

**Möglichkeiten der Dosisreduktion in der Röntgendiagnostik –  
Qualitätssichernde Dosisoptimierung über die  
diagnostischen Referenzwerte hinaus**

**Kumulative Dissertation**

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Humanbiologie  
des Fachbereichs Medizin  
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von

**Stefan Benjamin Schäfer**

aus Bad Nauheim

Gießen 2022

**Aus dem Fachbereich Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen**

Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie

Gutachterin: Univ.-Prof. Dr. med. Gabriele A. Krombach

Gutachter: PD Dr. med. Alexander Kluge

Tag der Disputation: 10.11.2022

Meiner Familie

## Inhaltsverzeichnis

<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
-------------------	----------

### **Kumulativer Anteil der Dissertation**

---

<b>Übersicht zu den Manuskripten</b>	<b>7</b>
--------------------------------------	----------

Erklärung zum Eigenanteil	7
---------------------------	---

Inhaltsangabe	10
---------------	----

<b>Kapitel 1 Dosismanagement für konventionelles Röntgen und CT: Systematischer Vergleich der Expositionswerte zweier radiologischer Institute mit den diagnostischen Referenzwerten und Verwendung der Ergebnisse zur Optimierung der Strahlenexposition bei diagnostischen Untersuchungen</b>	<b>12</b>
---	-----------

Zusammenfassung	12
-----------------	----

Kernaussagen	13
--------------	----

Abstract	13
----------	----

Einleitung	14
------------	----

Material und Methoden	16
-----------------------	----

Ergebnisse	18
------------	----

Optimierung	24
-------------	----

Diskussion	30
------------	----

<b>Kapitel 2 Optimierung von Ganzkörper-CT-Untersuchungen an Polytraumatisierten anhand des Vergleichs mit den aktuellen diagnostischen Referenzwerten</b>	<b>34</b>
--	-----------

Zusammenfassung	34
-----------------	----

Abstract	35
----------	----

Einleitung	36
------------	----

Material und Methoden	39
-----------------------	----

Ergebnisse	43
------------	----

Diskussion	53
------------	----

Klinische Relevanz	57
--------------------	----

<b>Kapitel 3</b>	<b>Modification of chest radiography exposure parameters using a neonatal chest phantom</b>	<b>58</b>
	Abstract	58
	Introduction	59
	Materials and Methods	60
	Results	64
	Discussion	70
	Conclusion	72
	<b>Diskussion</b>	<b>73</b>
	<b>Zusammenfassung</b>	<b>84</b>
	<b>Summary</b>	<b>85</b>
	<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>86</b>
	<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>88</b>
	<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>90</b>
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>91</b>
	<b>Publikationsverzeichnis</b>	<b>101</b>
	<b>Ehrenwörtliche Erklärung</b>	<b>102</b>
	<b>Danksagung</b>	<b>103</b>

## Einleitung

Schon kurze Zeit nach der Entdeckung der Röntgenstrahlung durch Wilhelm Conrad Röntgen im Jahre 1895 wurden bereits Röntgengeräte in der medizinischen Diagnostik verwendet (Göttsche 2006).

Röntgenstrahlung ist elektromagnetische Strahlung, die durch Abbremsung oder Ablenkung beschleunigter Elektronen (kontinuierliche Bremsstrahlung) sowie durch Wechselwirkung der Elektronen mit einem Hüllenelektron eines Atoms und daraus erfolgender Energieübertragung durch Elektronenstoß (charakteristischen Röntgenstrahlung) entstehen (Krieger 2018).

Dieser Umstand, dass Röntgenstrahlung beim Durchdringen von Materie, durch Wechselwirkung (Absorption und Streuung) abgeschwächt wird, wird in der diagnostischen Medizin zur Erzeugung von Bildinformationen genutzt. Hierzu werden die teilweise geschwächten Röntgenstrahlen hinter dem Untersuchungsobjekt von einem Röntgenfilm, einer Speicherfolie oder einem digitalen Detektor erfasst. Die Schwächung der Röntgenstrahlung ist hierbei zum einen abhängig von der Energie der Röntgenstrahlung, beeinflusst durch die Einstellung der Röhrenspannung und des Röntgenstroms sowie der verwendeten Vorfilterung, zum anderen von der Gewebeszusammensetzung, der Dicke und Dichte des zu durchdringenden Untersuchungsobjekts (Schröder 2015). So werden Röntgenstrahlen bei gleicher Materialdicke beispielsweise beim Durchdringen von Knochen mit einer hohen Dichte stärker abgeschwächt, als beim Durchdringen von weniger dichtem Gewebe, wie zum Beispiel der mit Luft gefüllten Lunge. Dies führt dazu, dass Knochen auf einem Röntgenbild als helle Objekte und Lungen als dunkle Objekte dargestellt werden (Zilles 2011).

Da bei der Bilderzeugung dreidimensionale Strukturen (Untersuchungsregion) durch Überlagerung als ein zweidimensionales Bild abgebildet werden, entstehen Projektionsbilder. Hierbei kann es zu Überlagerungseffekten kommen. Zusätzlich lassen sich Objekte die hintereinander im Strahlengang liegen und eine ähnliche Dichte aufweisen, im Röntgenbild kaum unterscheiden. Aus diesem Grund ist für die Diagnostik in vielen Fällen eine zweite rechtwinklige Aufnahmeebene, zur exakten räumlichen Zuordnung, nötig (Bushberg 2012).

Diese Projektionsbilder kommen im konventionellen Röntgen, der Mammographie und beispielsweise bei zahnärztlichen Panoramaaufnahmen zum Einsatz, ebenso wie bei der

Fluoroskopie (Durchleuchtung und Angiographie), die die Darstellung von dynamischen Bewegungsabläufen meist unter Verwendung von Kontrastmittel (KM) und eine Echtzeitbetrachtung bei hoher zeitlicher Auflösung ermöglicht. Die Computertomographie (CT) basiert ebenfalls auf dem Prinzip der Projektionsbilder. Während der Untersuchung rotieren beim CT-Gerät jedoch die Röntgenröhre und das Detektorsystem um den Patienten, so dass viele Projektionen aus unterschiedlichen Richtungen aufgenommen werden und der Computer aus diesen ein Graustufen-Bild einer Schicht, auch Schicht- oder Schnittbild genannt, rekonstruiert. Dadurch, dass der Patient auf einem fahrbaren Patiententisch durch die Gantry bewegt wird, können somit 3D-Schichtaufnahmen des Patienten erzeugt werden (Vogl 2010, Bushberg 2011, Zilles 2011).

In den Anfängen des Umgangs mit ionisierender Strahlung existierten noch keine gesetzlichen Vorgaben und man war überzeugt, dass auftretende Strahlenschäden reversibel seien (Lindell 2004). Mit wachsendem Bewusstsein, dass es bei der Anwendung von ionisierender Strahlung auch zu Strahlenschäden kommen kann, wurde 1928 die Gründung eines International X-Ray and Radium Protection Committee (IXRPC) auf dem 2. Internationalen Radiologiekongress in Stockholm beschlossen.

Aus dem IXRPC ging später die Internationale Strahlenschutzkommission (International Commission on Radiological Protection, ICRP) hervor (ICRP 103, 2007a), welche 1996 erstmals die Einführung und Anwendung von Dosisrichtwerten empfahl (ICRP 74, 1996; ICRP 103, 2007a). Ein Jahr später wurde von der Europäischen Atomgemeinschaft (EURATOM) das Konzept der diagnostischen Referenzwerte (DRW) als Maßnahme der Optimierung im Strahlenschutz in einer „Patientenschutzrichtlinie“ [Richtlinie 97/43/ EURATOM] festgehalten (Europäische Atomgemeinschaft 1997). Dieses Konzept wurde in der neuen Richtlinie 2013/59/EURATOM, die auf den Empfehlungen der ICRP 103 aus dem Jahr 2007 beruht, verifiziert (Rat der Europäischen Union 2013). Exakte Begrenzungen für die Strahlenexposition existierten zuvor nicht und diagnostische Verfahren wurden einzig nach dem ALARA-Prinzip (as low as reasonably achievable) durchgeführt. Hiernach soll einerseits eine zu hohe Strahlenexposition bei der Bilderstellung vermieden werden, andererseits ist darauf zu achten, dass ungeachtet der Reduktion der Strahlenexposition eine diagnostische Bildqualität sichergestellt wird (Hall 2002).

DRW in das nationale Strahlenschutzrecht zu integrieren, wurde für alle Mitgliedsstaaten der Europäischen Union (EU) schließlich mit dem Einsetzen dieser „Patienten-

schutzrichtlinie“ verpflichtend. Weiterhin ist demzufolge zu gewährleisten, dass die diagnostischen Referenzwerte regelmäßig kontrolliert werden. In diesem Kontext sind DRW definiert als Dosiswerte bei diagnostischen oder interventionellen Anwendungen für repräsentative Untersuchungen bei Patienten mit Standardmaßen oder bei Standardphantomen mit allgemein definierter Ausrüstung (Bundesamt für Strahlenschutz 2010). Eine Leitlinie mit präzisen Empfehlungen zur Einführung von DRW wurde schließlich im Jahr 1999 von der Europäischen Kommission herausgegeben. In dieser ist das Gewicht des „Standardpatienten“ mit  $70 \pm 3$  kg definiert. In der Leitlinie wird weiterhin von der Europäischen Kommission empfohlen, als Ersatz für die Dosis eines Standardpatienten, den Dosismittelwert von mindestens zehn unbestimmten Patienten, gesondert für jede Röntgeneinrichtung, heranzuziehen. Sofern DRW für die jeweiligen Untersuchungsarten existieren, sind die ermittelten Dosiswerte mit dem vorhandenen DRW zu vergleichen (ICRP 109, 1999).

Am 01.09.1973 trat in Deutschland die Röntgenverordnung (RöV), als Bundesrechtsverordnung, in Kraft. Seit diesem Zeitpunkt ist der Strahlenschutz von Patienten und Personal, durch diese Verordnung gesetzlich festgelegt (BGBl. I Nr. 58, 2014). Mit dem Erlass des Strahlenschutzgesetzes (StrlSchG) vom 27. Juni 2017 (BGBl. I Nr. 42, 2017) und der Strahlenschutzverordnung (StrlSchV) vom 29. November 2018 (BGBl. I Nr. 41, 2018) bilden diese seit dem 31.12.2018 mitunter die gesetzliche Grundlage beim Betrieb von Röntgeneinrichtungen.

DRW wurden in Deutschland erstmalig mit der Novellierung der RöV vom 18.06.2002 im nationalen Recht etabliert. Somit ist deren Anwendung bei diagnostischen Untersuchungen am Menschen nach § 16 Abs. 1 Satz 3 RöV Voraussetzung. Entsprechend dieses Paragraphen der Röntgenverordnung ist das Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) für die Erstellung sowie der Veröffentlichung der diagnostischen Referenzwerte verantwortlich und wurde erstmalig im Bundesanzeiger Nr. 143 am 05.08.2003 herausgebracht (BGBl. I 2003). Die Ärztlichen Stellen der jeweiligen Bundesländer sind für die Überwachung der Beachtung der DRW bei der Strahlenexposition von Patienten verantwortlich und sind gemäß § 17a Abs. 1 Nr. 2 RöV bzw. § 130 Abs. 3 Nr. 3 verpflichtet eine „beständige, ungerechtfertigte Überschreitung“ den zuständigen Landesbehörden mitzuteilen (Referat Bundesaufsicht im Strahlenschutz, Az. RS II 4 – 11432/6, 2015). Die zuständigen Landesbehörden können dann nach Kontrolle beim Betreiber mit Unterstützung der ärztlichen Stelle Maßnahmen zur Reduzierung der Strahlenexposition anordnen. Eine Aktualisierung der DRW ist in regelmäßigen

Abständen vorgeschrieben. Diese erfolgen durch das BfS mithilfe von den Expositionswerten der Betreiber, die jährlich von den ärztlichen Stellen an das BfS übermittelt werden. Von diesen gemeldeten Expositionswerten wird für die jeweiligen Untersuchungsarten die 75. Perzentile gebildet, auf denen die Aktualisierungen der DRW beruhen. Durch die Wahl der 75. Perzentile liegen nach Aktualisierung automatisch 25 % der von den Betreibern gemeldeten Werte über den neuen DRW, wodurch jede Aktualisierung zu einer kontinuierlichen Reduzierung der Referenzwerte führen soll. Dabei soll der, für die jeweiligen Untersuchungsarten gültige DRW, vom Dosismittelwert der Patientenuntersuchungen an einer Röntgeneinrichtung nicht überschritten werden, stellt jedoch keinen Grenzwert für individuelle Patientenuntersuchungen dar.

Durch das Konzept der 75. Perzentile als Basis für die Aktualisierung der DRW, befanden sich bereits bei der ersten Veröffentlichung (22. Juni 2010) die aktualisierten Referenzwerte erheblich unter denen, der ursprünglichen Bekanntmachung vom 05.08.2003 (Bundesamt für Strahlenschutz 2010, Veit 2010). Die Angabe der DRW erfolgt für Röntgenaufnahmen, Durchleuchtung und Angiographie als Dosisflächenprodukt (DFP) in  $\text{cGy} \cdot \text{cm}^2$  bzw.  $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$  und für die Computertomographie als Volumen-CT-Dosisindex ( $\text{CTDI}_{\text{Vol}}$ ) in mGy und als Dosislängenprodukt (DLP) in  $\text{mGy} \cdot \text{cm}$ . Bei der Veröffentlichung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenuntersuchungen vom Juni 2010 wurden erstmalig auch DRW für pädiatrische CT-Untersuchungen angegeben. Zuvor existierten nur Referenzwerte für pädiatrische Röntgenuntersuchungen an konventionellen Röntgeneinrichtungen. Bei Kindern ist die Notwendigkeit einer möglichst niedrigen Strahlenexposition bei Erhaltung einer diagnostischen Bildqualität, aufgrund möglicher, durch ionisierende Strahlung bewirkte maligne Erkrankungen von besonderer Relevanz (Bundesärztekammer 2007, Alzen 2011). Infolge der höheren Lebenserwartung haben Kinder eine höhere Wahrscheinlichkeit diese Erkrankungen zu erleben, da diese erst Jahre nach der Exposition auftreten. Ein weiterer Grund ist die erhöhte Strahlensensibilität des kindlichen Gewebes gegenüber ionisierender Strahlung wegen der höheren Zellteilungsrate (Herrmann 2006, Alzen 2011).

Mit der Veröffentlichung der zweiten Aktualisierung der diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenuntersuchungen vom 22. Juni 2016 wurden die DRW sowohl für Röntgenuntersuchungen an Erwachsenen als auch für pädiatrische Röntgenuntersuchungen noch einmal differenzierter und deutlich herabgesetzt (Bundesamt für Strahlenschutz 2016). Am 16. August 2018 erfolgte dann eine

Aktualisierung ausschließlich für die diagnostischen Referenzwerte der interventionellen Röntgenuntersuchungen, welche ebenfalls teilweise zu einer Reduzierung der zuvor gültigen DRW führte (Bundesamt für Strahlenschutz 2018).

Die Betreiber von Röntgeneinrichtungen haben die Verpflichtung zu überprüfen, ob die gültigen DRW je nach Untersuchungsart hinsichtlich Dosisflächenprodukt, Dosislängenprodukt und Volumen-CT-Dosisindex bei den eigenen Patientenuntersuchungen beachtet werden und wird in wiederkehrenden Prüfungen von der Ärztlichen Stelle kontrolliert. Sofern unbegründete Überschreitungen der diagnostischen Referenzwerte auftreten, ist an den entsprechenden Röntgeneinrichtungen für die jeweiligen Untersuchungsarten das Ergreifen von adäquaten Methoden zur Reduzierung der Strahlenexposition unterhalb der DRW nötig.

Weiterhin existieren einige Röntgenanwendungen für die bisher keine diagnostischen Referenzwerte festgelegt sind. Jedoch besteht auch für diese die Anforderung unter Beachtung nach Stand der Technik und der individuellen Situation eine möglichst geringe Strahlenexposition zu applizieren.

Nicht zuletzt ist durch die konstante Weiterentwicklung von existierender Technik und Verfahrensweisen, aber auch durch das Konzept der Festlegung der diagnostischen Referenzwerte ein wesentliches Reduzierungspotenzial der Strahlenexposition gegeben. Aufgrund dieser Faktoren gilt es als wahrscheinlich, dass in diesem Zusammenhang die diagnostischen Referenzwerte weiter reduziert werden und somit auch langfristig eine Reduktion der Strahlenexposition für die einzelnen Patienten erfolgt.

In Anbetracht all dieser Tatsachen ist die Überprüfung hinsichtlich möglicher Überschreitungen beispielsweise durch bereits minimale Änderungen in der klinischen Routine sowie damit verbundene geeignete Maßnahmen zur Behebung ein stetiger Prozess in radiologischen Einrichtungen. Jedoch ist dies im Zusammenhang mit der Optimierung der Strahlenexposition im Sinne des Dosismanagements gerade in großen Abteilungen oder Praxen eine ziemlich zeit- und arbeitsintensive Aufgabe.

Dies ist auch ein Grund dafür, dass gerade in vielen größeren radiologischen Einrichtungen kurze Zeit nach Veröffentlichung des Strahlenschutzgesetzes und der dazugehörigen Strahlenschutzverordnung, die Anschaffung eines Dosismanagementsystems geplant bzw. dieses bereits etabliert wurde, obwohl dieses nicht explizit darin gefordert wird. Zum einen wurde die Dokumentationspflicht bei Strahlenanwendungen am Menschen nach § 85 StrlSchG erweitert, zum anderen müssen gemäß § 122 StrlSchV regelmäßige Aus- und Bewertungen der Expositionen der Patienten für jede

Untersuchungsart mit ionisierender Strahlung stattfinden (BGBl. I Nr. 42, 2017; BGBl. I Nr. 41, 2018).

Einige der verfügbaren Dosismanagementsysteme verfügen über die Möglichkeit eigene „Referenzwerte“ zu erstellen, so dass neben den Untersuchungsarten mit DRW auch die Untersuchungsarten, für die bisher keine DRW existieren, anhand dieser eigenen Schwellenwerte optimiert werden können und um ein progressives (innovatives) Dosismanagement zu betreiben.

Ziel dieser Arbeit war es die verschiedenen Möglichkeiten der Dosisreduktion bei unterschiedlichen Untersuchungsarten und Röntgeneinrichtungen, ob am Erwachsenen oder Kind, zu eruieren. Dies erfolgte unter Berücksichtigung der vorhandenen Technik, wie dem Vergleich von Speicherfoliensystemen und digitalen Detektoren sowie mit den jeweils gültigen diagnostischen Referenzwerten, um Optimierungsmöglichkeiten zur Dosisreduktion, beispielsweise durch Änderung der Belichtungsparameter wie der Röhrenspannung und dem Strom-Zeit-Produkt, zu identifizieren.

## **Kumulativer Anteil der Dissertation**

### **Übersicht zu den Manuskripten**

#### **Erklärung zum Eigenanteil**

Hiermit erkläre ich, Stefan Schäfer, folgenden Beitrag an den veröffentlichten wissenschaftlichen Publikationen, die wesentliche Bestandteile meiner Dissertation gemäß § 10 Abs. 3 der Promotionsordnung 2012 des Fachbereichs 11: Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen sind, geleistet zu haben.

#### **Darlegung des Eigenanteils an den Publikationen:**

##### **Publikation 1 (Kapitel 1)**

Schäfer S, Alexandre-Lafont E, Schmidt T, Gizewski ER, Fiebich M, Krombach GA. Dose Management for X-Ray and CT: Systematic Comparison of Exposition Values from Two Institutes to Diagnostic Reference Levels and Use of Results for Optimisation of Exposition. Fortschr Röntgenstr 2014; 186: 785-794

#### **Beiträge der Autorinnen/Autoren:**

Herr S. Schäfer wirkte bei der Gestaltung des Studiendesigns und der Datenerhebung mit, führte die Datenanalyse, Interpretation und Diskussion der Ergebnisse durch, erstellte die Abbildungen und Tabellen und verfasste das Manuskript. Herr Dr. E. Alexandre-Lafont beteiligte sich an der Formulierung der Forschungsfrage und bei der Gestaltung des Studiendesigns und leitete die Datenerhebung. Herr Dr. T. Schmidt, Frau Prof. Dr. E. Gizewski und Herr Prof. Dr. M. Fiebich wirkten bei der Gestaltung des Studiendesigns mit. Frau Prof. Dr. G. Krombach formulierte die Forschungsfrage, wirkte bei der Gestaltung des Studiendesigns mit und überprüfte das verfasste Manuskript.

