF, Zhang J. Effects of heart rate on image quality and radiation dose of "triple rule-out" 320-row-640-slice multidetector computed tomography scan in patients with acute chest pain. *Zhonghua Yi Xue Za Zhi* 2012;92:2652-5.
- 35 Nagel HD. Dosisbeeinflussende Faktoren. In: Nagel HD. *Strahlenexposition in der Computertomographie*. 3. Auflage Hamburg, Deutschland: CTB Publications Hamburg, 2002:10-78.
- 36 Kalender WA, Deak P, Kellermeier M, van Straten M, Vollmar SV. Application- and patient size-dependent optimization of x-ray spectra for CT. *Med Phys* 2009;36:993-1007.

- 37 Coppenrath E, Schmid C, Brandl R, Szeimies U, Hahn K. Spiral-CT des Abdomens: Gewichtsadaptierte Dosisreduktion. Fortschr Röntgenstr 2001;173:52-6.
- 38 McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler JM. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. Radiographics 2006;26:503-12.
- 39 Kalra MK, Rizzo SM, Novelline RA. Reducing radiation dose in emergency computed tomography with automatic exposure control techniques. Emerg Radiol 2005;11:267-74.
- 40 Stratis A, Kottou S, Molfetas M, Xirafi I, Delis H, Panayiotakis G. The effect of a combined tube current modulation system on dose delivered to patients undergoing thoracic and abdominal CT with a 128-slice scanner. Radiat Prot Dosimetry 2013;153:206-11.
- 41 Haaga JR, Miraldi F, MacIntyre W, LiPuma JP, Bryan PJ, Wiesen E. The effect of mAs variation upon computed tomography image quality as evaluated by in vivo and in vitro studies. Radiology 1981;138:449-54.
- 42 Kopka L, Funke M, Breiter N, Hermann KP, Vosschenrich R, Grabbe E. An anatomically adapted variation of the tube current in CT. Studies on radiation dosage reduction and image quality. Fortschr Röntgenstr 1995;163:383-7.
- 43 Gies M, Kalender WA, Wolf H, Suess C. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. I. Simulation studies. Med Phys 1999;26:35-47.
- 44 Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Schmidt B, Westerman BL, Morgan HT, Saini S. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. Radiology 2004;233:649-57.

- 45 Mayer C, Meyer M, Fink C, Schmidt B, Sedlmair M, Schoenberg SO, Henzler T. Potential for radiation dose savings in abdominal and chest CT using automatic tube voltage selection in combination with automatic tube current modulation. *AJR Am J Roentgenol* 2014;203:292-9.
- 46 Papadakis AE, Perisinakis K, Damilakis J. Automatic exposure control in CT: the effect of patient size, anatomical region and prescribed modulation strength on tube current and image quality. *Eur Radiol* 2014;24:2520-31.
- 47 Bredenholler C, Feuerlein U. CARE Dose 4 D. In: Bredenholler C, Feuerlein U. Somatom sensation 16 application guide. Siemens Medical, Forchheim, 2006:25-29.
- 48 Soderberg M, Gunnarsson M. The effect of different adaptation strengths on image quality and radiation dose using Siemens Care Dose 4D. *Radiat Prot Dosimetry* 2010;139:173-9.
- 49 Mettler FA, Wiest PW, Locken JA, Kelsey CA. CT scanning: patterns of use and dose. *J Radiol Prot* 2000;20:353-9.
- 50 Nishizawa K, Mori S, Ohno M, Yanagawa N, Yoshida T, Akahane K, Iwai K, Wada S. Patient dose estimation for multi-detector-row CT examinations. *Radiat Protection Dosimetry* 2008;128:98-105.
- 51 OECD Health Statistics 2016. Paris.: Organisation for Economic Cooperation and Development, 2016. (Accessed March 19, 2016, at <http://www.oecd.org/els/health-systems/health-statistics.html>.)
- 52 Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, Blake MA, Shepard JA, Saini S. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology* 2004;230:619-28.
- 53 Kalra MK, Prasad S, Saini S, Blake MA, Varghese J, Halpern EF, Thrall JH, Rhea JT. Clinical comparison of standard-dose and 50% reduced-dose abdominal CT: effect on image quality. *AJR Am J Roentgenol* 2002;179:1101-6.