### **Publikation 2** (Kapitel 2)

Schäfer SB, Rudolph C, Kolodziej M, Mauermann F, Roller FC, Krombach GA. Optimization of Whole-Body CT Examinations of Polytrauma Patients in Comparison with the Current Diagnostic Reference Levels. *Fortschr Röntgenstr* 2019; 191: 1015-1025. Doi: 10.1055/a-0881-3113

#### **Beiträge der Autorinnen/Autoren:**

Herr S. Schäfer beteiligte sich an der Formulierung der Forschungsfrage, der Gestaltung des Studiendesigns und der Datenerhebung, führte die Datenanalyse, Interpretation und Diskussion der Ergebnisse durch und fertigte die Abbildungen, die Tabellen und das Manuskript an. Frau C. Rudolph beteiligte sich an der Datenerhebung. Herr M. Kolodziej, Herr F. Mauermann und Herr F. Roller halfen bei der Gestaltung des Studiendesigns mit. Frau Prof. Dr. G. Krombach formulierte die Forschungsfrage, beteiligte sich an der Gestaltung des Studiendesigns und überprüfte das verfasste Manuskript.

### **Publikation 3** (Kapitel 3)

Schäfer SB, Pabst S, Fiebich M, Rudolph C, de Laffolie J, Krombach GA. Modification of chest radiography exposure parameters using a neonatal chest phantom. *Pediatr Radiol* 2020; 50:28-37. doi: 10.1007/s00247-019-04522-1

#### **Beiträge der Autorinnen/Autoren:**

Herr S. Schäfer trug zur Gestaltung des Studiendesigns bei, erledigte die Datenanalyse, Interpretation und Diskussion der Ergebnisse, fertigte die Abbildungen und Tabellen an und verfasste das Manuskript. Frau Dr. S. Pabst beteiligte sich an der Formulierung der Forschungsfrage, der Gestaltung des Studiendesigns und führte die Datenerhebung durch. Frau C. Rudolph half bei der Datenerhebung mit. Die Gestaltung des Studiendesigns wurden von Herrn Prof. Dr. M Fiebich und Herrn Dr. J. de Laffolie unterstützt. Frau Prof. Dr. G. Krombach formulierte die Forschungsfrage, beteiligte sich an der Gestaltung des Studiendesigns überprüfte das verfasste Manuskript.

## Übersicht zu den Manuskripten

---

Die angegebene Beurteilung über die erbrachte Eigenleistung wurde mit den beteiligten Co-Autorinnen und Co-Autoren der einzelnen Publikationen einvernehmlich abgestimmt.

12.05.2022   
Datum, Unterschrift Doktorand

12.5.2022   
Datum, Unterschrift Betreuerin

## **Inhaltsangabe**

### **Kapitel 1**

Hinsichtlich der ersten Aktualisierung der DRW im Jahr 2010 erfolgte eine Kontrolle der Expositionswerte an zwei verschiedenen konventionelle Röntgeneinrichtungen, eines mit Speicherfoliensystem und eines mit digitalem Detektor sowie an zwei unterschiedlichen CT-Geräten (64- und 16-Zeilen). Anhand dieser Überprüfung und der Einbeziehung eines Medizinphysik-Experten, wurden Optimierungsmöglichkeiten evaluiert und umgesetzt. Um Überschreitungen der DRW rechtzeitig festzustellen und Maßnahmen zur Reduzierung der Strahlenexposition umsetzen zu können, sind regelmäßige Kontrollen der eigenen Expositionswerte unerlässlich. Durch die systematische Analyse zeigten sich die Möglichkeit der Etablierung eines aktiven Dosismanagements und das Potenzial weiterer Dosisreduktion, auch bei Untersuchungsarten, die den DRW bereits unterschreiten.

### **Kapitel 2**

Diese Arbeit befasst sich mit einer Analyse der Dosiswerte an einem Polytrauma-Ganzkörper-CT anlässlich der 2016 aktualisierten diagnostischen Referenzwerte und vergleicht die Expositionswerte an diesem Gerät mit den aktualisierten und den zuvor gültigen DRW, vor und nach den durchgeführten Optimierungsschritten (Absenkung des schichtabhängigen mAs-Referenzwertes). Dabei zeigte sich, dass schon durch einfache Optimierung der Untersuchungstechnik eine Strahlenreduktion unterhalb der diagnostischen Referenzwerte bei Erhalt einer diagnostischen Bildqualität möglich ist. Durch geeignete Anpassung der Untersuchungsparameter ist dies sogar bei CT-Geräten, die keine Möglichkeit der iterativen Bildrekonstruktion besitzen, möglich.

### **Kapitel 3**

In diesem Kapitel wird die Möglichkeit der Dosisreduktion bei der Anfertigung von Röntgenthorax-Aufnahmen bei Neugeborenen, welche aufgrund des Risikos eines Atemnotsyndroms und Pneumothorax bei Frühgeborenen von entscheidender Bedeutung in der Diagnostik sind, an einer volldigitalen Röntgeneinrichtung mittels eines neonatalen Thorax-Phantoms evaluiert. Dies erfolgte unter Variation der Belichtungsparameter und dem Vergleich der Expositionswerte unter Berücksichtigung der Beurteil-

barkeit der Bildqualität der Röntgenaufnahmen. Hierbei zeigte sich die Möglichkeit einer Reduzierung der Dosis bei gleichbleibender Bildqualität durch Absenken der Röhrenspannung und Anpassen des mAs-Produkts.

## Kapitel 1

### **Dosismanagement für konventionelles Röntgen und CT: Systematischer Vergleich der Expositionswerte zweier radiologischer Institute mit den diagnostischen Referenzwerten und Verwendung der Ergebnisse zur Optimierung der Strahlenexposition bei diagnostischen Untersuchungen**

Der Inhalt dieses Kapitels wurde veröffentlicht:

Schäfer S, Alexandre-Lafont E, Schmidt T, Gizewski ER, Fiebich M, Krombach GA. Dose Management for X-Ray and CT: Systematic Comparison of Exposition Values from Two Institutes to Diagnostic Reference Levels and Use of Results for Optimisation of Exposition. Fortschr Röntgenstr 2014; 186: 785-794

© Georg Thieme Verlag KG.

#### **Zusammenfassung**

##### Ziel

Es sollten die Dosiswerte hinsichtlich der 2010 angepassten diagnostischen Referenzwerte (DRW) überprüft und Möglichkeiten zur Dosisersparung evaluiert werden.

##### Material und Methoden

Aus den Expositionswerten von 3 Monaten wurden für alle Modalitäten Mittelwerte gebildet und mit den alten und 2010 aktualisierten DRW verglichen. Je 10 Untersuchungen der unterschiedlichen Arten wurden von einem Medizinphysiker begleitet und wenn nötig optimiert.

##### Ergebnisse

Die ermittelten Expositionswerte lagen unterhalb der DRW. Die begleiteten Untersuchungen, mit Ausnahme der anterior-posterior (a. p.) Aufnahme der LWS mit einem Speicherfoliensystem (Dosisflächenprodukt (DFP)  $246 \pm 203$  cGy · cm<sup>2</sup>; 7 % über den DRW) und der lateralen Thoraxaufnahmen an einem digitalen Detektor ( $71 \pm 89$  cGy · cm<sup>2</sup>; 29 % über den DRW), die durch Ausreißer bei metallischen Implantaten oder Adipositas erhöht waren, lagen ebenfalls unter den DRW. Für a.-p. Untersuchungen der

LWS wurde die Röhrenspannung erhöht. So konnte bei gleicher Bildqualität eine Reduktion des Dosisflächenprodukt (DFP) auf  $123 \pm 61 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$  (LWS a.-p.) und  $229 \pm 116 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$  (lateral) erzielt werden. Für die CT lagen die ermittelten Werte unterhalb der neuen DRW. Für die begleiteten Untersuchungen wurden für die LWS an einem 16-Zeilen-CT mit  $840 \pm 252 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$  Dosislängenprodukt (DLP) Werte, die die DRW überstiegen, ermittelt. Bei der Optimierung wurden Pitch und Röhrenspannung schrittweise erhöht, sodass das DLP unter die DRW reduziert werden konnte.

### Schlussfolgerung

Die systematische Analyse der eigenen Expositionswerte anlässlich der Anpassung der DRW ist entscheidend, um Überschreitungen unabhängig von der Prüfung durch die ärztliche Stelle zeitnah zu erkennen und geeignete Maßnahmen zur Senkung der Expositionswerte einzuleiten. Hierdurch wird ein aktives Dosismanagement erreicht.

### **Kernaussagen**

- ▶ Analyse der Expositionswerte aus dem RIS gewichtsunabhängig möglich.
- ▶ Durch Summation Gemischtgewichtiger bei kleiner Zahl gelegentlich hohe Expositionswerte (DRW 70 kg).
- ▶ Falls bei kleinen Fallzahlen hohe Expositionswerte, Einzelanalyse der Untersuchungen unabdingbar.
- ▶ Aktives Dosismanagement durch Auswertung der Durchschnittsexposition aller Untersuchungen eines Beobachtungszeitraumes erreichbar.
- ▶ Optimierungspotenzial auch bei Unterschreiten der DRW.

### **Abstract**

#### Purpose

In 2 institutions exposure values were evaluated and compared with the 2010 updated diagnostic reference levels (DRL) and possibilities for decreasing the dose assessed.

#### Materials and Methods

Mean exposure values obtained during a 3-month period were calculated for all modalities (X-ray: imaging plate system and digital detector; dual-source 64- and 16- slice

spiral CT) as well as examination types were compared to old diagnostic reference levels in addition to DRLs introduced in 2010. Then 10 examinations of all modalities and types were accompanied by a medical physicist and optimized stepwise if necessary.

### Results

The mean values of X-ray examinations were above DRL. All accompanied examinations were beyond DRL except lateral lumbar spine (LSP) and lateral thoracic X-ray, which were elevated due to statistical outliers from morbidly obese patients or patients with metallic implants. For a-p LSP tube voltage was increased. While image quality was maintained, dose area product (DAP) was reduced by 50 % to  $123 \pm 61 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$  for LSP a-p and 30 % for lateral LSP to  $229 \pm 116 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$ . For CT examinations, dose was below DRL. Accompanied examinations of the lumbar spine performed on a 16-slice spiral CT demonstrated a result 68 % above DRL with dose length product (DLP) of  $840 \pm 252 \text{ cGy} \cdot \text{cm}$ . For optimization, pitch and tube voltage were stepwise increased and DLP reduced below DRL.

### Conclusion

Systematic analysis of our internal exposure values on the occasion of adaptation of DRL is crucial for prompt detection of exceeded values independently from assessment by the responsible authority and initiation of proper measures for decreasing exposure dose. Hereby active dose management is attained.

## **Einleitung**

Durch die Einführung neuer Methoden und Verbesserung bereits etablierter Verfahren durch technische Neuerungen, profitiert die Radiologie wie kaum ein anderes Fachgebiet. Ein Aspekt hierbei ist die kontinuierliche Reduktion der Strahlenexposition bei Röntgenaufnahmen seit Beginn des klinischen Einsatzes. Verglichen mit den Dosen der Anfangszeit konnte mit modernen Röntengeräten die für eine Aufnahme notwendige Strahlendosis für nahezu alle Untersuchungsregionen um mehr als 500 % reduziert werden (Kemerink 2011, Kemerink 2012).

Der Gesetzgeber regelt den Strahlenschutz von Patienten und Untersuchern durch die Röntgenverordnung (RöV) als Bundesrechtsverordnung. Die RöV trat zum 1.9.1973 in Kraft und wurde am 8.1.1987 in einer Neufassung herausgebracht. Lange wurde die Exposition für diagnostische Belange lediglich nach dem ALARA-Prinzip (as low as

reasonably achievable) betrieben. Dosisrichtwerte oder diagnostische Referenzwerte existierten nicht. Die Internationale Strahlenschutzkommission (ICRP) hat 1996 erstmals die Anwendung von Dosisrichtwerten empfohlen (Internationale Strahlenschutzkommission 1999). Die EURATOM (European Atomic Energy Community), die auch Belange des Strahlenschutzes bearbeitet, hat dieses Konzept ein Jahr später in einer „Patientenschutzrichtlinie“ verankert (Europäische Atomgemeinschaft 1997) und damit alle Mitgliedsstaaten der EU verpflichtet, diagnostische Referenzwerte (DRW) in das jeweilige nationale Strahlenschutzrecht zu übernehmen. Dosisrichtwerte sind hierbei definiert als Dosiswerte bei diagnostischen Anwendungen, die bei Patienten mit Standardmaßen oder bei Standardphantomen mit allgemein definierter Ausrüstung nicht überschritten werden.

Die Europäische Kommission gab 1999 schließlich eine Leitlinie mit genauen Empfehlungen zur Einführung von DRW heraus, die das Gewicht des „Standardpatienten“ mit  $70 \pm 3$  kg definiert. Zudem empfiehlt sie den Dosismittelwert vieler unselektierter Patienten, mindestens jedoch von 10 Patienten, als Ersatz für die Dosis eines Standardpatienten heranzuziehen und einheitliche DRW in der EU einzuführen (ICRP 109, 1999). In Deutschland wurden schließlich DRW erstmals in der Novellierung der RöV vom 18.6.2002 berücksichtigt und hierdurch im nationalen Recht verankert (*BGBl. I Nr. 17 2003*). Seither ist in § 16 Abs. 1 Satz 3 der RöV festgeschrieben, dass bei der Untersuchung von Menschen DRW bezüglich der Strahlenexposition zugrunde gelegt werden müssen. Satz 1 desselben Paragraphen legt fest, dass diese Referenzwerte durch das Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) erstellt und veröffentlicht werden müssen. Dies ist erstmals am 5.8.2003 im Bundesanzeiger Nr. 143 erfolgt (ICRP 109, 1999). Die DRW sind für Röntgenaufnahmen als Dosisflächenprodukt-Werte (DFP-Werte) und für die CT als Werte des effektiven gewichteten CT-Dosisindex ( $CTDI_w$ ) und des Dosislängenprodukt (DLP) angegeben.

Die ärztlichen Stellen überprüfen die Einhaltung der DRW und melden die „beständige, ungerechtfertigte Überschreitung“ gemäß § 17a Abs 1 Satz 3 Nr. 2 des Strahlenschutzgesetzes der zuständigen Landesbehörde, die wiederum nach Überprüfung bei dem Betreiber zusammen mit der ärztlichen Stelle Maßnahmen zur Verringerung der Strahlenexposition empfiehlt.

Weiterhin ist das BfS verpflichtet, die DRW regelmäßig zu aktualisieren. Dies geschieht auf der Basis der dem BfS von den ärztlichen Stellen zur Verfügung gestellten Expositionswerte der Betreiber. Am 22.6.2010 wurden vom BfS erstmals aktualisierte DRW

veröffentlicht (BGBl. I Nr. 17 2003). Die neuen DRW basieren auf der 75. Perzentile der Verteilung der Mittelwerte der Patientenexposition und liegen für die meisten Untersuchungen deutlich unter den vor dem 22.6.2010 gültigen DRW (Bundesamt für Strahlenschutz 2010, Veit 2010). Die Betreiber sind nun gefordert, die eigenen DFP-Werte daraufhin zu überprüfen, ob sie den neuen Anforderungen entsprechen, an nötiger Stelle korrektiv einzugreifen und geeignete Maßnahmen zu veranlassen, um die DRW einzuhalten. Es wird von den Sachverständigen des Bundesamtes für Strahlenschutz erwartet, dass sowohl die Patientendosis als auch die diagnostischen Referenzwerte langfristig weiter sinken und damit die Strahlenbelastung der Bevölkerung durch die Röntgendiagnostik weiter reduziert werden kann (Veit 2010).

Darüber hinaus besteht die in der Röntgenverordnung festgeschriebene Anforderung, unter Beachtung des Standes der Technik und Berücksichtigung aller Umstände des Einzelfalls, die Strahlenexposition so gering wie möglich zu halten.

Ziel dieser Arbeit war es, in zwei universitären radiologischen Instituten (Diagnostische und Interventionelle Radiologie und Neuroradiologie), die zum Zeitpunkt der Datenerhebung noch nach dem Pavillonprinzip, also mit unterschiedlichen Standorten eingerichtet waren, die aktuellen Dosiswerte hinsichtlich der DRW zu überprüfen, die Untersuchungsarten und Geräte mit Notwendigkeit zur Optimierung zu identifizieren und weiterhin zu überprüfen, ob mittlere Expositionswerte bereits durch einfache Optimierungsschritte gesenkt werden können.

### **Material und Methoden**

Es wurden die Expositionswerte aus einem Zeitraum drei Monate vor Beginn der Analyse für alle Modalitäten und Untersuchungen aus dem Radiologischen Informationssystem (RIS) anonymisiert entnommen. Die Daten waren jeweils unmittelbar nach der Untersuchung manuell in das RIS eingegeben worden. Gewichtsangaben waren zum Teil aus dem KIS zu entnehmen. Die Untersuchung wurde an vier verschiedenen Untereinheiten des Pavillonsystems durchgeführt. Hierbei handelt es sich beim konventionellen Röntgen um zwei Röntgengeräte: Ein Speicherfoliensystem (Agfa DX-S, Agfa, Leuven, Belgien) wurde für Patienten der Orthopädie eingesetzt, das andere ausgestattet mit einem digitalen Detektor (Bucky Diagnost CS, Philips, Best, Niederlande) wurde für Patienten der Chirurgie eingesetzt. Des Weiteren wurden die Daten zweier unterschiedlicher CT-Geräte, einem 64-Zeilen Dual-Source-Gerät für Ganzkörperuntersuchungen

(SOMATOM Definition, Siemens, Erlangen), und einem 16-Zeilen Spiral-CT (LightSpeed 16, GE Healthcare Deutschland, München), eingesetzt für neuroradiologische Untersuchungen ausgewertet.

Der Mittelwert wurde für Untersuchungsarten und Geräte getrennt gebildet, mit den alten und neuen DRW verglichen und analysiert, ob die neuen DRW überschritten wurden. Hierbei wurden die Mittelwerte als Parameter ausgewählt, da die Verwendung der Mittelwerte der Vorgabe der Richtlinie der „Ärztlichen und Zahnärztlichen Stelle“ entspricht. Weiterhin wurden in den Datensätzen Ausreißer, die zwei Standardabweichungen über dem ermittelten Mittelwert lagen, markiert. Diese Untersuchungen wurden von zwei erfahrenen Betrachtern (20 und 22 Jahre Erfahrung) angesehen und hinsichtlich durch Adipositas oder dem Vorliegen metallischer Implantate erklärbarer hoher Expositionswerte oder Fehlern bei der Bildaufnahme beurteilt. Das Gewicht dieser Patienten wurde aus dem KIS zur Beurteilung herangezogen und solche Patienten aus der Analyse ausgeschlossen, die das Gewicht eines Standardpatienten nach EURATOM „Patientenschutzrichtlinie“ von 70 kg um mindestens 50 kg überschritten und somit den Mittelwert negativ beeinflussten. Bei Patienten ohne entsprechende Gewichtsangabe im KIS, wurden anhand der Röntgen- und CT-Bilder Rückschlüsse auf das Gewicht der Patienten gezogen und Patienten mit Adipositas per magna aus der Auswertung ausgeschlossen. Insgesamt wurden ca. etwas weniger als 1 % der Datensätze von der Analyse ausgeschlossen. Anschließend wurden jeweils 10 Untersuchungen unterschiedlicher Modalitäten von einem Medizinphysiker begleitet, um patientenbezogen (Größe, Gewicht, Kooperationsfähigkeit etc.) die Dosiswerte beurteilen zu können. Die Untersuchungsparameter und das DFP wurden festgehalten. Dabei wurden zur Evaluation speziell die Untersuchungsarten herangezogen, für die DRW vorliegen. Da im Pavillonsystem verschiedene Abteilungen spezifische Aufgaben erfüllen, werden nicht in jeder Abteilung alle Untersuchungen durchgeführt, dementsprechend konnten jeweils auch nur für die vorhandenen Untersuchungsarten Daten erhoben werden. Auf der Basis dieser Werte wurden Empfehlungen zur Optimierung der Strahlenexposition unter Beibehalten der diagnostischen Bildqualität erarbeitet. Hierzu wurde bei Untersuchungen, deren Dosismittelwert den neuen DRW überschritt, in Zusammenarbeit zwischen Ärzten, Physikern und MTRAs nach Möglichkeiten zur Optimierung gesucht und diese umgesetzt.

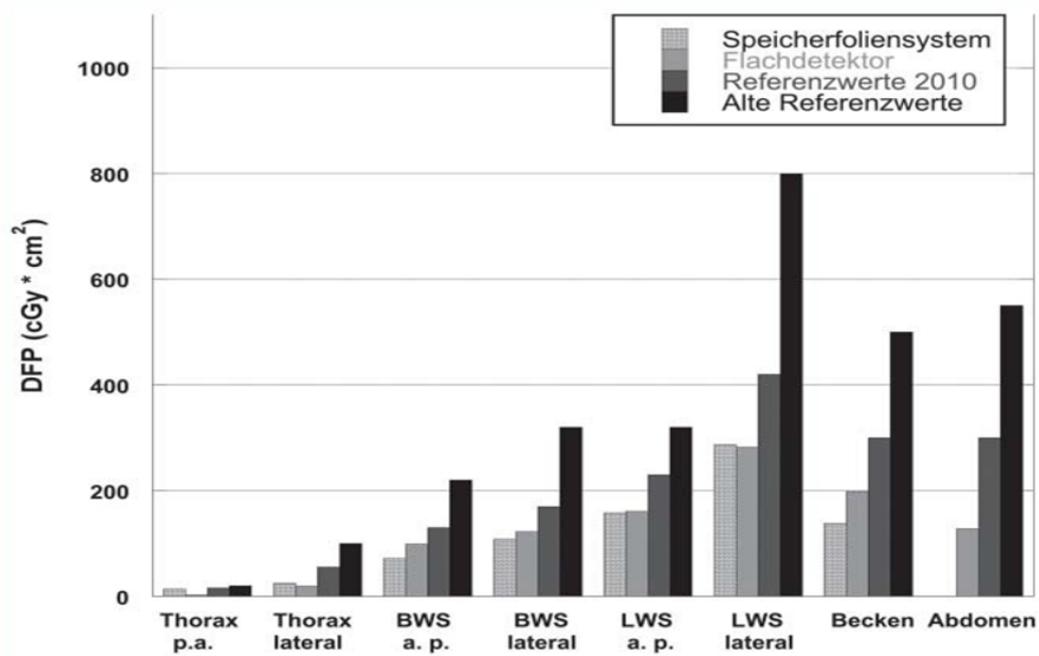
## Ergebnisse

### Ergebnisse der Dosisermittlung

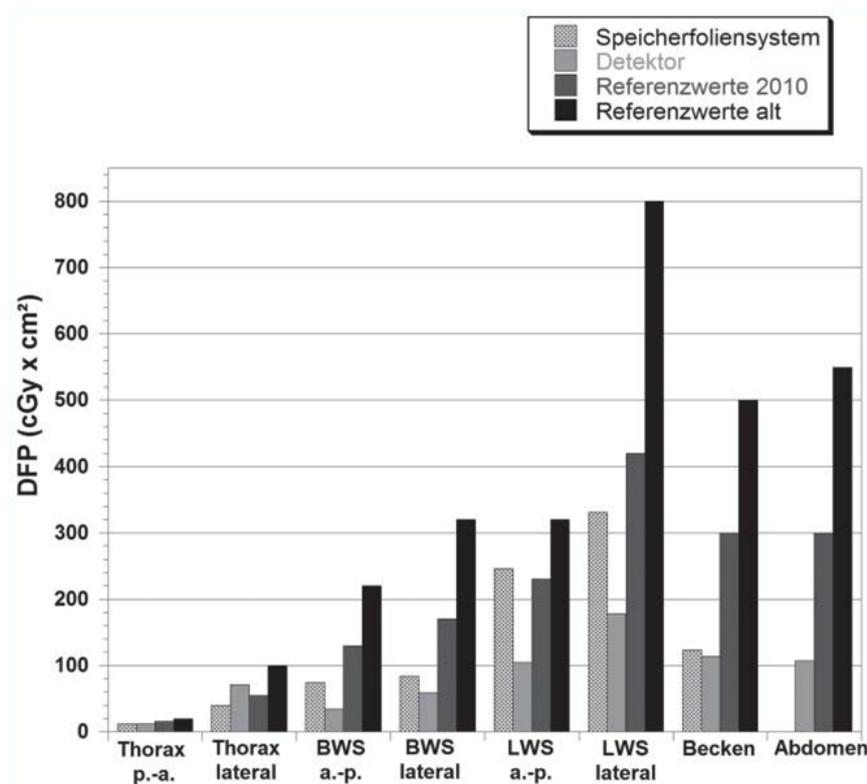
Die Auswertung zeigte eine hohe Datenqualität der RIS-Daten. Fehleingaben waren nur in wenigen Ausnahmen erkennbar. Die Übersicht der Mittelwerte für Röntgenaufnahmen mit dem Speicherfoliensystem und dem Gerät mit digitalem Detektor unter Berücksichtigung der Dosiswerte aus dem Zeitraum von drei Monaten ist in **Abb. 1.1**, **Tab. 1.1** dargestellt. Die Mittelwerte beider Röntgenanlagen lagen für alle Untersuchungen deutlich unterhalb der alten und neuen DRW. So lagen die Werte für das Speicherfoliensystem im Mittel bei ca. 62 % der neuen DRW und bei 39 % der alten DRW. Die Werte für das Gerät mit digitalem Detektor lagen bei ca. 56 % der neuen und 33 % der alten DRW. Die Expositionswerte stellten sich somit als bei dem Geräte mit digitalem Detektor etwas höher als bei der Speicherfolienradiografie heraus. Als Ursache konnte eine nicht komplett angepasste Parameterauswahl identifiziert werden.

In **Abb. 1.2** ist die Übersicht der Dosismittelwerte bei Röntgenaufnahmen mit dem Speicherfoliensystem und dem Gerät mit digitalem Detektor für die durch den Mediziner begleiteten Untersuchungen dargestellt.

Die Werte lagen im Schnitt, mit ca. 68 % für das Speicherfoliensystem und mit 53 % für die Röntgenanlage mit digitalem Detektor deutlich unterhalb der neuen DRW. Jedoch wurden die neuen DRW bei zwei Untersuchungsarten überschritten, wie aus **Tab. 1.2**, **1.5** zu entnehmen ist. Die Dosiswerte bei der a.-p. (anterior-posterior) Untersuchung der LWS mit dem Speicherfoliensystem waren etwas erhöht und der Mittelwert lag mit  $246 \pm 203 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$  ca. 7 % oberhalb der neuen DRW. Des Weiteren überstieg die Dosis bei den lateralen Thoraxaufnahmen mit dem Speicherfoliensystem den erlaubten Mittelwert mit  $71 \pm 89 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$  deutlich und lag um 29 % oberhalb des neuen DRW. Aufgrund der Überschreitungen der DRW für die laterale Thoraxuntersuchung und die a.-p. Untersuchung der LWS, wurden die einzelnen Aufnahmen dieser beiden Untersuchungsarten genauer betrachtet.



**Abb. 1.1:** Mittelwerte des Dosisflächenproduktes ( $\text{cGy} \times \text{cm}^2$ ) für konventionelle Röntgenaufnahmen im Untersuchungszeitraum von 3 Monaten im Vergleich zu den Referenzwerten.



**Abb. 1.2:** Mittelwerte des Dosisflächenproduktes ( $\text{cGy} \times \text{cm}^2$ ) für die von einem Medizinphysiker begleiteten konventionelle Röntgenaufnahmen im Vergleich zu den Referenzwerten.

**Tab. 1.1:** Dosiswerte (Dosisflächenprodukt in  $\text{cGy} \times \text{cm}^2$ ) konventioneller Röntgenaufnahmen angefertigt mit einem Speicherfoliensystem und einem Geräte mit digitalem Detektor.

Untersuchung	Speicherfoliensystem			Gerät mit digitalem Detektor			2010 eingeführte Referenzwerte	alte Referenzwerte
	DFP	Standardabweichung	Anzahl der Untersuchungen	DFP	Standardabweichung	Anzahl der Untersuchungen		
Thorax p.-a.	14	4	10	3	1,8	50	16	20
Thorax lateral	25	17	10	19	15,5	50	55	100
BWS a.-p.	72	67	26	99	22,2	44	130	220
BWS lateral	108	87	26	122	28,3	44	170	320
LWS a.-p.	158	130	149	161	21,8	43	230	320
LWS lateral	287	170	149	282	42,3	43	420	800
Becken	138	162	375	198	25,6	38	300	500
Abdomen	-	-	-	128	55,3	74	300	550

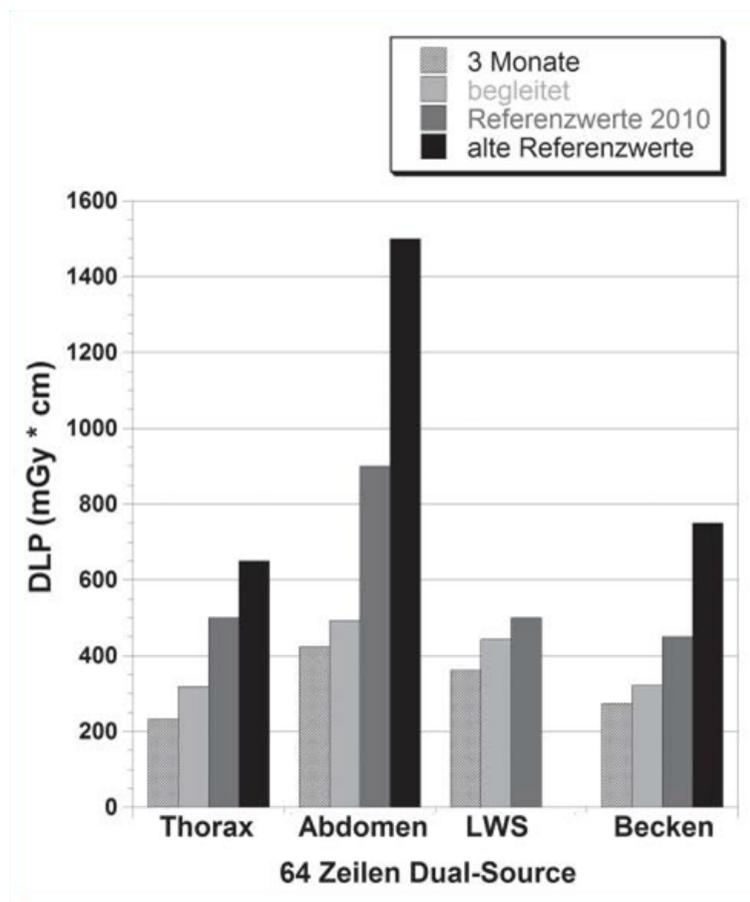
**Tab. 1.2:** Dosiswerte (Dosisflächenprodukt in  $\text{cGy} \times \text{cm}^2$ ) der durch einen Medizinphysiker begleiteten konventioneller Röntgenaufnahmen angefertigt mit einem Speicherfoliensystems und einem Geräte mit digitalem Detektor.

Untersuchung	Speicherfoliensystem		Gerät mit digitalem Detektor		2010 eingeführte Referenzwerte	alte Referenzwerte
	DFP	Standardabweichung	DFP	Standardabweichung		
Thorax p.-a.	12	6	12	9,9	16	20
Thorax lateral	71	89	28,8	11,1	55	100
BWS a.-p.	74	87	35	32,9	130	220
BWS lateral	84	80	59	40,1	170	320
LWS a.-p.	246	203	105	149,4	230	320
LWS lateral	331	176	178	204,4	420	800
Becken	124	6	114	102,2	300	500
Abdomen			107	75,6	300	550

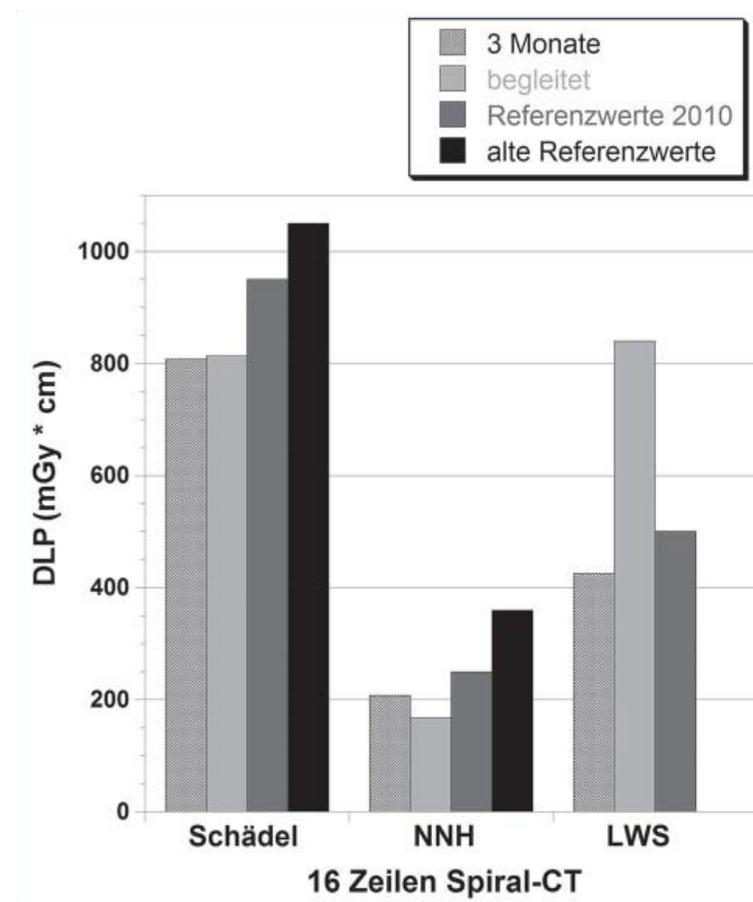
In den **Abb. 1.3, 1.4** sind die Dosismittelwerte der beiden unterschiedlichen CT-Geräte für die betrachteten CT-Aufnahmen der verschiedenen Untersuchungsarten im Zeitraum von drei Monaten dargestellt. Allerdings ist ein Vergleich der Dosiswerte für LWS-Untersuchungen mit den alten DRW aufgrund des früher fehlenden spezifischen DRWs für die LWS-Untersuchung nicht möglich. Für das 64-Zeilen Dual-Source-Gerät lagen die ermittelten Dosismittelwerte ausnahmslos unterhalb der alten und neuen DRW (**Tab. 1.3**). Hierbei lagen die Dosiswerte für die Untersuchungen im Zeitraum von drei Monaten im Schnitt bei 57 % der neuen und bei nur 34 % der alten DRW. Auch die von dem Medizinphysiker begleiteten Untersuchungen weisen deutlich geringere Werte als die vorgegebenen DRW auf. Im Vergleich mit den Dosiswerten im Untersuchungszeitraum von drei Monaten, lagen sie im Mittel mit 70 % der neuen und 42 % der alten DRW etwas höher.

Die Dosiswerte für das 16-Zeilen Spiral-CT in der Abteilung Neuroradiologie für die Untersuchungen im Zeitraum von drei Monaten lagen ebenfalls alle unterhalb der DRW, aber mit einem Schnitt von ca. 84 % der neuen DRW und 67 % der alten DRW im Vergleich zu den Dosiswerten für das Somatom Definition etwas höher.

Bei den durch den Medizinphysiker begleiteten Untersuchung am 16-Zeilen Spiral-CT überstieg der Dosismittelwert für die LWS-Untersuchung mit  $840,08 \pm 252,12 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$  den erlaubten DRW deutlich und lag etwa 68 % über diesem. Dagegen lagen die Dosiswerte für die Untersuchungen am Schädel und den Nasennebenhöhlen mit im Mittel 76 % der neuen und 62 % der alten DRW deutlich unterhalb der vorgegebenen DRW. Die Werte für das 16-Zeilen Spiral-CT sind in **Tab. 1.4** zusammengefasst. Aufgrund der Referenzwertüberschreitung an diesem Gerät bei der Untersuchung der LWS bei den begleiteten Untersuchungen, wurde bei dieser Untersuchungsart eine Optimierung vorgenommen.



**Abb. 1.3:** Mittelwert des Dosislängenproduktes (DLP) der Untersuchungen aus dem Zeitraum von 3 Monaten sowie der begleiteten Untersuchungen am 64-Zeilen Dual-Source-Gerät im Vergleich zu den Referenzwerten.



**Abb. 1.4:** Mittelwert des Dosislängenproduktes (DLP) der Untersuchungen aus dem Zeitraum von 3 Monaten sowie der begleiteten Untersuchungen am 16-Zeilen Spiral-CT im Vergleich zu den Referenzwerten.

**Tab. 1.3:** Dosiswerte (Dosislängenprodukt DLP in mGy × cm) am 64-Zeilen Dual-Source CT.

Untersuchung	Untersuchungszeitraum von 3 Monaten			begleitete Untersuchungen			2010 eingeführte Referenzwerte	alte Referenzwerte
	DLP	Standardabweichung	Anzahl von Untersuchungen	DLP	Standardabweichung	Anzahl von Untersuchungen		
Thorax	233	122,5	114	319	137	29	500	650
Abdomen	427	225,9	169	492	334	11	900	1500
LWS	362	106,4	16	444	469	12	500	–
Becken	274	37	9	322	89	4	450	750

**Tab. 1.4:** Dosiswerte (Dosislängenprodukt DLP in mGy × cm) des 16-Zeilen Spiral-CT.

Untersuchung	Untersuchungszeitraum von 3 Monaten			begleitete Untersuchungen			2010 eingeführte Referenzwerte	alte Referenzwerte
	DLP	Standardabweichung	Anzahl von Untersuchungen	DLP	Standardabweichung	Anzahl von Untersuchungen		
Schädel	808	120	761	814	137	10	950	1050
Gesichtsschädel (Tumordiagnostik)	208	119	31	167	128	10	250	360
LWS	425	149	27	840	252	13	500	

### Optimierung

Der erste Schritt bestand darin, sich die Parameter der aufgrund von Ausreißern ausgewählten Untersuchungen und die Aufnahmen anzuschauen. Auffällig sind die starken Abweichungen innerhalb der beiden Untersuchungsarten, die zwischen dem höchsten und dem niedrigsten Wert des Datensatzes liegen (**Tab. 1.5, 1.6**). Die Aufnahmen mit hohen Werten wurden zunächst nach möglichen Fehlerquellen bei der Untersuchung wie fehlender Einblendung überprüft. Nachdem dies sowohl bei Beobachtung der Untersuchungsdurchführung als auch anhand der bereits vorliegenden Aufnahmen ausgeschlossen werden konnte, wurden die Aufnahmen der begleiteten Untersuchungen, die zu hohe Expositionswerte aufzeigten, hinsichtlich des Vorliegens metallischer Implantate oder einer Adipositas per magna überprüft. Dies bestätigte sich für alle Einzelaufnahmen, die oberhalb der DRW lagen. Untersuchungen mit stark erhöhten Expositionswerten können hierbei auftreten, wie z. B. der Wert des DFP von  $757,00 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$  bei der LWS a.-p. Untersuchung eines 145 kg schweren Patienten. Aus diesem Grund ist es sinnvoll, dass solche vereinzelt Ausreißer nicht berücksichtigt werden, wie es, durch die Definition eines Standardpatienten mit einem Gewicht von  $70 \pm 3 \text{ kg}$ , von der Europäischen Kommission auch vorgegeben wird. Ohne diese Ausreißer errechnet sich der Mittelwert für die laterale Thoraxuntersuchung zu  $29 \pm 10 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$  und der Mittelwert für die a.-p. Untersuchung der Lendenwirbelsäule zu  $189 \pm 95 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$ . Beide Werte liegen jeweils unterhalb der DRW.

Zusätzlich wurde im Rahmen der durch die Bundesärztekammer empfohlenen Grenzen eine Erhöhung der Röhrenspannung vorgenommen. Die Röhrenspannung wurde für a.-p. Untersuchungen der Lendenwirbelsäule auf 75 - 85 kV (vorher 65 - 75 kV) und für laterale LWS-Untersuchungen auf 85 - 95 kV (vorher 75 - 85 kV) erhöht.