- 54 Soderberg M, Gunnarsson M. Automatic exposure control in computed tomography - an evaluation of systems from different manufacturers. *Acta Radiol* 2010;51:625-34.
- 55 Kalra MK, Naz N, Rizzo SM, Blake MA. Computed tomography radiation dose optimization: scanning protocols and clinical applications of automatic exposure control. *Curr Probl Diagn Radiol* 2005;34:171-81.
- 56 Soderberg M. Overview, Practical Tips and Potential Pitfalls of Using Automatic Exposure Control in CT: Siemens Care Dose 4d. *Radiat Prot Dosimetry* 2016;169:84-91.
- 57 Alderson SW, Lanzl LH, Rollins M, Spira J. An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans. *Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med* 1962;87:185-95.
- 58 Lawrence H, Lanzl PD. The Rando Phantom an its medical applications. ARL Inc 1973.
- 59 Menges Medical (MeMed). Gallspach, Österreich: Menges Medizintechnik, 2017. (Accessed March 4, 2017, at <http://www.memed.at/radiologie/rontgenschutzkleidung/strahlenschutz-patient/testeschutz.html>.)
- 60 Krieger H. Thermolumineszenzdosimetrie. In: Krieger H. *Strahlungsmessung und Dosimetrie*. 2. Auflage. Wiesbaden, Deutschland: Springer Spektrum, 2012:291-97.
- 61 ThermoFisherScientific. Waltham, USA : ThermoFischer Scientific, 2017. (Accessed February 7, 2017, at <https://www.thermofisher.com/order/catalog/product/HARSHAWTLD5500>.)
- 62 ICRP. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. *Annals of the ICRP*. 2007;37:1-332.

- 63 McCollough CH, Schueler BA. Calculation of effective dose. *Med Phys* 2000;27:828-37.
- 64 ICRP. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. *Annals of the ICRP*. 1991; 21:1-201.
- 65 Cristy M. Active bone marrow distribution as a function of age in humans. *Phys Med Biol* 1981;26:389-400.
- 66 Wallace AB. Treatment of burns; a return to basic principles. *Br J Plast Surg* 1949;1:232-44.
- 67 Fujii K, Aoyama T, Koyama S, Kawaura C. Comparative evaluation of organ and effective doses for paediatric patients with those for adults in chest and abdominal CT examinations. *Br J Radiol* 2007;80:657-67.
- 68 Cohnen M, Poll LJ, Puettmann C, Ewen K, Saleh A, Modder U. Effective doses in standard protocols for multi-slice CT scanning. *Eur Radiol* 2003;13:1148-53.
- 69 Graser A, Wintersperger BJ, Suess C, Reiser MF, Becker CR. Dose reduction and image quality in MDCT colonography using tube current modulation. *AJR Am J Roentgenol* 2006;187:695-701.
- 70 Koller F, Roth J. Determination of the effective dose for CT examinations and influence of the setup parameters. *Fortschr Röntgenstr* 2007;179:38-45.
- 71 Price R, Halson P, Sampson M. Dose reduction during CT scanning in an anthropomorphic phantom by the use of a male gonad shield. *Br J Radiol* 1999;72:489-94.
- 72 Kalender WA, Wolf H, Suess C, Gies M, Greess H, Bautz WA. Dose reduction in CT by on-line tube current control: principles and validation on phantoms and cadavers. *Eur Radiol* 1999;9:323-28.

- 73 Greess H, Wolf H, Baum U, Lell M, Pirkl M, Kalender W, Bautz WA. Dose reduction in computed tomography by attenuation-based on-line modulation of tube current: evaluation of six anatomical regions. *Eur Radiol* 2000;10:391-4.
- 74 Tack D, De Maertelaer V, Gevenois PA. Dose reduction in multidetector CT using attenuation-based online tube current modulation. *AJR Am J Roentgenol* 2003;181:331-4.
- 75 Mulkens TH, Bellinck P, Baeyaert M, Ghysen D, Van Dijck X, Mussen E, Venstermans C, Termote JL. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation. *Radiology* 2005;237:213-23.
- 76 Rizzo S, Kalra M, Schmidt B, Dalal T, Suess C, Flohr T, Blake M, Saini S. Comparison of angular and combined automatic tube current modulation techniques with constant tube current CT of the abdomen and pelvis. *AJR Am J Roentgenol* 2006;186:673-9.
- 77 Papadakis AE, Perisinakis K, Damilakis J. Automatic exposure control in pediatric and adult multidetector CT examinations: a phantom study on dose reduction and image quality. *Med Phys* 2008;35:4567-76.
- 78 Greess H, Nomayr A, Wolf H, Baum U, Lell M, Bowing B, Kalender W, Bautz WA. Dose reduction in CT examination of children by an attenuation-based on-line modulation of tube current (CARE Dose). *Eur Radiol* 2002;12:1571-6.
- 79 Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Kamath RS, Halpern EF, Saini S. Comparison of Z-axis automatic tube current modulation technique with fixed tube current CT scanning of abdomen and pelvis. *Radiology* 2004;232:347-53.
- 80 Kalra MK, Rizzo S, Maher MM, Halpern EF, Toth TL, Shepard JA, Aquino SL. Chest CT performed with z-axis modulation: scanning protocol and radiation dose. *Radiology* 2005;237:303-8.