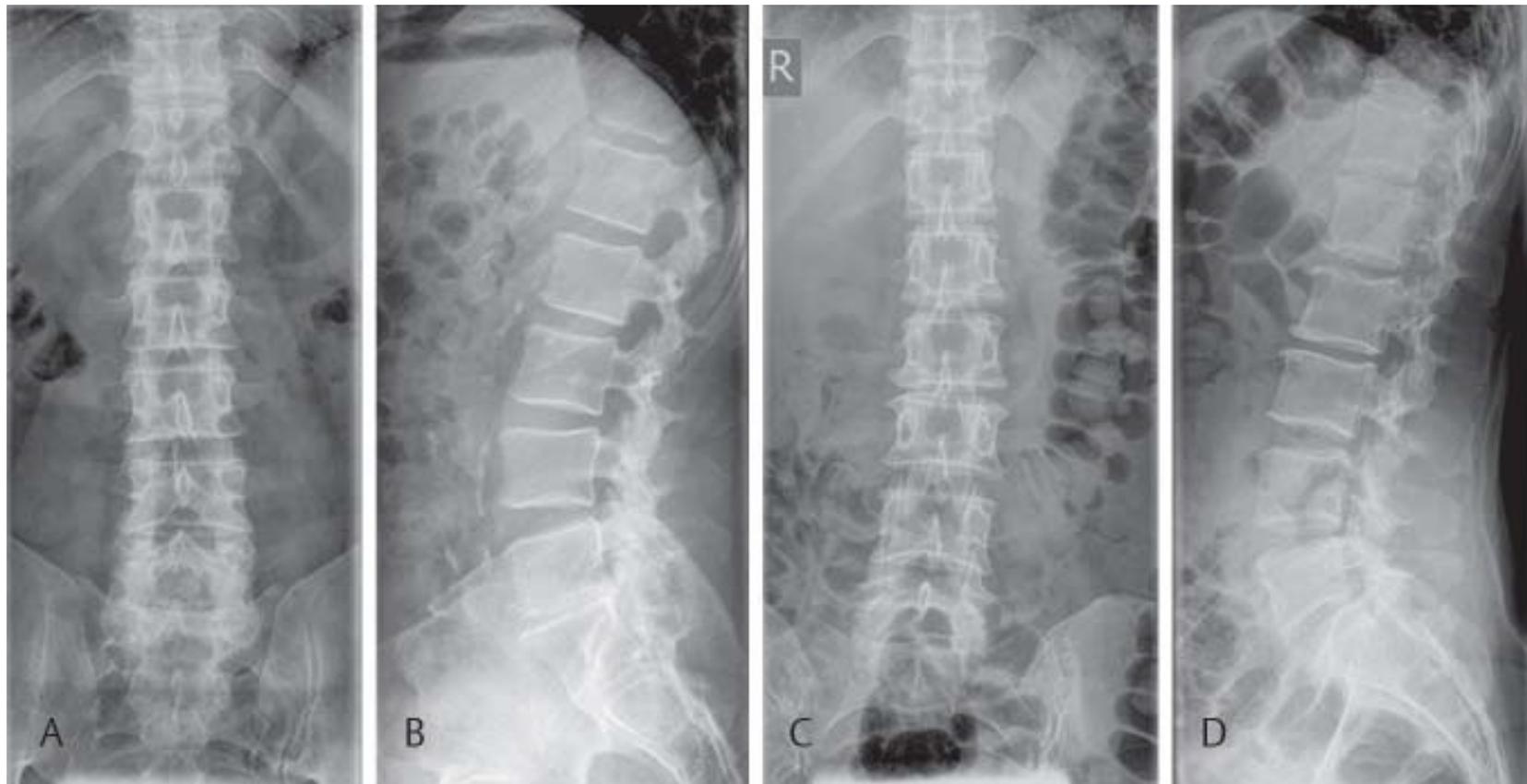
Dies führte, wie die Analyse der Untersuchungen von jeweils 10 weiteren Patienten zeigte, zu einer Reduktion des DFPs um ca. 50 % auf  $123 \pm 61,25 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$  bei LWS a.-p. Untersuchung und um ca. 30 % bei lateralen LWS-Untersuchung auf  $229 \pm 116,46 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$ . Aufgrund theoretischer Überlegungen kann dies nicht allein auf die kV-Erhöhung von 10 kV zurückgeführt werden, die lediglich zu einer Dosisreduktion von 30 bzw. 20 % bei Normalgewichtigen führen dürfte. Die Betrachtung der Aufnahmen durch zwei erfahrene Beobachter ergab, dass die diagnostische Bildqualität nach dieser Anpassung nicht eingeschränkt war (**Abb. 1.5**).

**Tab. 1.5:** Begleitete Untersuchungen Thorax lateral am Röntgengerät mit digitalem Detektor, Einzelwerte der 10 begleiteten Untersuchungen und Mittelwert. Röhrenspannung jeweils 125 kV.

Röhrenstrom × Zeit (mAs)		Dosisflächenprodukt (cGy × cm <sup>2</sup> )	
	35,0		207
	9,0		36
	8,7		45
	3,5		23
	5,7		33
	4,9		30
	45,0		267
	5,8		37
	3,6		19
	1,9		10
<b>Mittelwert</b>	<b>12,3</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>71</b>

**Tab. 1.6:** Begleitete Untersuchungen LWS lateral am Speicherfoliensystem, Einzelwerte der 10 begleiteten Untersuchungen und Mittelwert aus diesen 10 Untersuchungen.

Röhrenspannung (kV)	Röhrenstrom × Zeit (mAs)	Dosisflächenprodukt (cGy × cm <sup>2</sup> )		
81	191,0		757,0	
77	66,8		208,4	
77	14,9		40,7	
77	41,2		110,1	
77	111,0		318,9	
81	65,1		232,0	
81	49,4		246,0	
77	58,5		175,8	
77	23,2		61,0	
77	98,7		308,0	
	<b>Mittelwert</b>	<b>72,0</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>245,79</b>



**Abb. 1.5:** LWS a. p. und seitlich vor a, b und nach der Optimierung c, d von zwei unterschiedlichen Patienten vergleichbaren Körpergewichts (76 und 78 kg) und Größe (172 und 168 cm). Die diagnostische Bildqualität ist bei deutlicher Reduktion der Dosis nicht eingeschränkt. Die Dosis der Untersuchung vor Optimierung lag bei  $62 \text{ cGy} \times \text{cm}^2$  (a. p.) und  $242 \text{ cGy} \times \text{cm}^2$  (lateral) und nach Optimierung  $32 \text{ cGy} \times \text{cm}^2$  (a. p.) und  $58 \text{ cGy} \times \text{cm}^2$  (lateral).

Eine weitere Möglichkeit der Dosisreduktion besteht darin, die Besonderheiten der Röntgenaufnahmen bei Patienten mit Metallprothesen zu berücksichtigen. Je nach Position der Prothese gegenüber der Belichtungskammer, kann die Dosis unter Umständen stark erhöht sein, da das Metall die Röntgenstrahlung nahezu vollständig absorbiert. Die Belichtungsautomatik stuft folglich das Bild fälschlicherweise als unterbelichtet ein und erhöht die Belichtungszeit. Daher ist es sinnvoll, in diesen Fällen eine manuelle Belichtung zu verwenden, wie es am Speicherfoliensystem erfolgreich praktiziert wird. Im Schnitt wird hierdurch für Beckenaufnahmen mit diesem Gerät mit  $123,54 \pm 5,94 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$  nur etwa die Hälfte des in der RöV festgelegten DRW von  $300 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$  benötigt. Weiterhin wurden die Untersuchungsparameter für die LWS-Untersuchung am 16-Zeilen Spiral-CT-Gerät im Detail überprüft. Die Untersuchungsparameter waren wie folgt: Röhrenspannung 120 kV, mAs 300, Pitch 0,56, Schichtdicke 1,25 mm, Noise-Index 16,3.

Beim Vergleich mit den Vorgaben des BfS war erkennbar, dass das DLP und der CT-Dosisindex erhöht sind, sodass die Aufgabe der Optimierung darin bestand, die Parameter, die den  $\text{CTDI}_{\text{Vol}}$  beeinflussen, anzupassen. Außerdem fiel auf, dass die durchschnittliche Scanlänge für die Untersuchungen der LWS am CT in der untersuchten Abteilung deutlich höher liegt (13 cm), als die Scanlänge, von der das BfS bei der Festlegung der DRW ausgeht (6 cm). Aus diesem Grund wurde überprüft, inwiefern die gewählten Scanlängen durch die klinische Fragestellung gerechtfertigt waren. Dies war jedoch in jedem betrachteten Einzelfall gegeben und konnte somit nicht verringert werden.

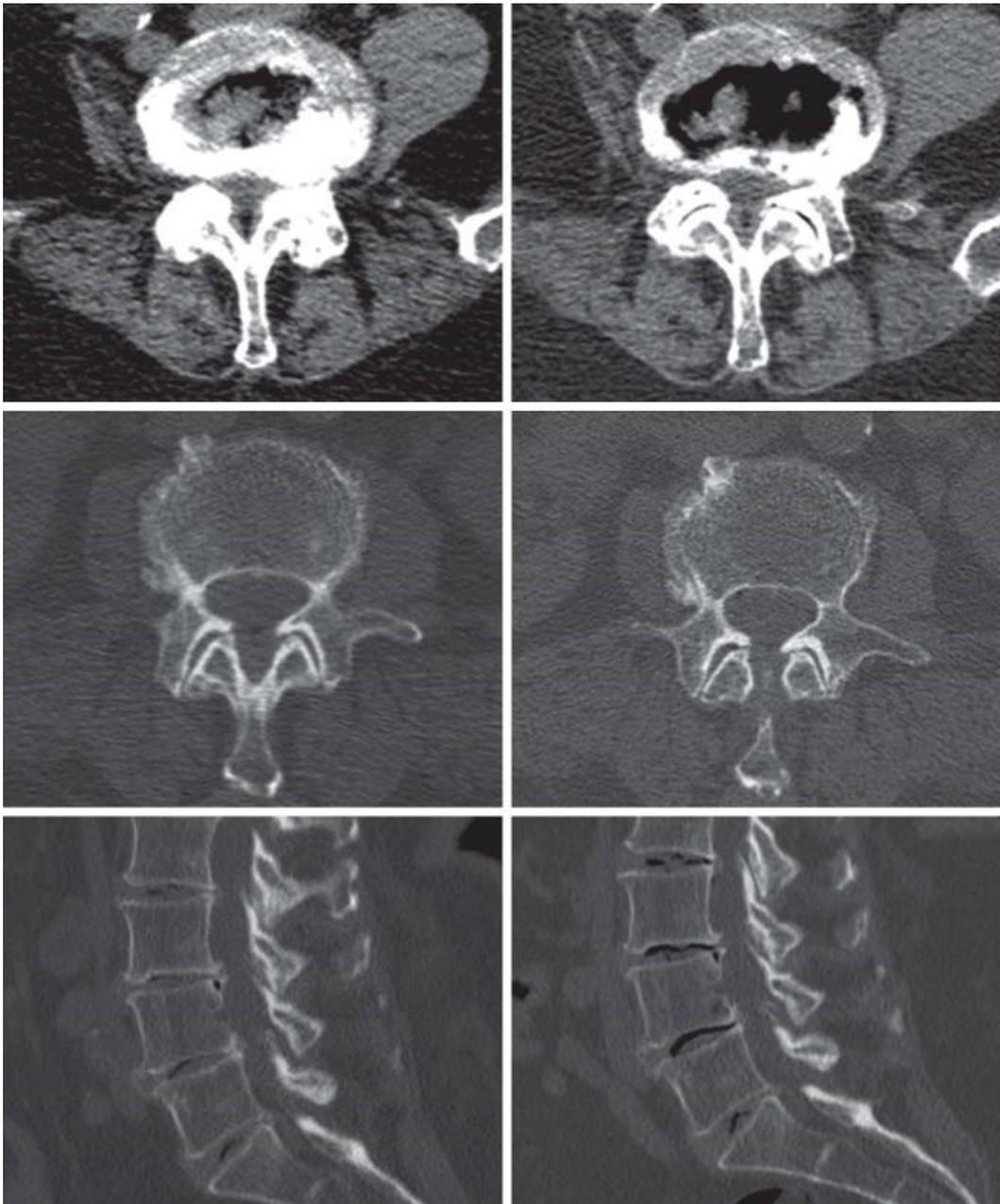
Der Leitfaden zur Bewertung und Optimierung der Strahlenexposition bei CT-Untersuchungen nach Nagel (Nagel 2010) empfiehlt für LWS-Untersuchungen einen Pitch von 1 und eine Aufnahmespannung von 140 kV, die aufgrund des hohen Kontrastes des betrachteten Objektes einen ausreichenden Bildkontrast liefert. Somit bestand der erste Optimierungsschritt darin, den ungewöhnlich niedrig eingestellten Pitch zu erhöhen. Im zweiten Schritt sollte dann die Aufnahmespannung erhöht und der Röhrenstrom entsprechend reduziert werden. Nach jedem Schritt wurde die Entwicklung der Dosis in einer Stichprobe aus 10 Untersuchungen überprüft. Außerdem wurde die Bildqualität nach jedem Optimierungsschritt von zwei erfahrenen Radiologen beurteilt. Zunächst galt es aber, die Funktionsweise der in dem GE-Gerät verwendeten Belichtungsautomatik zu betrachten, da diese bei Veränderung des Pitchfaktors die übrigen Scanparameter unter Umständen ebenfalls verändern könnte. Die Belichtungsautomatik bei GE-Geräten führt zu einer Anpassung des Röhrenstroms an das durchstrahlte Volumen,

sodass die Bildqualität in jeder gescannten Schicht konstant bleibt. Die Bildqualität wird dabei durch den „Noise-Index“ definiert, zusätzlich werden der minimale und maximale Röhrenstrom festgelegt. Außerdem besteht die Möglichkeit, eine winkelabhängige (x-y)-Röhrenstrommodulation zu verwenden.

Im ersten Schritt wurde also der Pitchfaktor von 0,562 auf den nächstmöglichen Wert 0,938 erhöht, die übrigen Scanparameter blieben unverändert. Dabei wurde das DLP nicht, wie aufgrund des linearen Zusammenhangs mit dem Pitchfaktor zu vermuten wäre, um den Faktor  $\frac{1}{3}$  reduziert. Die Reduktion fand, wegen der Dosisautomatik, die für das Beibehalten einer konstanten Bildqualität sorgte, lediglich um knapp  $\frac{1}{4}$  der Ausgangsdosis statt. Dann wurde das zu kleine FOV (Field-of-View) bei der Aufnahme vergrößert, damit die Belichtungsautomatik niedrigere Dosiswerte schalten konnte.

Im nächsten Schritt wurde die Aufnahmespannung auf 140 kV erhöht, gleichzeitig wurde die geforderte Bildqualität etwas heruntersetzt, indem der Noise-Index erhöht wurde. Im weiteren Verlauf wurde der Noise-Index weiter schrittweise erhöht, bis das DLP unterhalb des DRWs lag. Die einzelnen Schritte sind in der **Tab. 1.7** zusammengefasst. Da das Bildrauschen nur sehr gering angehoben worden ist, wurde die diagnostische Aussagekraft der Untersuchungen hierdurch nicht beeinflusst. **Abb. 1.6** zeigt das Beispiel eines Patienten, der vor und nach der Optimierung aus klinischen Gründen untersucht worden ist.

Im Laufe dieser Optimierung konnte das mittlere DLP der nächsten 10 Patienten um 50 % auf  $421,50 \pm 241,06$  mGy · cm reduziert werden, sodass die neueren Anforderungen des BfS erfüllt werden.



**Abb. 1.6:** Untersuchung der LWS der gleichen Patientin vor (links) und nach der Optimierung (rechts) am 16-Zeilen Spiral-CT. Oben Weichteilfenster axial, mitte Knochenfenster axial, unten sagittale Rekonstruktion im Knochenfenster. Die Dosis der Untersuchung betrug  $804 \text{ mGy} \times \text{cm}$  (DLP) vor und  $619 \text{ mGy} \times \text{cm}$  (DLP) nach der Optimierung.

### **Diskussion**

Das BfS hat die 75. Perzentile der von den Betreibern an die ärztliche Stelle gemeldeten mittleren Dosiswerte für die Festsetzung der DRW gewählt (BGBI. I Nr. 17 2003). Das bedeutet, dass bei unveränderter Aufnahmetechnik durch die Betreiber für jede Untersuchungsart 25 % der durch die Gesamtheit der Betreiber gemeldeten Werte oberhalb der neuen DRW liegen. Diejenigen Betreiber, deren Dosiswerte nun im Mittel zu hoch sind, sind folglich aufgefordert, durch Optimierung der Untersuchungstechnik die Strahlenexposition der Patienten zu reduzieren. In vielen Fällen gelingt dies bereits durch Anpassung der Aufnahmeparameter unter strenger Kontrolle der resultierenden Bildqualität. Kann die Strahlenexposition durch Optimierung der Aufnahmetechnik jedoch bei normalgewichtigen Patienten nicht mehr unterhalb der durch die DRW vorgegebenen Grenzen gesenkt werden, ist dies ein eindeutiges Zeichen für die Überalterung eines Gerätes. In diesen Fällen muss eine Geräteumrüstung oder ein Geräte austausch erfolgen. Die Wahl der 75. Perzentile der durch die Betreiber gemeldeten Werte und der periodischen Aktualisierung der DRW führt langfristig zu einer stetigen Senkung der Strahlenexposition der Patienten und ist unter diesem Gesichtspunkt als Strategie gewählt worden. In den 2003 veröffentlichten DRW wurde der  $CTDI_w$  und nicht der Volumen-CTDI benutzt. Das DLP bezog sich auf die gesamte Untersuchung. In den DRW von 2010 wurde dagegen der Volumen-CTDI als Referenzwert festgelegt und das DLP gilt nun nur für eine Scanserie. Zur Optimierung der Aufnahmetechnik können unterschiedliche Ansatzpunkte gewählt werden. Hierbei ist zwischen Maßnahmen, die die Bildqualität verändern und solchen, die keinen Einfluss auf die Bildqualität haben oder diese sogar verbessern, zu unterscheiden. Das Einblenden unter Einsatz des Lichtvisiers senkt die Strahlenexposition und kann die Bildqualität verbessern, weil durch das exponierte Feld weniger Streustrahlung im Körper des Patienten entsteht (Rimpler 2010, Brix 2010).

Weitere Möglichkeiten sind bei der Untersuchung von Erwachsenen die Wahl des geeigneten Rasters, bei Kindern der Verzicht auf ein Raster, die richtige Einstellung der Belichtungsautomatik und bei Patienten mit metallischen Implantaten in der Untersuchungsregion wiederum die manuelle Belichtung. Zudem tragen die Verwendung von Zusatzfiltern, die Einstellung der Röhrenspannung und Einsatz geeigneter Empfindlichkeitsklassen für Film/Foliensystemen oder Detektoren entsprechend den Leitlinien der Bundesärztekammer (Bundesärztekammer 2007), zu einer Senkung der Strahlenexposi-

tion bei. Die Anlage einer Hodenkapsel bzw. eines Ovarialschutzes verringert weiterhin die genetische Belastung.

Eine vielfach ungenutzte Chance für die Betreiber von Röntgenanlagen, Informationen über die applizierte Dosis zu erhalten und die Dosis durch geeignete Maßnahmen zu senken, besteht in der Auswertung der archivierten Werte der Strahlenexposition der eigenen Patienten. In der Regel werden diese Werte lediglich nach den gesetzlichen Vorgaben für jeden einzelnen Patienten dokumentiert, jedoch in den seltensten Fällen unabhängig von der ärztlichen Stelle periodisch ausgewertet oder kontinuierlich überwacht. Bei dem verbreiteten Vorgehen der reinen Archivierung der Expositionsparameter wird nur selten das durch die eigenen Geräte und Patientenklientel mögliche Optimierungspotenzial bezüglich der Dosisreduktion voll ausgeschöpft.

Bei Einsatz moderner Geräte bleibt die notwendige Dosis für normalgewichtige Patienten in der Regel weit unter den DRW. Wurden Bildgeber hinsichtlich Bildqualität und Strahlenexposition zum Zeitpunkt der Installation optimiert, so können sich im Laufe des Betriebs nach Monaten oder Jahren durch geringe Veränderung der Aufnahmeparameter mAs und kV, der Anwahl der Messkammer oder Organtastenbelegung Änderungen ergeben, die bei fehlendem Vergleich der Expositionswerte nicht auffallen und folglich auch nicht ausgeglichen werden. Da die Werte auch im Falle eines geringen Anstiegs über die Zeit noch lange unter den DRW liegen, wird die ärztliche Stelle keine Warnung aussprechen und die Veränderung der Strahlenexposition kann unbeachtet bleiben. Im Gegensatz hierzu kann durch die stetige eigene Überprüfung der Dosiswerte und den internen Vergleich mit der bislang applizierten Dosis zeitnah erkannt werden, ob sich Abweichungen einstellen. In einem solchen Fall muss der nächste Schritt darin bestehen, die Ursache für den Anstieg der Expositionswerte zu ermitteln und die geeigneten Maßnahmen zu ergreifen, um die Dosis erneut zu senken. Auf diese Weise wird ein „Dosismanagement“ möglich, das die erhobenen Werte aktiv für die eigene Qualitätssicherung nutzt.

Die Installation eines eigenen digitalen Archivs, zur Speicherung der Dosiswerte ist eine mögliche Hilfe, um diese Schritte zu vereinfachen. Von Bedeutung ist hierbei neben der exakten Dokumentation von Untersuchungsart und Expositionswert die geräteindividuelle Auswertung. Wird die Auswertung nicht für jedes Gerät und Untersuchungsart getrennt betrieben, so können Abweichungen an einem Gerät lange unerkannt bleiben, bis sie zum Anstieg des Mittelwertes über mehrere Geräte führen. Die gerätebezogene Auswertung erlaubt Betreibern einer Vielzahl von Geräten hingegen, Tenden-

zen früh zu erkennen, und wenn notwendig, Optimierungsschritte am Einzelgerät einzuleiten. Ist die Entscheidung zur Einleitung von Optimierungsschritten anhand eines Anstiegs der Expositionswerte gefallen, so ist die gezielte Bildbetrachtung hierzu unabdingbar. Mögliche Fehlerquellen wie ein unzureichendes Einblenden oder ein zu starker Kontrast durch fehlende Filterung, niedrigere Röhrenspannung, andere Bildverarbeitung fallen bereits bei dieser einfachen Betrachtung auf. Nach der zielgerichteten Bildbetrachtung können Optimierungsschritte hinsichtlich der Aufnahmeparameter am Gerät umgesetzt werden.

Die eigenen Analysen im Rahmen dieser Arbeit haben ergeben, dass die Untersuchung der Expositionswerte durch Auswertung der im RIS (Radiologieinformationssystem) gespeicherten Daten auch ohne Berücksichtigung des individuellen Gewichtes der Patienten möglich ist. Durch die Summation von normalgewichtigen und übergewichtigen Patienten ergeben sich bei Auswertung sehr kleiner Patientenzahlen mit der Bildung eines Durchschnittwertes allerdings gelegentlich zu hohe Expositionswerte. Dies war bei der Betrachtung von jeweils 10 konsekutiven Patienten bei den begleiteten Untersuchungen gegeben. Die aufgrund eines hohen Körpergewichts nach oben abgewichenen Werte konnten im Rahmen der eigenen Auswertung identifiziert und die Ergebnisse entsprechend interpretiert werden. Eine hohe Standardabweichung der Dosiswerte ist ein zusätzlicher möglicher Hinweis hierfür. Werden größere Fallzahlen ausgewertet, ist der Mittelwert des DFP bzw. DLP hingegen ein guter Indikator zur Beurteilbarkeit der Strahlenexposition, Ausreißer mitteln sich in diesem Falle heraus. Unter Kenntnis des Untersuchungsgerätes ist anhand des mittleren DFP bzw. DLP das bestehende Optimierungspotenzial leicht erkennbar.

Die Optimierung der Strahlenexposition in einer großen Abteilung oder Praxis ist arbeits- und damit zeitintensiv. Röntgenaufnahmegeräte und Computertomographen haben jeweils häufig mehrere hundert Untersuchungsprogramme, eine Funktion zur einfachen Überprüfung und Optimierung ist meist nur dem Servicetechniker möglich. In der klinischen Routine kommt in der Regel nur eine Auswahl der auf den Geräten hinterlegten Programme zur Anwendung. Die grundlegenden Prinzipien zur Dosisreduktion müssen jedoch bei Wechsel der Programme angewandt werden. Weiterhin ist eine kontinuierliche Überprüfung im Sinne eines Dosismanagements wichtig, um iterativ in der Routine stattfindende minimale Veränderungen, die zu einem Anstieg der applizierten Dosis führen können, zu erkennen und durch geeignete Maßnahmen zu beheben.

Eine in dieser Arbeit gezeigte kontinuierliche Strategie einzuführen, noch weit bevor die DRW erreicht werden, ist lohnenswert, weil hierdurch über die Dosisarchivierung zur Prüfung durch die Ärztliche Stelle hinaus die Möglichkeit eines Dosismanagements, mit kontinuierlichem Monitoring der Expositionswerte wahrgenommen wird, so wie sie auch von der Röntgenverordnung gefordert wird. Unterstützende Computerprogramme könnten einen entscheidenden Beitrag leisten, die derzeitige gesetzlich geforderte Dosisarchivierung zu einem aktiven Dosismanagement umzulenken (Seuri 2013) und werden derzeit bereits von einigen Pionieren entwickelt.

► Die Untersuchung der Expositionswerte ist durch Auswertung der im RIS (Radiologieinformationssystem) gespeicherten Daten bei Auswahl eines genügend großen Untersuchungszeitraums auch ohne Berücksichtigung des individuellen Gewichtes der Patienten möglich.

► Durch die Summation der Dosiswerte von normalgewichtigen und übergewichtigen Patienten ergeben sich bei Auswertung sehr kleiner Patientenzahlen mit der Bildung eines Durchschnittwertes gelegentlich zu hohe Expositionswerte, da die DRW auf Patienten mit einem Gewicht von 70 kg bezogen sind.

► Die Auswertung der Expositionswerte ermöglicht den Schritt vom von der ärztlichen Stelle kontrollierten Archivieren der Dosis mit Unterschreitung der DRW zu einem aktiven Dosismanagement einschließlich der Optimierung der Untersuchungsparameter.

## Kapitel 2

### **Optimierung von Ganzkörper-CT-Untersuchungen an Polytraumatisierten anhand des Vergleichs mit den aktuellen diagnostischen Referenzwerten**

Der Inhalt dieses Kapitels wurde veröffentlicht:

Schäfer SB, Rudolph C, Kolodziej M, Mauermann F, Roller FC, Krombach GA. Optimization of Whole-Body CT Examinations of Polytrauma Patients in Comparison with the Current Diagnostic Reference Levels. *Fortschr Röntgenstr* 2019; 191: 1015-1025. Doi: 10.1055/a-0881-3113

© Georg Thieme Verlag KG.

#### **Zusammenfassung**

##### Ziel

Die Überprüfung der Dosiswerte an einem in der klinischen Routine betriebenen Polytrauma-Ganzkörper-CT hinsichtlich der 2016 aktualisierten diagnostischen Referenzwerte (DRW) und Reduktion der mittleren Expositionswerte durch einfache Optimierungsschritte.

##### Material und Methoden

Jeweils 100 Expositionswerte vor und nach der Dosisoptimierung wurden mit den alten und den neuen DRW verglichen. Die Graustufenwerte und das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) wurden für die Lunge, den Aortenbogen und die Leber bestimmt. Durch 2 Radiologen erfolgte eine visuelle Beurteilung der Bildqualität anhand einer Likert-Skala (0 – nicht diagnostisch, 1 – schlecht sichtbar, 2 – moderat sichtbar, 3 – gut sichtbar, 4 – exzellent sichtbar) sowohl für die CT-Untersuchungen vor als auch nach der Optimierung.

##### Ergebnisse

Die ermittelten Expositionswerte nach der Dosisoptimierung lagen unterhalb der alten und neuen DRW ( $1319,98 \pm 463,16$  mGy · cm), während der Mittelwert der Expositionswerte vor der Optimierung ( $1774,96 \pm 608,78$  mGy · cm) die aktuellen DRW über-

schritt. Die gemessenen Graustufenwerte (HE) betragen (vor gg. nach der Optimierung) Lunge - 833 HE gg. - 827 HE ( $p = 0,43$ ), Aortenbogen 341 HE gg. 343 HE ( $p = 0,70$ ) und Leber 68 HE gg. 67 HE ( $p = 0,35$ ) (gg = gegenüber). Das SNR war nach der Dosisoptimierung in der Lunge minimal höher, in den beiden anderen Regionen minimal geringer als vor der Optimierung. Die visuelle Beurteilung der Bildqualität wies mit 3,85 Bewertungspunkten vor und 3,82 Bewertungspunkten nach der Dosisoptimierung ( $p = 0,57$ ) relativ identische Werte auf.

### Schlussfolgerung

Anlässlich der Aktualisierung der DRW ist eine Analyse der eigenen Expositionswerte unumgänglich, um Überschreitungen zeitnah erkennen und geeignete Maßnahmen zur Dosisreduktion einleiten zu können. Bereits durch geeignete Anpassung der Untersuchungsparameter unter Berücksichtigung der erforderlichen Bildqualität ist in den meisten Fällen eine deutliche Reduktion der Strahlenexposition, auch bei CT-Geräten der älteren Generationen, möglich.

### Kernaussagen

- ▶ Eine Reduktion der Strahlenexposition unter die DRW ist in vielen Fällen bereits durch Optimierung der Untersuchungstechnik möglich.
- ▶ Die Kontrolle der Bildqualität zur Gewährleistung einer diagnostischen Bildqualität trotz Dosisreduktion ist unumgänglich.
- ▶ Die Einhaltung der DRW ist auch bei CT-Geräten der älteren Generation auch ohne iterative Bildrekonstruktion durch geeignete Anpassungen möglich.
- ▶ Weiteres Optimierungspotenzial zur aktiven Dosisreduktion ist vorhanden

## **Abstract**

### Purpose

Evaluation of the dose values of a polytrauma whole-body CT examination used in clinical practice with regard to the 2016 updated diagnostic reference levels and reduction of the mean exposure levels using simple optimization steps.

### Materials and Methods

In each case, 100 exposure values before and after dose optimization were compared with the old and new diagnostic reference levels. The grayscale values and the signal-to-noise ratio (SNR) were determined for the lung, the aortic arch and the liver. A visual assessment of the image quality was performed by two radiologists on the basis of a Likert scale (0 – non-diagnostic, 1 – poor visualization, 2 – moderate visualization, 3 – good visualization, 4 – excellent visualization) for CT examinations both before and after optimization.

### Results

The acquired exposure values after dose optimization were below the old and new diagnostic reference levels ( $1319.98 \pm 463.16$  mGy · cm) while the mean value of the exposure values before optimization ( $1774.96 \pm 608.78$  mGy · cm) exceeded the current diagnostic reference levels. The measured grayscale values (HU) were (before versus after optimization): lung - 833 HU vs. - 827 HU ( $p = 0.43$ ), aortic arch 341 HU vs. 343 HU ( $p = 0.70$ ) and liver 68 HU vs. 67 HU ( $p = 0.35$ ). After dose optimization the SNR in the lung was minimally higher, while it was minimally lower in the two other regions than before the optimization. Visual assessment of the image quality showed almost identical values with 3.85 evaluation points before and 3.82 evaluation points after dose optimization ( $p = 0.57$ ).

### Conclusion

Due to the updating of the diagnostic reference levels, an analysis of the own exposure values is necessary in order to be able to detect high values promptly and to initiate appropriate measures for dose reduction. Appropriate adaptation of the examination parameters with consideration of the necessary image quality allows a significant reduction of the radiation exposure in most cases, also on CT devices of older generations.

## **Einleitung**

Aufgrund der stetig voranschreitenden Technik und der Weiterentwicklung bereits etablierter Methoden im Bereich der Radiologie existiert ein enormes Potenzial für die kontinuierliche Reduktion der Strahlenexposition bei Röntgenaufnahmen.

Seit dem Inkrafttreten der Röntgenverordnung (RöV) zum 01.09.1973 als Bundesrechtsverordnung wird der Strahlenschutz von Patienten und Untersuchern durch diese

Verordnung mit Gesetzescharakter geregelt. Die Exposition für diagnostische Belange wurde lange Zeit lediglich nach dem ALARA-Prinzip (as low as reasonably achievable) betrieben und konkrete Begrenzungen der Exposition existierten für radiologische Untersuchungen nicht. Die Einführung und Anwendung von Dosisrichtwerten wurde erstmals 1996 von der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) empfohlen (ICRP 74, 1996). Die Europäische Atomgemeinschaft (EURATOM) hat die Vorgabe der diagnostischen Referenzwerte (DRW) als Maßnahme der Optimierung im Strahlenschutz 1 Jahr später in einer „Patientenschutzrichtlinie“ [Richtlinie 97/ 43/EURATOM] verankert und in der neuen Richtlinie 2013/ 59/EURATOM bestätigt (Europäische Atomgemeinschaft 1997). Mit dem Beginn der Gültigkeit der Richtlinie 97/43/EURATOM sind sämtliche Mitgliedsstaaten der EU verpflichtet, DRW in das jeweilige nationale Strahlenschutzrecht zu übernehmen und sicherzustellen, dass diese regelmäßig überprüft werden. In der Röntgendiagnostik und interventionellen Radiologie sind DRW definiert als Dosiswerte bei diagnostischen oder interventionellen Anwendungen für typische Untersuchungen bei Patienten mit Standardmaßen oder bei Standardphantomen mit allgemein definierter Ausrüstung. Im Jahr 1999 wurde schließlich von der Europäischen Kommission eine Leitlinie mit präzisen Empfehlungen zur Einführung von DRW herausgegeben, die das Gewicht des „Standardpatienten“ mit  $70 \pm 3$  kg definiert. Weiterhin empfiehlt die Europäische Kommission in dieser Leitlinie den Dosismittelwert von mindestens 10 unselektierten Patienten separat für jedes Röntgengerät als Ersatz für die Dosis eines Standardpatienten heranzuziehen und, falls diese existieren, mit den jeweiligen DRW zu vergleichen (ICRP 109, 1999).

Mit der Berücksichtigung in der Novellierung der RöV vom 18.06.2002 wurden die DRW erstmalig im deutschen (nationalen) Recht verankert und konstituiert, dass diese bei diagnostischen Untersuchungen am Menschen zugrunde gelegt werden müssen (§ 16 Abs. 1 Satz 3 RöV) (BGBl. I Nr. 18, 1973). Für die Erstellung und die Veröffentlichung der Referenzwerte ist nach § 16 Abs. 1 Satz 3 der Röntgenverordnung das Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) zuständig. Dies erfolgte erstmals am 05.08.2003 im Bundesanzeiger Nr. 143 (BGBl. I Nr. 17, 2003). Die Überprüfung der Einhaltung der DRW bei der Strahlenexposition von Patienten untersteht den Ärztlichen Stellen (Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz, Bau und Reaktorsicherheit 2015). Gemäß § 17a Abs. 1 Satz 3 Nr. 2 RöV ist diesen die Pflicht auferlegt, „beständige, ungerechtfertigte Überschreitungen“ der zuständigen Landesbehörde zu melden, sodass diese nach der Überprüfung beim Betreiber in Zusammenarbeit mit der ärztlichen Stelle Empfeh-

lungen zur Verringerung der Strahlenexposition aussprechen kann. Das BfS ist verpflichtet, anhand der jährlich von den ärztlichen Stellen übermittelten Expositionswerte der Betreiber, die DRW in regelmäßigen Abständen zu aktualisieren. Am 22.06.2016 erschien die neueste Veröffentlichung der aktualisierten DRW für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen, die mit Jahresbeginn 2017 von der Ärztlichen Stelle überprüft werden (Bundesamt für Strahlenschutz 2016). Die davor letzte Aktualisierung der DRW wurde am 22.06.2010 vom BfS veröffentlicht (Bundesamt für Strahlenschutz 2010). Die DRW basieren auf der 75. Perzentile der Verteilung der Mittelwerte der gemeldeten Patientenexpositionen und repräsentieren keine Grenzwerte für individuelle Strahlenanwendungen oder für Patienten. Ausschlaggebend ist, dass der entsprechende DRW vom Mittelwert der Patientenexposition mindestens 10 unselektierter Patienten der jeweiligen Untersuchungsart an einem Gerät nicht überschritten wird. Die DRW werden für die Computertomografie als Werte des Volumen-CT-Dosisindex ( $CTDI_{Vol}$ ) und des Dosislängenprodukts (DLP) sowie für die Radiografie und interventionelle Radiologie als Dosisflächenprodukt (DFP)-Werte angegeben. Bereits die erstmals am 22.06.2010 vom BfS veröffentlichten DRW lagen für die meisten Untersuchungen deutlich unter den davor gültigen Referenzwerten (Bundesamt für Strahlenschutz 2010, Veit 2010). Die aktuell veröffentlichten DRW unterschreiten diese wiederum deutlich und sind zusätzlich wesentlich differenzierter.

Nun liegt es in der Verantwortung der Betreiber, zu kontrollieren, ob die eigenen DFP-,  $CTDI_{Vol}$ - und DLP-Werte die neuen Anforderungen erfüllen und nötigenfalls geeignete Maßnahmen zu initiieren, um bei Bedarf korrektiv zu intervenieren, um die neuen DRW einzuhalten. Des Weiteren besteht die Anforderung, die geringstmögliche Strahlenexposition in Abhängigkeit vom technischen Stand und unter Berücksichtigung aller Umstände des Einzelfalls zu gewährleisten. Zudem ist anzunehmen, dass die Strahlenbelastung der bundesdeutschen Bevölkerung, bedingt durch radiologische Untersuchung, weiter reduziert werden kann, da auf längere Sicht und unter Berücksichtigung der technischen Entwicklung sowohl die Patientendosis und damit auch DRW bei zukünftigen Aktualisierungen sinken werden.

Ziel dieser Studie war die Überprüfung der aktuellen Dosiswerte an einem in der klinischen Routine betriebenen Polytrauma-Ganzkörper-CT im Schockraum eines universitären radiologischen Instituts (Diagnostische und Interventionelle Radiologie) angesichts der neuen DRW, die Identifizierung von Optimierungsmöglichkeiten und die zusätzliche Reduktion der mittleren Expositionswerte durch einfache Optimierungsschrit-

te. Für diese Studie wurden speziell Polytrauma-Ganzkörper-CT-Untersuchungen herangezogen, da im Rahmen der Patientenversorgung eine schnelle und exakte klinische sowie bildgebende Diagnostik unerlässlich ist. Vergleichbare „Ganzkörper“-Screenings werden sonst oft eher bei Malignomen bei Patienten mit fortgeschrittenem Lebensalter oder möglicherweise schlechten Prognosen durchgeführt. Oft handelt es sich bei polytraumatisierten Patienten jedoch um junge Patienten, beispielsweise verunfallte Fahrrad- oder Motorradfahrer, Personen mit „Sportunfällen“ oder Arbeitsunfällen (z. B. Sturz aus großer Höhe  $\geq 3$  Meter). Daher sollte aufgrund von möglichen biologischen Schädigungen des Gewebes (z. B. maligne Erkrankungen), induziert durch ionisierende Strahlung, die meist erst einige Jahre nach der Strahlenexposition auftreten, eine diagnostische Bildqualität bei möglichst niedriger Strahlenexposition erreicht werden.

### **Material und Methoden**

Für die Studie wurden die Expositionswerte der Untersuchungen an einem Polytrauma-Ganzkörper-CT (SOMATOM Sensation Open (Baujahr 2011), Siemens, Erlangen, Deutschland, mit der Software Somaris/5 syngo CT 2014A) der letzten Monate vor Veröffentlichung der neuen DRW anonymisiert aus dem Picture Archiving and Communication System (PACS) und dem Radiologischen Informationssystem (RIS) entnommen. Anhand dieser Expositionswerte wurden die Mittelwerte für das DLP und für den  $CTDI_{Vol}$  berechnet und mit den alten und neuen DRW verglichen. Bei dem CT-Gerät handelt es sich um einen 24-Zeiler, die nominale Einzel-Kollimation beträgt 1,2 mm und die nominale Total-Kollimation beträgt 28,8 mm. Es wird konstant eine Spannung von 120 kV sowie ein Pitch von 0,65 angewendet. Für die Polytrauma-Ganzkörper-CT-Untersuchung wird ein Body-Protokoll verwendet. Dieses bezieht sich auf den 32cm-Prüfkörper („Körperphantoms“) und verwendet den Formfilter für den Körperstamm. Die Röhrenstrommodulation erfolgt während des CT-Scans winkelabhängig durch eine biplanare Modulationstechnik. Bei den Polytrauma-Ganzkörper-CT-Untersuchungen handelt es sich mit ca. 400 durchgeführten Untersuchungen im Jahr um routinemäßige Untersuchungen. Das angewendete Protokoll wurde in Zusammenarbeit mit einem Applikationsspezialisten des Herstellers angefertigt.

Die Aufnahmen wurden standardisiert in Spiraltechnik von der Schädelbasis bis zur Symphyse durchgeführt. Die intravenöse Injektion eines Kontrastmittels (Ultravist® 370, Bayer Vital, Leverkusen, Deutschland) erfolgte nach einem biphasischen Injekti-

onsprotokoll (Roller 2013). Nach der ersten Kontrastmittelgabe von 50 ml bei einer Injektionsrate von 3,5 ml/s folgt nach einer Verzögerung von 30 s der zweite Bolus von 80 ml Kontrastmittel mit einer Injektionsrate von 4,5 ml/s, gefolgt von 50 ml NaCl mit einer Injektionsrate von ebenfalls 4,5 ml/s. 60 Sekunden nach der erster Kontrastmittelapplikation beginnt der Spiralenstart. Die axiale Rekonstruktion wird in Weichteilfenstertechnik mit 5 mm und in Knochenfenstertechnik mit 3 mm Schichtdicke vorgenommen. Für den Thorax erfolgt eine zusätzliche Rekonstruktion in Lungenfenstertechnik mit einer Schichtdicke von 5 mm. Multiplanare Rekonstruktionen werden in Weichteilfenstertechnik in sagittaler und koronaler Orientierung mit 5 mm sowie in Knochenfenstertechnik in sagittaler Orientierung mit 3 mm Schichtdicke erstellt.

Bei dem eingesetzten CT-Gerät besteht keine Möglichkeit zur iterativen Bildrekonstruktion, mit der durch rechenintensive Bildrekonstruktionsalgorithmen die nötige Strahlenexposition bei gleichbleibender Bildqualität gesenkt werden kann. Mit iterativer Bildrekonstruktion kann eine Dosisreduktion von bis zu ca. 75 % erzielt werden (Kalra 2012). Allerdings besteht bei zu starker Dosisreduktion (> 40 %) das Risiko, dass niedrig kontrastierte Läsionen nicht mehr erkennbar sind (Schindera 2013). Daher musste infolge der Feststellung, dass die ermittelten Dosismittelwerte die alten Referenzwerte zwar einhielten, die neuen DRW allerdings überschritten, nach anderen geeigneten Optimierungsmöglichkeiten gesucht werden. In Zusammenarbeit zwischen Ärzten und Physikern wurden Möglichkeiten zur Reduktion der Strahlenexposition unter Erhaltung einer diagnostischen Bildqualität bereits durch einfache Veränderung der Aufnahme-Parameter am CT erarbeitet und umgesetzt.