- 81 Bauer B, Veit R. Dosiswerte in der Röntgendiagnostik. Deutsches Ärzteblatt. 2003;31-32:2087-8.
- 82 McCollough C. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. American Association of Physicists in Medicine 2009; 96:1-28.
- 83 Greess H, Wolf H, Suess C, Kalender WA, Bautz W, Baum U. Automatic exposure control to reduce the dose in subsecond multislice spiral CT: phantom measurements and clinical results. Fortschr Röntgenstr 2004;176:862-9.
- 84 Jones DG SP. Normalised organ doses calculated using Monte Carlo techniques. Survey of CT practice in the UK. Part 3. NRPB 1991; 250.
- 85 Hurwitz LM, Yoshizumi TT, Goodman PC, Frush DP, Nguyen G, Toncheva G, Lowry C. Effective dose determination using an anthropomorphic phantom and metal oxide semiconductor field effect transistor technology for clinical adult body multidetector array computed tomography protocols. J Comput Assist Tomogr 2007;31:544-9.
- 86 A practical approach for the assessment of patient doses from CT Examinations. Edinburgh. Western General Hospital, Department of Medical Physics and Medical Engineering, 2003 (Accessed Accessed June 17, 2016, at <http://www.dundee.ac.uk/medphys/documents/hashemi.pdf>.)
- 87 Geleijns J, Van Unnik JG, Zoetelief J, Zweers D, Broerse JJ. Comparison of two methods for assessing patient dose from computed tomography. Br J Radiol 1994;67:360-5.
- 88 Lechel U, Becker C, Langenfeld-Jager G, Brix G. Dose reduction by automatic exposure control in multidetector computed tomography: comparison between measurement and calculation. Eur Radiol 2009;19:1027-34.
- 89 Herzog P, Jakobs TF, Wintersperger BJ, Nikolaou K, Becker R, Reiser MF. Strahlendosis und Möglichkeiten zur Dosisreduktion in der Mehrschicht-CT. Radiologe 2002;42:691-6.

- 90 Lee KH, Lee JM, Moon SK, Baek JH, Park JH, Flohr TG, Kim KW, Kim SJ, Han JK, Choi BI. Attenuation-based automatic tube voltage selection and tube current modulation for dose reduction at contrast-enhanced liver CT. *Radiology* 2012;265:437-47.
- 91 Lee EJ, Lee SK, Agid R, Howard P, Bae JM, terBrugge K. Comparison of image quality and radiation dose between fixed tube current and combined automatic tube current modulation in craniocervical CT angiography. *AJNR Am J Neuroradiol* 2009;30:1754-9.
- 92 Prakash P, Kalra MK, Gilman MD, Shepard JA, Digumarthy SR. Is weight-based adjustment of automatic exposure control necessary for the reduction of chest CT radiation dose? *Korean J Radiol* 2010;11:46-53.
- 93 Matsubara K, Koshida K, Suzuki M, Shimono T, Yamamoto T, Matsui O. Effective dose evaluation of multidetector CT examinations: influence of the ICRP recommendation in 2007. *Eur Radiol* 2009;19:2855-61.
- 94 McCollough CH, Primak AN, Braun N, Kofler J, Yu L, Christner J. Strategies for reducing radiation dose in CT. *Radiol Clin North Am* 2009;47:27-40.
- 95 Angel E, Yaghmai N, Jude CM, DeMarco JJ, Cagnon CH, Goldin JG, McCollough CH, Primak AN, Cody DD, Stevens DM, McNitt-Gray MF. Dose to radiosensitive organs during routine chest CT: effects of tube current modulation. *AJR Am J Roentgenol* 2009;193:1340-5.
- 96 Israel GM, Herlihy S, Rubinowitz AN, Cornfeld D, Brink J. Does a combination of dose modulation with fast gantry rotation time limit CT image quality? *AJR Am J Roentgenol* 2008;191:140-4.
- 97 Lee S, Yoon SW, Yoo SM, Ji YG, Kim KA, Kim SH, Lee JT. Comparison of image quality and radiation dose between combined automatic tube current modulation and fixed tube current technique in CT of abdomen and pelvis. *Acta Radiol* 2011;52:1101-6.