Hierzu wurde der schichtabhängige mAs-Referenzwert (folgend „mAs-Referenzwert“ genannt) von 165 mAs auf 130 mAs abgesenkt. Dieser Referenzwert bestimmt die Bildqualität und ist für den Anwender zugänglich, sodass dieser die Änderung durchführen kann und nicht auf den Hersteller angewiesen ist. Der „mAs-Referenzwert“ wird pro Rotation angegeben und ist an diesem CT-Gerät auf einen 75 - 80 kg Patienten (Standardpatient nach Definition der Herstellerfirma) abgestimmt. Anhand dieses „mAs-Referenzwerts“ erfolgt die Röhrenstrommodulation in Abhängigkeit von der Patientenschwächung (Patientendurchmesser). Bei dem hier eingesetzten Gerät wird dies durch eine biplanare (2-fache) Röhrenstrommodulation, zum einen in z-Richtung anhand des Topogramms durch das patientenspezifische Schwächungsprofil und zum anderen in x- und y-Richtung (lateral und posterior), während des Scans winkelabhängig erzielt. Das bedeutet, es wird die Dosis, die am Detektor ankommt, detektiert und an-

hand des „mAs-Referenzwerts“ wird der effektive mAs-Wert, der im Patientenprotokoll aufgelistet ist, hoch oder herunter geregelt. Die Reduzierung des „mAs-Referenzwerts“ bewirkt eine Senkung der Dosis, führt aber gleichzeitig zu einer Erhöhung des Bildrauschens.

Für die Auswertung wurden jeweils Mittelwerte bestehend aus 100 Untersuchungen vor und nach der Optimierung der Anlage hinzugezogen. Die berechneten Werte wurden sowohl mit den alten wie auch den neuen DRW verglichen und analysiert. Hierbei wurde für die Untersuchung am Polytrauma-Ganzkörper-CT von der Schädelbasis bis zur Symphyse von einem DLP von 1798 mGy · cm nach den alten DRW und nach den neuen DRW von einem DLP von 1330 mGy · cm ausgegangen. Hierzu wurden nach den alten DRW die angegebenen Referenz-DLP-Werte der Untersuchungsregionen Gesichtsschädel (Sinusitis), Thorax, Abdomen und Becken addiert. Da sich der angegebene DRW für den Gesichtsschädel auf den 16 cm-Prüfkörper („Kopfphantom“) bezieht, war dieser Wert nicht einfach mit den restlichen DRW, die sich auf den 32 cm-Prüfkörper beziehen, addierbar. Dieser wurde über die Phantomfaktoren des Geräts umgerechnet, sodass dieser sich von 100 mGy · cm auf 48 mGy · cm reduzierte. Nach den neuen DRW fand eine Addition vom Referenzwert des DLP, für die Untersuchungsregion Rumpf (Thorax + Abdomen + Becken) mit dem Referenzwert des DLP für die Untersuchungsregion Hals, statt. Da sich die angegebenen Referenzwerte der beiden addierten Untersuchungsregionen auf das „Körperphantom“ beziehen, ist eine Addition der DLP ohne weiteres möglich. Jedoch kommt es bei der Addierung der einzelnen Referenzwerte der verschiedenen Untersuchungsregionen, sowohl nach den alten, als auch nach den neuen DRW, zu Überlappungen der Referenzwerte, entsprechend der Vorgaben der Leitlinien der Bundesärztekammer (Bundesärztekammer 2008).

Aus dem Krankenhausinformationssystem (KIS) wurden die Größe und das Gewicht der Patienten entnommen und anhand dieser Daten der Körpermaßindex (BMI) der Patienten bestimmt. Anschließend wurden die Patienten in die einzelnen Adipositas-Schweregrade nach WHO-Definition kategorisiert (WHO 2000), sodass dies zur Beurteilung herangezogen werden konnten, falls Patienten aufgrund des hohen BMI die Mittelwerte für DLP und  $CTDI_{Vol}$  weit überschritten und negativ beeinflussten.

Bei Patienten ohne entsprechende Angabe im KIS wurden anhand der CT-Bilder, basierend auf optischen Eindrücken und Betrachtung des subkutanen Fettgewebes, Rückschlüsse auf den BMI der Patienten gezogen. Da dies ohne technische Hilfsmittel an-

hand der CT-Aufnahmen erfolgte, ist eine Unsicherheit bei der Abschätzung des BMI nicht völlig auszuschließen.

Die verschiedenen Untergruppen der Adipositas-Schweregrade nach WHO-Definition, die sowohl vor als auch nach der Optimierung eine Patientenzahl  $> 10$  aufwiesen, wurden separat eingehender untersucht. Weiterhin wurde insbesondere auf das Vorliegen metallischer Implantate geachtet.

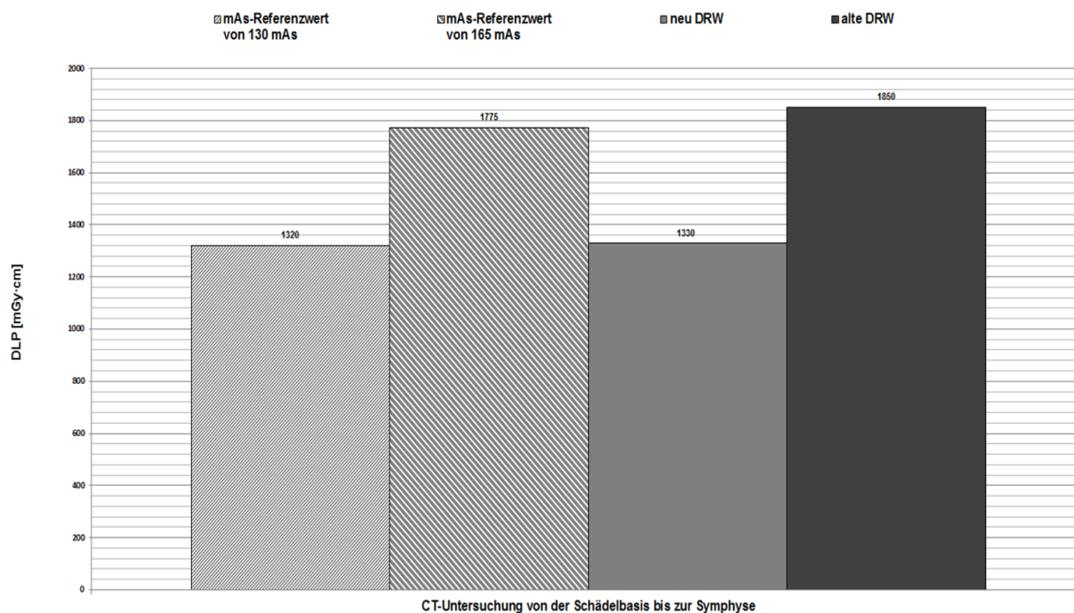
Zur objektiven Ermittlung der Bildqualität wurden für sämtliche ausgewertete Untersuchungen die Graustufenwerte, welche die Abschwächung der Röntgenstrahlen im Gewebe darstellen (Hounsfield-Einheiten, HE), in der Lunge, der Leber und dem Aortenbogen bestimmt. Zwar sind CT-Geräte HE-kalibriert, jedoch sollte hier in der Studie durch die Überprüfung der HE-Mittelwerte die Möglichkeit von starkem Rauschen, bedingt durch eine Änderung, ausgeschlossen werden. Zusätzlich wurde anhand der mittleren Signalintensität und dem mittleren Rauschsignal in einem Areal von  $10 \times 10$  Pixel das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) bestimmt (Bushberg 2012). Dafür wurden für jede Untersuchung 3 Messfelder (Region of interest) platziert: ROI1 in der Lunge, ROI2 im Aortenbogen und ROI3 in der Leber.

Anschließend erfolgte die visuelle Bildanalyse der Untersuchungen anhand einer Likert-Skala (0 – „nicht diagnostisch“, 1 – „schlecht sichtbar“, 2 – „moderat sichtbar“, 3 – „gut sichtbar“, 4 – „exzellent sichtbar“) (Mohrs 2010, Körner 2005, Bulla 2011). Die visuelle Bewertung der Bildqualität wurde von 2 radiologischen Fachärzten mit einer Berufserfahrung von 21 Jahren und 7 Jahren durchgeführt. Die Reihenfolge der zu bewertenden Untersuchungen erfolgte randomisiert und anonymisiert, sodass nicht zu erkennen war, ob die Untersuchung vor oder nach der Parameterumstellung durchgeführt wurde. Für alle Einzelbewertungen der 2 Betrachter wurde der Mittelwert, getrennt für die CT-Untersuchungen, vor und nach der Parameteränderung berechnet, um eine bessere Vergleichsmöglichkeit zu erreichen. Zum Abschluss wurde sowohl für die objektive Ermittlung als auch für die visuelle Bewertung der Bildqualität ein 2-seitiger t-Test durchgeführt, um die Daten auf signifikante Unterschiede zu prüfen.

## Ergebnisse

Bei der Analyse der Dosismittelung ist zu erkennen, dass bei den CT-Untersuchungen nach der Absenkung des „mAs-Referenzwerts“ von 165 mAs auf 130 mAs sowohl die alten, als auch die neuen DRW eingehalten werden, während vor der Parameterumstellung die alten DRW zwar eingehalten, aber die neuen DRW überschritten wurden.

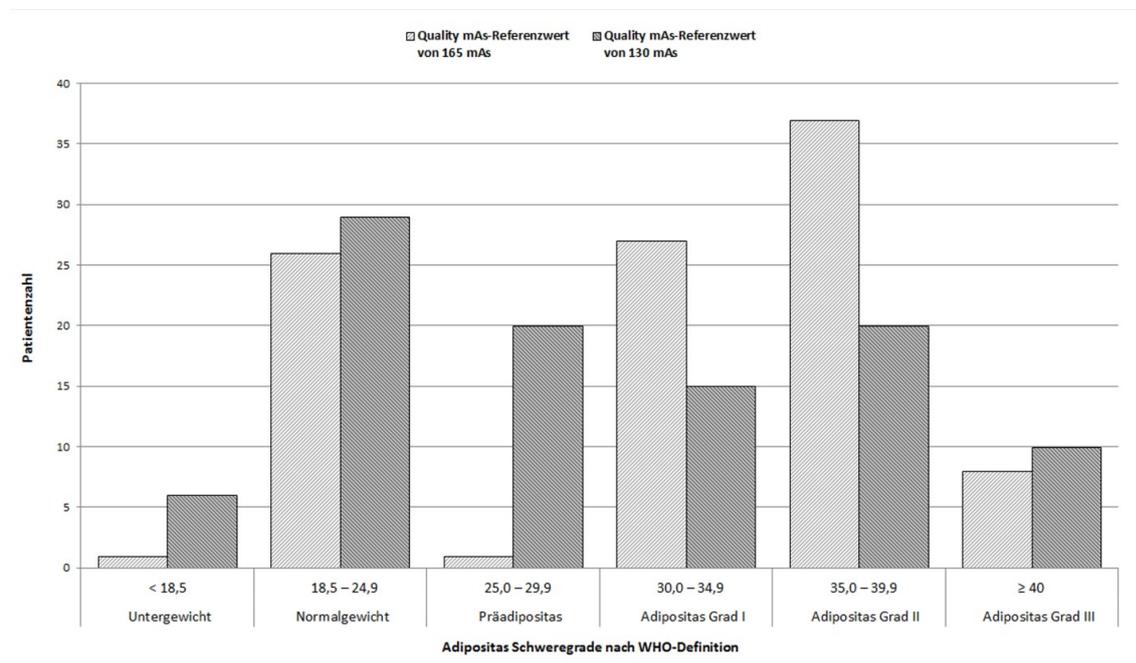
Eine Übersicht der eruierten Mittelwerte für die CT-Untersuchungen an dem Polytrauma-Ganzkörper-CT im Schockraum, im Vergleich zu den alten und neuen DRW, ist in **Abb. 2.1** grafisch dargestellt.



**Abb. 2.1:** Mittelwerte des DLP für CT-Untersuchungen von der Schädelbasis bis zur Symphyse am Polytrauma-Ganzkörper-CT vor und nach der Senkung des „mAs-Referenzwerts“.

In dieser Grafik wird ersichtlich, dass sich die Werte für die CT-Untersuchungen nach der Umstellung des Parameters „mAs-Referenzwert“ deutlich unterhalb der alten und minimal unterhalb der neuen DRW befinden. So liegen die Werte für das DLP nach der Parameterumstellung mit einem Mittelwert von  $1319,98 \pm 463,16$  mGy · cm bei ca. 71,4 % der alten DRW und bei ca. 99,2 % der neuen DRW. Der Mittelwert für die CT-Untersuchungen vor der Umsetzung der Optimierungsschritte befindet sich mit  $1774,96 \pm 608,78$  mGy · cm bei ca. 95,9 % des alten DRW, würde den neuen DRW aber um ca.

33,5 % überschreiten. Die Werte für den  $CTDI_{Vol}$  liegen bei  $14,32 \pm 4,48$  mGy für die Untersuchungen nach der Optimierung, während der  $CTDI_{Vol}$  davor einen Mittelwert von  $18,01 \pm 4,54$  mGy aufweist. Die Verteilung der Werte für das DLP (A) und den  $CTDI_{Vol}$  (B) ist bezogen auf die CT-Untersuchungen vor sowie nach der Absenkung des „mAs-Referenzwerts“ grafisch in **Abb. 2.2** dargestellt. Die durchschnittliche Scanlänge war bei CT-Untersuchungen nach Parameterumstellung  $92,76 \pm 13,06$  cm (Minimum: 62,94 cm; Maximum 142,94 cm) und vor Parameterumstellung  $94,83 \pm 15,44$  cm (Minimum: 76,34 cm; Maximum 147,44 cm).



**Abb. 2.2:** Häufigkeitsverteilung der Patienten nach Adipositas Schweregrade gemäß WHO-Definition für CT-Untersuchungen vor und nach der Umstellung des „mAs-Referenzwerts“.

Anhand des t-Tests für die Dosiswerte für die Untersuchungen vor und nach der Senkung des „mAs-Referenzwerts“ wird erkennbar, dass durch die Parameterumstellung die Strahlenexposition signifikant ( $p < 0,0000001$ ) reduziert werden konnte.

Sowohl bei den CT-Untersuchungen vor als auch nach der Dosisoptimierung ist die enorme Differenz zwischen dem niedrigsten und dem höchsten Wert des Datensatzes auffällig. Die Ursache für Ausreißer, die den DRW weit überschreiten, wird teils durch das Vorhandensein metallischer Implantate bei den Patienten hervorgerufen. In den meisten Fällen werden diese Extremwerte jedoch durch besonders übergewichtige Pati-

enten verursacht, die das Gewicht eines Standardpatienten nach EURATOM- „Patientenschutzrichtlinie“ von  $70 \pm 3$  kg weit überschreiten.

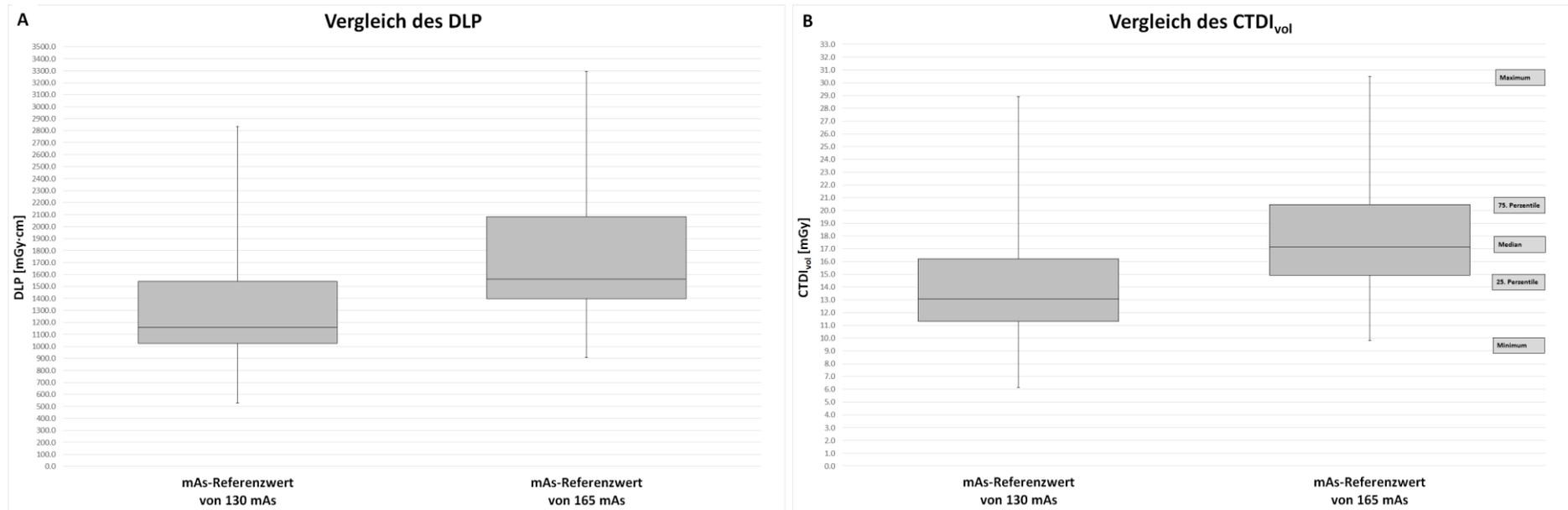
In **Abb. 2.3** ist die Übersicht der Einteilung der Patienten in die einzelnen Kategorien der Adipositas-Schweregrade nach WHO-Definition für die CT-Untersuchungen mit einem „mAs-Referenzwert“ von 130 und mit 165 mAs anhand eines Boxplot grafisch dargestellt. Hierbei wird deutlich, dass sowohl bei den CT-Untersuchungen vor als auch nach der Parameterumstellung die Mehrheit der Patienten übergewichtig war, über dem Gewicht des von der Europäischen Kommission als „Standardpatienten“ definierten Körpergewicht von  $70 \pm 3$  kg lagen und dadurch den Dosismittelwert negativ beeinflussten. Bei den Untersuchungen vor der Dosisoptimierung waren ca. 73 % der Patienten übergewichtig, während bei den CT-Untersuchungen nach Senkung des „mAs-Referenzwerts“ ca. 65 % der Patienten ein Übergewicht aufwiesen.

Aufgrund der unterschiedlichen Verteilung der BMIs der Patienten in den beiden Kollektiven wurden die Patienten in Untergruppen entsprechend der Adipositas-Schweregrade nach WHO-Definition eingeteilt und die Untergruppen, die jeweils vor und nach der Absenkung des „mAs-Referenzwerts“ mehr als 10 Patienten aufwiesen, genauer betrachtet. Dazu gehörten die Adipositas-Schweregrade „Normalgewicht“, „Adipositas Grad I“ und „Adipositas Grad II“.

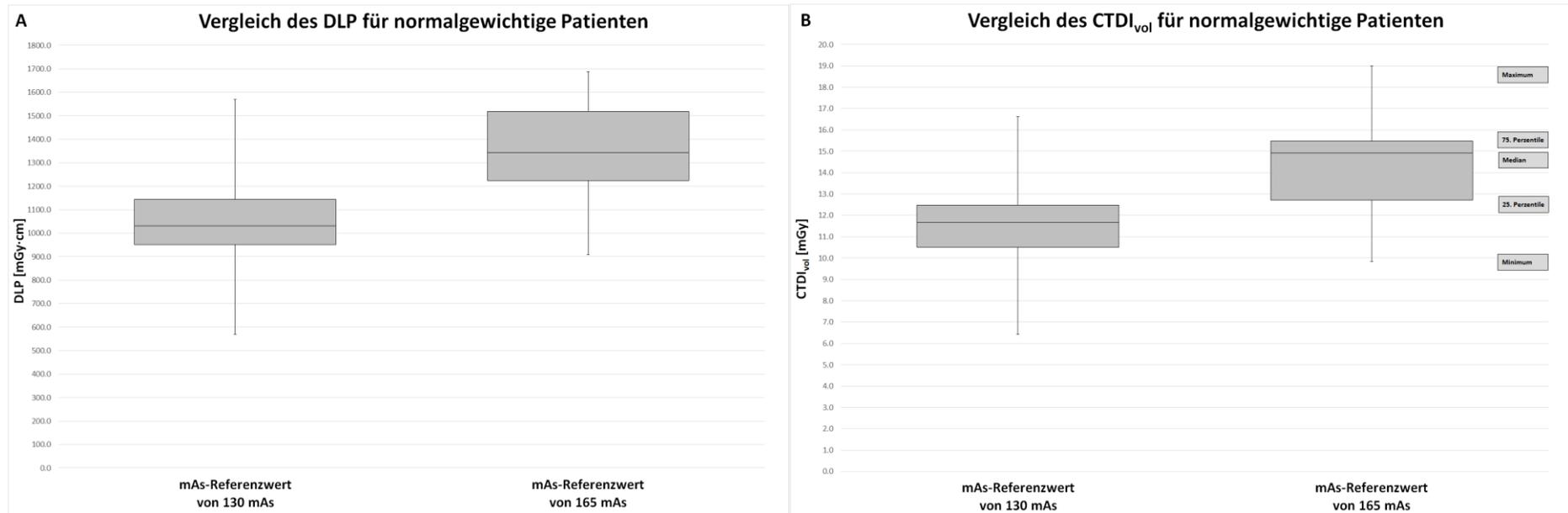
Anhand dieser Auswertung innerhalb der einzelnen Schweregrade zeigt sich, dass die Mittelwerte für DLP und  $CTDI_{Vol}$  der CT-Untersuchung vor und nach den Optimierungsschritten die zum jeweiligen Zeitpunkt gültigen DRW deutlich unterschreiten. Auch liegen die Werte für die Untersuchung nach der Parameterumstellung deutlich unterhalb der Werte vor der Parameterumstellung. So berechnen sich die Mittelwerte bei Untersuchungen mit einem „mAs-Referenzwert“ von 130 für das DLP auf  $1030,97 \pm 207,00$  mGy · cm und für den  $CTDI_{Vol}$  auf  $11,44 \pm 2,11$  mGy bei einer Scanlänge von  $89,92 \pm 2,79$  cm (Minimum: 81,28cm; Maximum 94,36 cm). Bei Untersuchungen mit einem „mAs-Referenzwert“ von 165 mAs liegen die Werte bei  $1345,97 \pm 217,98$  mGy · cm für das DLP sowie  $14,36 \pm 2,46$  mGy für den  $CTDI_{18.03.1980ol}$  bei einer Scanlänge von  $93,62 \pm 2,67$  cm (Minimum: 88,79 cm; Maximum 98,31 cm). Eine grafische Darstellung der Verteilung der Werte für das DLP (A) und den  $CTDI_{Vol}$  (B) bei normalgewichtigen Patienten erfolgt in **Abb. 2.4**.

Auch die errechneten Werte für das DLP und den  $CTDI_{Vol}$  für Patienten mit einem Adipositas Grad I befinden sich für beide CT-Untersuchungen vor und nach Parameterumstellung unterhalb der jeweiligen DRW. Bei einer Scanlänge von  $91,53 \pm 14,14$  cm

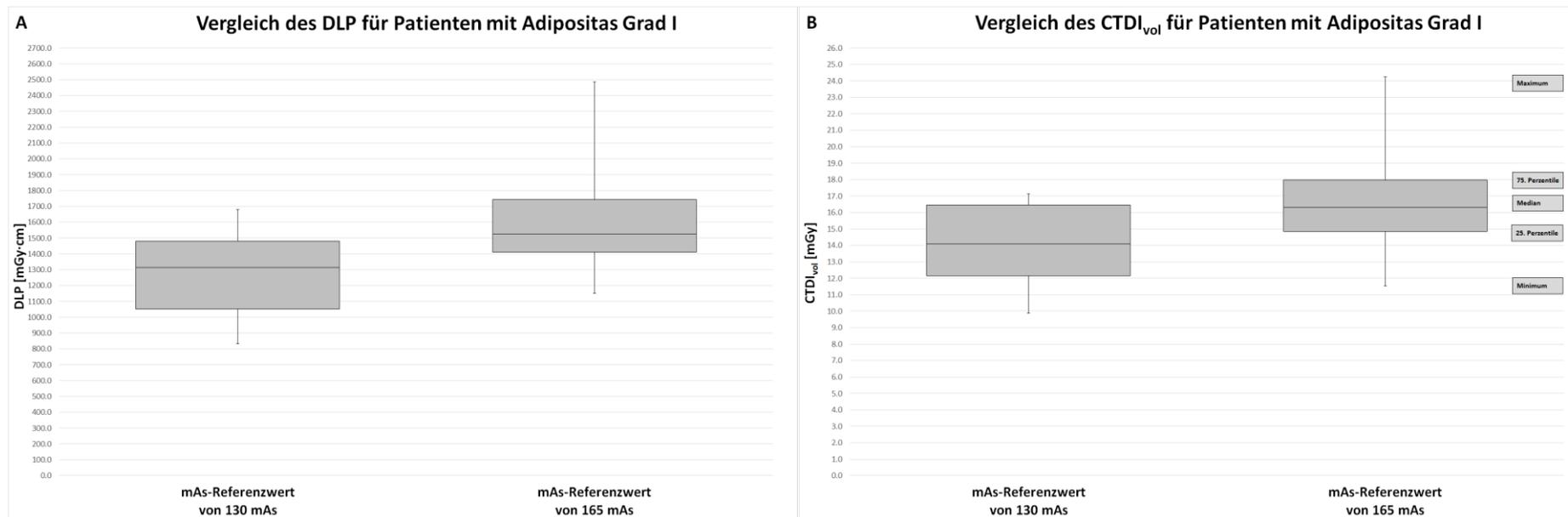
(Minimum: 61,48 cm; Maximum 106,42 cm) liegen die Werte für das DLP ( $1275,07 \pm 267,73$  mGy · cm) und für den  $CTDI_{Vol}$  ( $14,04 \pm 2,58$  mGy) für Untersuchungen mit einem „mAs-Referenzwert“ von 130 deutlich unter den Werten für Untersuchungen mit einem „mAs-Referenzwert“ von 165 (DLP:  $1644,28 \pm 398,46$  mGy · cm,  $CTDI_{Vol}$ :  $16,78 \pm 3,01$  mGy, Scanlänge:  $93,68 \pm 12,29$  cm (Minimum: 81,62 cm; Maximum 132,48 cm)). Detaillierte Darstellung der Verteilung der Werte für Patienten mit Adipositas Grad I in **Abb. 2.5**. Die Betrachtung der Untergruppe von Patienten mit Adipositas Grad II ergab, dass die Werte nach den Optimierungsschritten für DLP ( $1573,27 \pm 442,29$  mGy · cm) und  $CTDI_{Vol}$  ( $17,63 \pm 3,98$  mGy) bei einer Scanlänge von  $89,52 \pm 16,57$  cm (Minimum: 62,94cm; Maximum 142,94 cm) deutlich unterhalb der Werte für DLP ( $1385,84 \pm 447,38$  mGy · cm) und  $CTDI_{Vol}$  ( $19,75 \pm 3,77$  mGy) vor der Optimierung mit einer durchschnittlichen Scanlänge von  $92,98 \pm 14,91$  cm (Minimum: 80,32 cm; Maximum 131,00 cm) lagen. **Abb. 2.6** zeigt die grafische Darstellung der Verteilung von DLP und  $CTDI_{Vol}$  für Patienten mit Adipositas Grad II.



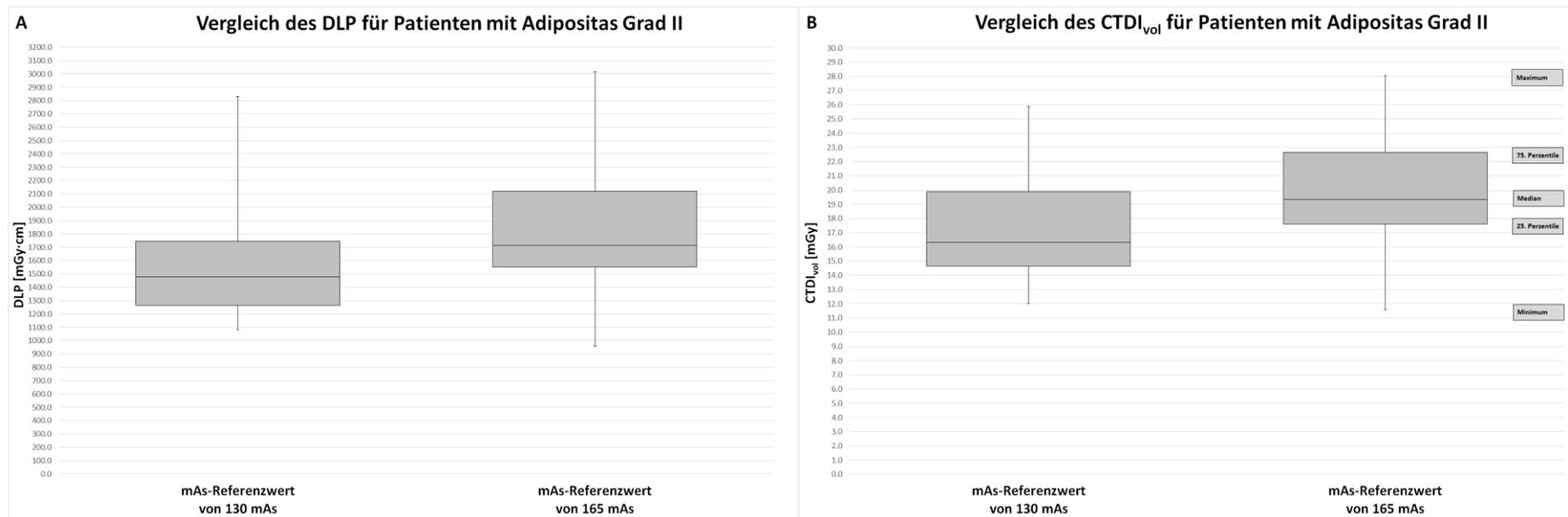
**Abb. 2.3:** Boxplot-Darstellung des Vergleichs von DLP und CTDI<sub>vol</sub> für CT-Untersuchungen vor und nach der Umstellung des „mAs-Referenzwerts“.



**Abb. 2.4:** Boxplot-Darstellung des Vergleichs von DLP und CTDI<sub>vol</sub> für CT-Untersuchungen vor und nach der Umstellung des „mAs-Referenzwerts“ bei Patienten mit „Normalgewicht“.



**Abb. 2.5:** Boxplot-Darstellung des Vergleichs von DLP und CTDI<sub>vol</sub> für CT-Untersuchungen vor und nach der Umstellung des „mAs-Referenzwerts“ bei Patienten mit Adipositas Grad I.



**Abb. 2.6:** Boxplot-Darstellung des Vergleichs von DLP und CTDI<sub>vol</sub> für CT-Untersuchungen vor und nach der Umstellung des „mAs-Referenzwerts“ bei Patienten mit Adipositas Grad II.

Anhand der ermittelten Werte zur objektiven Beurteilung der Bildqualität zeigten sich für die Graustufenwerte und das Signal-Rausch-Verhältnis keine signifikanten Unterschiede zwischen den Untersuchungen vor und nach der Parameterumstellung (**Tab. 2.1**).

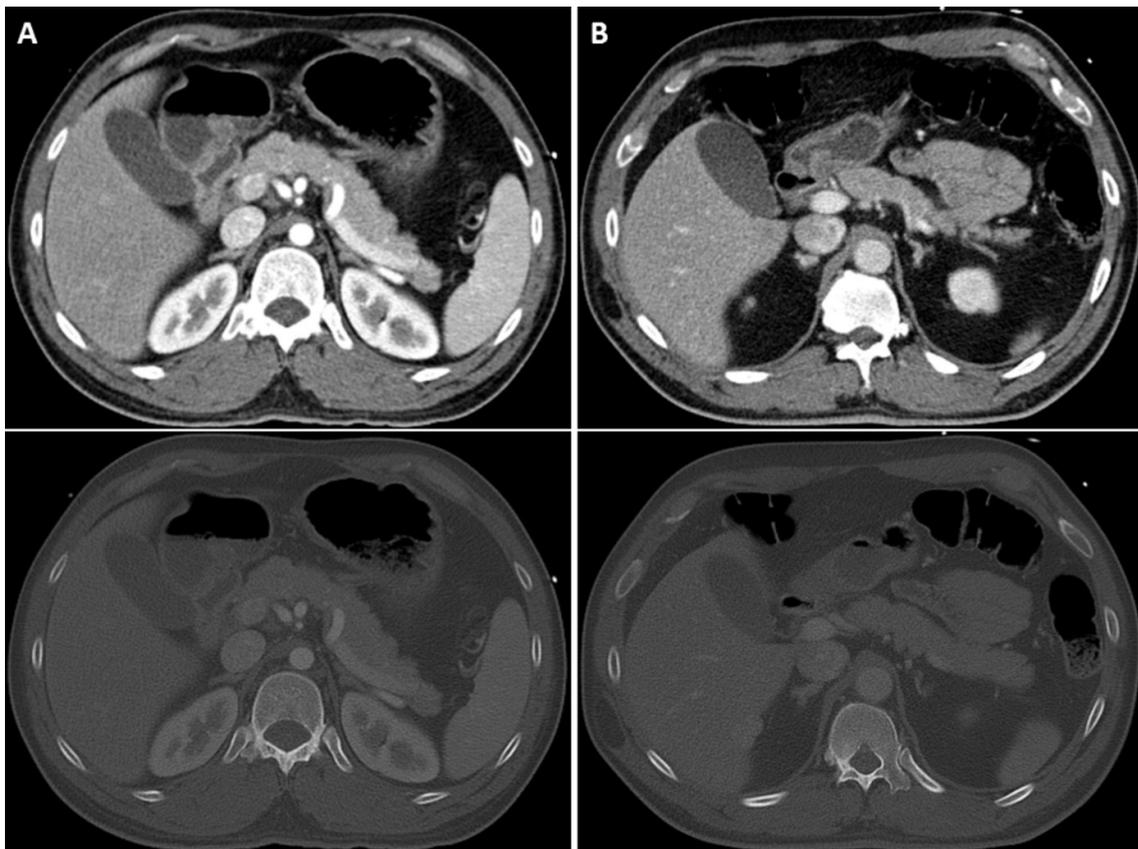
**Tab. 2.1:** Mittelwerte der Graustufenwerte (HU) und des SNR für die beurteilten anatomischen Strukturen für CT-Untersuchungen vor und nach der Senkung des „mAs-Referenzwerts“, sowie die p-Werte des t-Tests auf Signifikanz.

anatomische Struktur	mAs-Referenzwert von 165 mAs		mAs-Referenzwert von 130 mAs		2-seitiger t-Test	
	Ø Graustufenwerte (HU)	Ø SNR	Ø Graustufenwerte (HU)	Ø SNR	Ø Graustufenwerte (HU)	SNR
Lunge	-833	108.24	-827	112.08	0.43	0.72
Aortenbogen	341	59.27	343	56.13	0.70	0.22
Leber	68	12.35	67	11.07	0.35	0.21

In der Lunge betragen die gemessenen Graustufenmittelwerte für die CT-Untersuchungen vor der Dosisoptimierung - 833 HE und danach - 827 HE ( $p = 0,43$ ). Die Mittelwerte für die Graustufenwerte im Aortenbogen berechneten sich auf 341 HE bei einem „mAs-Referenzwert“ von 165 mAs und auf 343 HE ( $p = 0,70$ ) bei einem „mAs-Referenzwert“ von 130 mAs. Auch für die Leber ergaben sich nur minimale Unterschiede für die Mittelwerte vor und nach der Parameteränderung (68 HE vor und 67 HE ( $p = 0,35$ ) nach der Senkung des „mAs-Referenzwerts“). Ebenso trat bei den Werten für das Signal-Rausch-Verhältnis kein signifikanter Unterschied zwischen den CT-Untersuchungen vor und nach der Dosisoptimierung auf. In der Lunge war das SNR nach der Parameterumstellung mit einem Mittelwert von 112,08 minimal besser als bei den Untersuchungen vor der Parameterumstellung mit einem Mittelwert von 108,24 ( $p = 0,72$ ). Im Aortenbogen und in der Leber war das SNR bei den Untersuchungen vor der Parameterumstellung minimal höher, als es bei den darauffolgenden Untersuchungen mit einem „mAs-Referenzwert“ von 130 mAs der Fall war. Der Wert für das SNR im Aortenbogen betrug vor der Senkung 59,27 und nach der Umstellung 56,13 ( $p = 0,22$ ). Für die Leber ergaben sich die Werte von 12,35 vor und von 11,07 ( $p = 0,21$ ) nach der Parameterumstellung für das Signal-Rausch-Verhältnis.

Die visuelle Beurteilung der Bildqualität durch die 2 Radiologen anhand der Likert-Skala zeigte vor und nach der Dosisoptimierung relativ identische Bewertungen der Bildqualität und ergab somit, dass die diagnostische Bildqualität durch die Anpassung

des „mAs-Referenzwert“ nicht beeinträchtigt wurde (**Abb. 2.7a, 2.7b**). So wiesen die CT-Aufnahmen mit 3,85 Bewertungspunkten bei einem „mAs-Referenzwert“ von 165 mAs und mit 3,82 Bewertungspunkten ( $p = 0,57$ ) bei einem „mAs-Referenzwert“ von 130 ebenfalls keine signifikanten Unterschiede in der Beurteilbarkeit der Bildqualität auf.



**Abb. 2.7:** CT-Bilder vor a und nach b der Dosisoptimierung von 2 unterschiedlichen Patienten in Weichteil- und Knochenfenstertechnik.

### **Diskussion**

Die neuen DRW werden mittels der 75. Perzentile der von den Betreibern an die Ärztliche Stelle gemeldeten durchschnittlichen Dosiswerte vom BfS festgelegt und in regelmäßigen Abständen, wie zuletzt zum 22.06.2016, aktualisiert. Dieses Konzept führt langfristig zu einer Reduktion der Strahlenexposition der Patienten, soweit die technische Entwicklung eine weitere Dosisreduktion ermöglicht. Auf diese Weise übersteigen nach der Aktualisierung der DRW vom 22.06.2016 ca. 25 % der von den Betreibern gemeldeten Dosiswerte die neuen Referenzwerte, sodass für jede Untersuchungsart eine Senkung der Strahlenexposition bei den Betreibern erfolgen muss, bei der es zu einer Überschreitung der neuen DRW durch die Dosismittelwerte kommt. Oft ist bereits eine Optimierung der Untersuchungstechnik durch Umstellung der Aufnahmeparameter ausreichend, um die Strahlenexposition so weit zu senken, dass die DRW eingehalten werden. Neben der Optimierung der Aufnahmeparameter ist auch der Einsatz von different gewichteten Protokollen, adaptiert an den klinischen Zustand des Patienten, eine interessante Möglichkeit der Dosisreduktion (Reske 2018). Allerdings ist immer eine strenge Kontrolle der Bildqualität erforderlich, um trotz der Dosisreduktion eine diagnostische Bildqualität zu gewährleisten. Sollte eine Reduktion der mittleren Strahlenexposition unterhalb der DRW hingegen nicht möglich sein, ist dies ein Indiz für die Notwendigkeit der Einbeziehung der Service-Techniker des Geräteherstellers und/oder der Ärztlichen Stelle und im Extremfall die Notwendigkeit einer Geräteaufrüstung oder gar ein Austausch des Gerätes.

Anhand der Auswertung dieser Arbeit zeigt sich, dass auch bei CT-Geräten der älteren Generation ohne iterative Bildrekonstruktion durch geeignete Anpassung der Untersuchungsparameter unter Berücksichtigung der erforderlichen Bildqualität eine deutliche Reduktion der Strahlenexposition möglich ist. Obgleich der Tatsache, dass bei den hier ausgewerteten CT-Untersuchungen die Mehrheit der Patienten (65 - 70 %) übergewichtig war und weit über dem Körpergewicht von  $70 \pm 3$  kg lag, welches als Gewicht eines „Standardpatienten“ von der Europäischen Kommission definiert wurde, konnte durch die Senkung des „mAs-Referenzwerts“ die Strahlenexposition um ca. 25,5 % gesenkt und somit unter die neuen DRW reduziert werden.

Da es bei der Addierung der einzelnen Referenzwerte der verschiedenen Untersuchungsregionen jedoch zu Überlappungen der Referenzwerte entsprechend der Vorga-

ben der Leitlinien der Bundesärztekammer kommt, ist die tatsächliche Reduktion der Strahlenexposition jedoch vermutlich minimal geringer.

So ergibt sich für die Untersuchungsregionen Hals (Gesichtsschädel bis Aortenbogen) und Rumpf (Thorax + Abdomen + Becken) nach den neuen DRW ein Überlappungsbereich von wenigen Zentimetern zwischen dem zerviko-thorakalen Übergang und dem Aortenbogen, sodass davon auszugehen ist, dass der DRW minimal niedriger ist als der errechnete Wert für das DLP von  $1330 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$ .