- 98 Schindera ST, Nelson RC, Lee ER, Delong DM, Ngyen G, Toncheva G, Yoshizumi TT. Abdominal multislice CT for obese patients: effect on image quality and radiation dose in a phantom study. *Acad Radiol* 2007;14:486-94.
- 99 Israel GM, Cicchiello L, Brink J, Huda W. Patient size and radiation exposure in thoracic, pelvic, and abdominal CT examinations performed with automatic exposure control. *AJR Am J Roentgenol* 2010;195:1342-6.
- 100 Dammann FJ, Jedrusik P, Horger M, Küttner A, Claussen CD. Optimierung der modulationsabhängigen Dosisreduktion der 4D-Caredose-Technik beim MS-CT. *Fortschr Röntgenstr* 2005;177:142.
- 101 van Gelder RE, Venema HW, Florie J, Nio CY, Serlie IW, Schutter MP, van Rijn JC, Vos FM, Glas AS, Bossuyt PM, Bartelsmann JF, Lameris JS, Stoker J. CT colonography: feasibility of substantial dose reduction--comparison of medium to very low doses in identical patients. *Radiology* 2004;232:611-20.
- 102 Multidetector CT scanning of abdomen and pelvis: a study for optimization of automatic tube current modulation technique in 120 subjects. Chicago, IL.: Radiological Society of North America Scientific Assembly and Annual Meeting Program, 2003. (Accessed March 5, 2017, at <http://archive.rsna.org/2003/3107471.html>.)
- 103 Honnef D, Wildberger JE, Das M, Hohl C, Mahnken A, Schnoring H, Vazquez-Jimenez J, Gunther RW, Staatz G. Dose-reduced 16-slice multidetector-row spiral computed tomography in children with bronchoscopically suspected vascular tracheal stenosis - initial results. *Fortschr Röntgenstr* 2006;178:425-31.
- 104 Martin CJ, Sutton DG, Sharp PF. Balancing patient dose and image quality. *Appl Radiat Isot* 1999;50:1-19.
- 105 Honnef D, Wildberger JE, Stargardt A, Hohl C, Barker M, Gunther RW, Staatz G. Multislice spiral CT (MSCT) in pediatric radiology: dose reduction for chest and abdomen examinations. *Fortschr Röntgenstr* 2004;176:1021-30.

- 106 Goetti R, Winklehner A, Gordic S, Baumueller S, Karlo CA, Frauenfelder T, Alkadhi H. Automated attenuation-based kilovoltage selection: preliminary observations in patients after endovascular aneurysm repair of the abdominal aorta. *AJR Am J Roentgenol* 2012;199:380-5.

8 EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG

„Ich, Daniel Hellermann, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: Effektivdosis in der Abdomen-CT in Abhängigkeit von der Modulation des Röhrenstroms und der Körperkonstitution selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem Betreuer, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

9 LEBENSLAUF

"Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht."

10 DANKSAGUNG

Zuerst möchte ich Herrn Professor Dr. med. Thomas Albrecht, Chefarzt der Radiologie und interventionellen Therapie im Vivantes Klinikum Neukölln, Berlin, für die freundliche Überlassung des Themas und seine hilfreiche Unterstützung beim Anfertigen dieser Arbeit danken.

An dieser Stelle möchte ich mich auch bei Dr. med. Guido M. Weiner bedanken, der mich bei der Studienplanung und -durchführung wesentlich beraten hat.

Mein ganz besonderer Dank gilt meinen Eltern, Irmgard und Hubert Hellermann, die mich auf meinem Lebensweg unermüdlich begleiten und denen ich diese Arbeit widme. Ganz besonderen Dank dafür, dass Sie immer das Beste für unsere Familie tun und alles Erdenkliche bereit sind, dafür zu geben.

Ein großer Dank gilt meiner Schwester Diana, die mich mit Ihrem positiven Wesen motivierend beeinflusst.

Danken möchte ich auch meinem besten Freund Andreas Maier. Vielen Dank für die tiefe Freundschaft und den jederzeit unterstützenden Beistand.

Tief verbunden und dankbar bin ich meiner Lebensgefährtin Dr. med. Melanie Heinke für ihre hilfreiche Unterstützung und ihr Verständnis bei der Anfertigung dieser Arbeit. Sie war mir mit ihren Ratschlägen, ihrer Geduld und ihrer Fähigkeit mich immer wieder aufs Neue zu motivieren eine große Hilfe und ein liebevoller Mensch an meiner Seite.