Nach den alten DRW ergibt sich für die Untersuchungsregionen Gesichtsschädel (Ober- rand der Stirnhöhle bis Kinn) und Thorax zwischen Kinn und zerviko-thorakalem Übergang zwar ein Bereich, der von den DRW nicht berücksichtigt wird, jedoch bei der Ganzkörperuntersuchung gescannt wird. Allerdings resultieren aus den Untersuchungsregionen Thorax und Abdomen (Überlappungsbereich zwischen der Zwerchfellkuppel und dem dorsalen Zwerchfellrecessus) sowie Abdomen und Becken (Überlappungsbereich zwischen Aortenbifurkation und Beckenboden) kleine ( $\leq 10 \text{ cm}$ ) bis mittlere ( $\leq 20 \text{ cm}$ ) Überlappungen der Referenzwerte entsprechend der Vorgaben der Leitlinien der Bundesärztekammer (Bundesärztekammer 2008). Infolge dieser Überlappungen der Referenzwerte ist der errechnete DLP-Wert von  $1798 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$  für den DRW etwas zu hoch angesetzt.

Beim Vergleich mit anderen aktuellen Studien an CT-Geräten mit der Möglichkeit zur iterativen Bildrekonstruktion zeigten sich ähnliche Werte für DLP und  $\text{CTDI}_{\text{Vol}}$  (Geyer 2016). Bei der angegebenen Studie werden jedoch keine Angaben zum Gewicht oder BMI der inkludierten Patienten gemacht, sodass schwer nachzuvollziehen ist, ob nur Patienten mit dem Gewicht eines „Standardpatienten“ oder auch übergewichtige Patienten in der Studie berücksichtigt wurden. Da die DRW auf einen „Standardpatienten“ bezogen sind, ergeben sich meistens bei der Auswertung sämtlicher Werte durch die Addition der Dosiswerte von normalgewichtigen und übergewichtigen Patienten zur Berechnung eines Durchschnittwertes deutlich erhöhte Expositionswerte. Dies zeigt sich auch bei der Betrachtung der Ergebnisse für DLP und  $\text{CTDI}_{\text{Vol}}$  bei den Untergruppen entsprechend der Adipositas-Schweregrade nach WHO-Definition. Aufgrund der unterschiedlichen Verteilung der BMI der Patienten in den beiden Kollektiven wurden die Patienten in Untergruppen, entsprechend der Adipositas-Schweregrade nach WHO-Definition, eingeteilt und die Untergruppen, die jeweils vor und nach der Absenkung des „mAs-Referenzwerts“ mehr als 10 Patienten aufwiesen, genauer betrachtet. Dazu

gehörten die Adipositas-Schweregrade „Normalgewicht“, „Adipositas Grad I“ und „Adipositas Grad II“.

Anhand dieser Auswertung innerhalb der einzelnen Schweregrade zeigt sich, dass die Mittelwerte für DLP und  $CTDI_{Vol}$  der CT-Untersuchung vor und nach den Optimierungsschritten die zum jeweiligen Zeitpunkt gültigen DRW deutlich unterschreiten. Die durchschnittlichen Dosiswerte von Patienten mit „Normalgewicht“ liegen deutlich unterhalb der DRW, die Dosiswerte von Patienten mit „Adipositas Grad I“ unterschreiten die DRW hingegen kaum noch. Bei Patienten ab einem Adipositas-Schweregrad von „Adipositas Grad II“ werden die DRW bereits sehr deutlich überschritten. Auch liegen die Werte für die Untersuchung nach der Parameterumstellung deutlich unterhalb der Werte vor der Parameterumstellung. Hierdurch wird, infolge der Vielzahl von schwergewichtigen Patienten in dieser Studie mit einem Adipositas Grad I oder höher, der neue DRW, auch nach der Parameterumstellung, nur knapp unterschritten. Angesichts der Tatsache, dass bei Patienten ohne Gewichts- und Größenangabe im KIS der BMI anhand der CT-Aufnahmen durch optische Eindrücke und der Betrachtung des subkutanen Fettgewebes ermittelt wurde, sind minimale Unsicherheiten bei der Bestimmung des BMI nicht völlig auszuschließen. Aufgrund des relativ großen Gültigkeitsbereichs der einzelnen Adipositas-Schweregrade ist diese Unsicherheit jedoch nur bei Patienten mit einem BMI nahe der Grenze zweier benachbarter Schweregrade relevant, was bei Patienten dieser Studie nicht zutraf. Andererseits müssen ebenso beim errechneten BMI in der klinischen Praxis Einschränkungen berücksichtigt werden. Da die Berechnung des BMI unabhängig von Geschlecht sowie Alter erfolgt und auch nicht zwischen Mager-, Muskel- und Fettmasse unterschieden wird, kann es hier ebenfalls zu Einschränkungen bei der Exaktheit des BMI kommen (Cornier 2011). Folglich ist die Unsicherheit bei der Ermittlung des BMI anhand optischer Eindrücke und der Bewertung des subkutanen Fettgewebes verglichen mit einem arithmetisch ermittelten BMI so minimal, dass die Exaktheit bei der Einteilung in die einzelnen Adipositas-Schweregrade dadurch nicht beeinträchtigt wird.

Für die Auswertung dieser Arbeit wurden die Expositionswerte der Patienten, die das Gewicht des „Standardpatienten“ weit überschritten, in die Berechnung des Dosismittelwerts inkludiert, während diese bei der Überwachung und Auswertung durch die Ärztliche Stelle und das BfS bei übersteigen der DRW als gerechtfertigte Überschreitungen erfasst werden. Das eingesetzte Polytrauma-CT zeichnet sich durch einen besonders hohen Durchmesser der Gantry von 82 cm aus. Diese Bauweise soll die Lage-

nung schwerstverletzter Patienten vereinfachen und den Zugang zu ihnen erleichtern. Dies führt jedoch auch dazu, dass aufgrund der höheren Distanz der Röntgenröhre zum Detektor die Dosis im Vergleich zu Geräten mit geringerem Durchmesser erhöht werden muss, um Bilder gleicher Qualität zu erzeugen. Anhand der visuellen Beurteilung der Bildqualität zeigte sich eine vergleichbare Bildqualität ohne signifikante Unterschiede zwischen der Bildqualität der CT-Aufnahmen vor und nach der Parameterumstellung. Ebenso beim Signal-Rausch-Verhältnis als Parameter für die objektive Bestimmung der Bildqualität, welches sich bereits bei vorherigen Studien in verschiedenen Bereichen der Beurteilung von CT-Aufnahmen etabliert hat (Wu 2016, Zhang 2014). Auf Basis der Ergebnisse für die visuelle und objektive Beurteilung der Bildqualität und hinsichtlich der geringen Unterschreitung der neuen DRW ist eine weitere Dosisreduktion durch geeignete Parameterumstellungen durchaus möglich, solange eine diagnostische Bildqualität gemäß dem ALARA-Prinzip gewährleistet wird.

Neben der Möglichkeit zur Reduktion der Strahlenexposition unter Erhaltung einer diagnostischen Bildqualität bereits durch einfache Optimierungsschritte wie der Anpassung der Untersuchungsparameter, zeigt sich auch die Möglichkeit eines eigenständigen Dosismanagements, das über die gesetzlich geforderten Vorgaben hinausgeht.

Solange die Dosismittelwerte bei der Überprüfung durch die Ärztliche Stelle unter den aktuellen DRW liegen, wird von der Ärztlichen Stelle keine Warnung ausgesprochen, selbst wenn ein andauernder Anstieg der Expositionswerte über einen längeren Zeitraum aufgetreten sein sollte. Auf diese Weise können Änderungen der Strahlenexposition, die sich bereits durch geringe Änderungen der Parameter, die im Laufe des Betriebs vorgenommen wurden, unbemerkt bleiben. Durch Analyse der eigenen archivierten Expositionswerte sowie stetige Überprüfung und Vergleich mit der bis dato applizierten Dosis ist es möglich, Dosisabweichungen rechtzeitig zu erkennen, die Ursachen zu identifizieren und durch geeignete Maßnahmen zu reagieren. Somit erfolgt die Überprüfung der Strahlenexposition nicht mehr nur retrospektiv durch die Ärztliche Stelle, sondern kann kontinuierlich kontrolliert werden, wie es von der Röntgenverordnung gefordert ist. Hierbei ist jedoch die Dokumentation der Untersuchungsart, der applizierten Dosis, das verwendete Röntgengerät und auch das Gewicht des untersuchten Patienten von besonderer Relevanz. Die Auswertung dieser Arbeit verdeutlicht das Potenzial für die Betreiber von Röntgeneinrichtungen, das in der Überprüfung der eigenen archivierten Expositionswerte liegt, um eine Optimierung der applizierten Dosis vorzunehmen und für die eigene Qualitätssicherung und aktive Dosisreduktion zu nutzen.

### **Klinische Relevanz**

- ▶ Eine Optimierung der Untersuchungstechnik, beispielsweise durch Umstellung der Aufnahmeparameter, ist oftmals ausreichend, um die Strahlenexposition so weit zu senken, dass die DRW eingehalten werden und trotzdem eine diagnostische Bildqualität gewährleistet wird.
- ▶ Durch geeignete Optimierungsschritte ist auch bei CT-Geräten der älteren Generation ohne iterative Bildrekonstruktion eine Einhaltung der DRW unter Berücksichtigung einer diagnostischen Bildgebung möglich.
- ▶ Durch Analyse, Überprüfung und Vergleich der eigenen archivierten Expositionswerte ergibt sich das Potenzial, eine Optimierung der applizierten Dosis vorzunehmen und diese für die eigene Qualitätssicherung und ein aktives Dosismanagement zu nutzen.

## Kapitel 3

### **Modification of chest radiography exposure parameters using a neonatal chest phantom**

Der Inhalt dieses Kapitels wurde veröffentlicht:

Schäfer SB, Pabst S, Fiebich M, Rudolph C, de Laffolie J, Krombach GA. Modification of chest radiography exposure parameters using a neonatal chest phantom. *Pediatr Radiol* 2020; 50:28-37. doi: 10.1007/s00247-019-04522-1

*Reproduced with permission from Springer Nature*

#### **Abstract**

##### Background

The acquisition of chest radiographs in neonates is of critical importance in diagnostics because of the risk of respiratory distress syndrome and pneumothorax in preterm infants.

##### Objective

To achieve a dose reduction while preserving a diagnostic image quality for chest radiographs of neonates. **Materials and methods** All radiographs, generated on a fully digital X-ray unit by using a neonatal chest phantom, were evaluated under variation of the tube voltage (40-70 kV) and mAs levels (1-10.2 mAs) with and without an additional 0.1-mm copper (Cu) filtration. Noise, contrast and contrast-to-noise ratio for bronchus, heart, lungs and vessels were determined. Visual assessment of the image quality was carried out by three radiologists using a Likert scale. To evaluate a maximally possible dose reduction, the dose of the radiographs with still acceptable image quality at a minimal dose was compared to the dose of the radiographs with the standard settings used in clinical routine.

##### Results

The noise showed decreasing values with increasing dose, while the contrast values were increased. For the contrast-to-noise ratio, a digressive course of the values as a function of the tube voltage was found. The visual evaluation of image quality showed

the best evaluation of the structures at the lowest possible dose in the settings (44 kV, 3.36 mAs) with copper filtration and in the settings (44 kV, 1.56 mAs) without copper filtration. A maximum dose reduction from 8.29  $\mu\text{Sv}$  to 2.21  $\mu\text{Sv}$  (about 73%) was obtained.

### Conclusion

A dose reduction while preserving diagnostic image quality in a digital X-ray system is generally possible by reducing the tube voltage and simultaneous adaptation of the mAs settings.

### **Introduction**

Premature birth with a gestational age under the 37th week of pregnancy or less than 260 days and a low birth weight of 1,000 - 2,000 g is comparatively more frequent through the steadily advancing technique and development of prenatal diagnosis (Speer 1999). Due to the physical immaturity of these preterm infants, there is an increased risk for specific diseases of the multiple organ systems such as respiratory distress syndrome and pneumothorax. As a result, chest radiographs in preterm infants and newborns are of critical importance and one of the most common indications for the production of X-rays in childhood (Hahn 2009).

Because of the possible biological damage of the tissue by ionizing radiation, even with single and low radiation exposure, the justifying indication and the therapeutic consequences must be thoroughly examined before performing any radiograph (Hahn 2009). In doing so, diagnostic image quality with the lowest possible radiation exposure should be achieved (Bundesärztekammer 2008).

This is even more relevant in newborns and children than in adults for several reasons.

According to the ALARA (as low as reasonably achievable) principle, on the one hand, a too high radiation exposure during radiographs should be avoided, but on the other hand, care must be taken to ensure diagnostic image quality (Hall 2002). Furthermore, optimal image display, the fixation of the child and gonadal protection must be considered (Bundesärztekammer 2008).

The common dose guidelines for chest radiographs in neonates precede digital technology. The advantages of fully digital X-ray systems lead to a higher image signal dynam-

ic range and higher quantum efficiency, related to higher radiation sensitivity and modification of the exposure parameters, which offer the possibility of a significant dose reduction (Spahn 2003, Hamers 2001, Busch 1999). In this study, the focus was placed exposure parameters, such as lowering the tube voltage (kV) with simultaneous adjustment of the current-time product (mAs) and variation in pre-filtration to investigate the possibility of a dose reduction while maintaining diagnostic image quality in neonatal chest radiographs with a fully digital X-ray system, by using a neonatal X-ray chest phantom.

### **Materials and Methods**

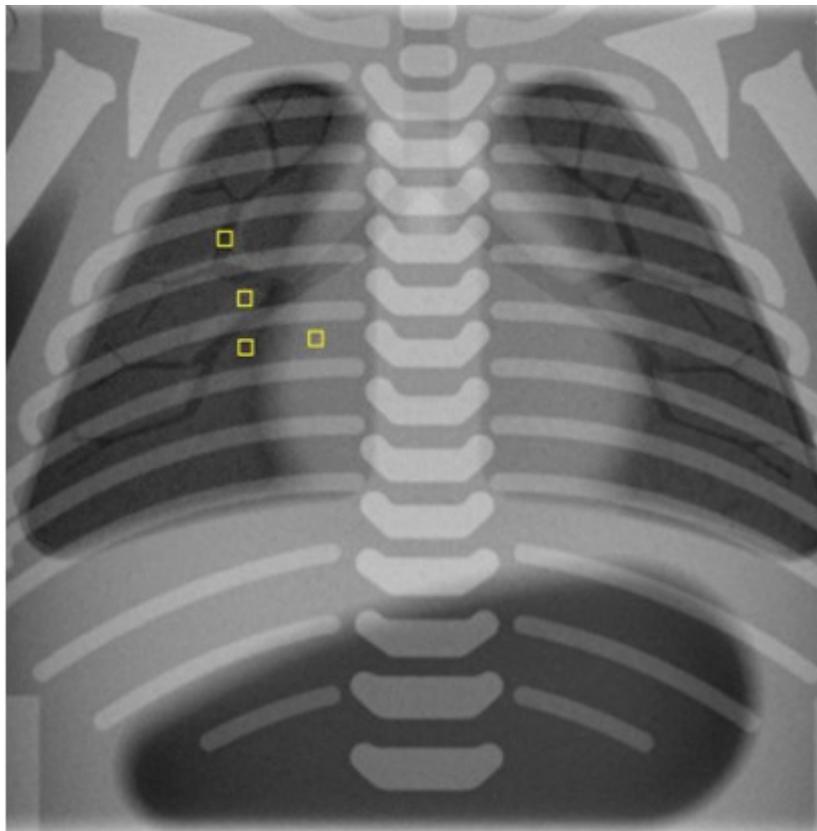
All radiographs were taken on a neonatal X-ray phantom (Neonatal Chest Phantom Gammex 610; Gammex, Middleton, WI), which simulates the anatomical features of the neonatal chest (Gammex Inc. 2008). The neonatal X-ray phantom has the absorption characteristics of a 1,000-2000 g neonate. This weight range is approximately equal to that of an eutrophic premature infant between the 28th to 35th week of pregnancy (50th percentile) or that of a hypotrophic newborn above the 37th week of pregnancy (<3rd percentile). The phantom has equivalents of muscle, bone and air. For every radiograph, a lung with the pathologies pneumothorax and a hyaline membrane disease with respiratory distress syndrome Grade I were used. In addition, vascular structures were added in accordance with the anatomical conditions of humans, made of polyethylene, in order to assess these.

The chest radiographs for this study were performed on a fully digital X-ray system (Axiom Aristos; Siemens, Erlangen, Germany). The X-ray tube has a maximum tube voltage of 150 kV and an integrated total filtration of >2.0 mm Al without collimator. The detector (matrix: 3,000×3,000, pixel size: 143 μm, format: 43 cmx 43 cm, tilting: -15° to 90°) has a scintillator of cesium iodide and is thus an indirect conversion detector. In addition, the detector has implemented post-processing software on the possibility of optimizing the image processing processes for neonatology. A grid and an ION-TOMAT chamber (Siemens) are available. The antiscatter grid has been removed because it is not used in infants.

A variation of the exposure parameters for the tube voltage in a range of 40-70 kV in combination with different mAs values between 1.07 to 10.12 mAs was carried out both with and without an additional copper filtration of 0.1 mm.

The chest radiographs were created with a constant focus-detector distance of 100 cm, a focus-object distance of 93 cm, a field size of 9.9×9.9 cm, an image receptor dose SC 400, a tube filtration of 1 mm Al and anteroposterior beam path with central beam perpendicular to the middle of the sternum at the level of the mammillae (Becht 2008).

For the objective determination of the image quality, the signal intensity and the noise were first determined for all chest radiographs by a mean pixel value in an area of 10×10 pixels. For this purpose, four measurement fields (region of interest [ROI]), ROI 1 in the bronchi, ROI 2 in the central vessels, ROI 3 in the lungs and ROI 4 in the heart were placed in each image (Fig. 3.1).



**Fig. 3.1:** An example radiograph of the chest phantom with the placement of regions of interest 1-4

Subsequently, the contrast was determined at the means of the gray values of the individual measuring fields between two fixed, adjacent areas (Bach 2008, Deutsches Institut für Normung e.V. 1997). The contrast was determined for all chest radiographs between the lungs and the heart as well as between the central vessels and the lungs be-

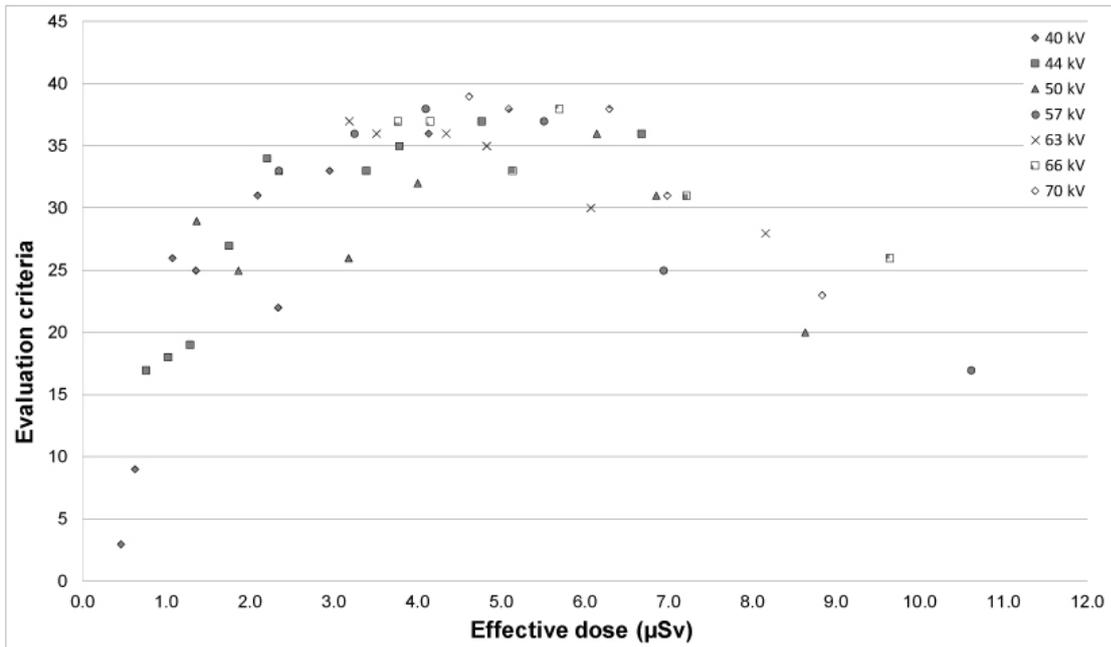
cause these anatomical structures are very relevant for the clinical examination of chest radiographs.

As an additional criterion for evaluating the image quality, the contrast-to-noise ratio was calculated for all prepared chest radiographs (Hess 2012). The calculation of the contrast-to-noise ratio was carried out for six different pairs of two adjoining structures. The following structures relevant for the clinical diagnosis were selected: 1: bronchus and vessel, 2: bronchus and lung, 3: bronchus and heart, 4: vessel and lung, 5: vessel and heart and 6: heart and lungs. Subsequently, the contrast-to-noise ratio as a function of the tube voltage for all contrast-to-noise ratio values, both without and with additional copper filtration, was graphically represented as box plots.

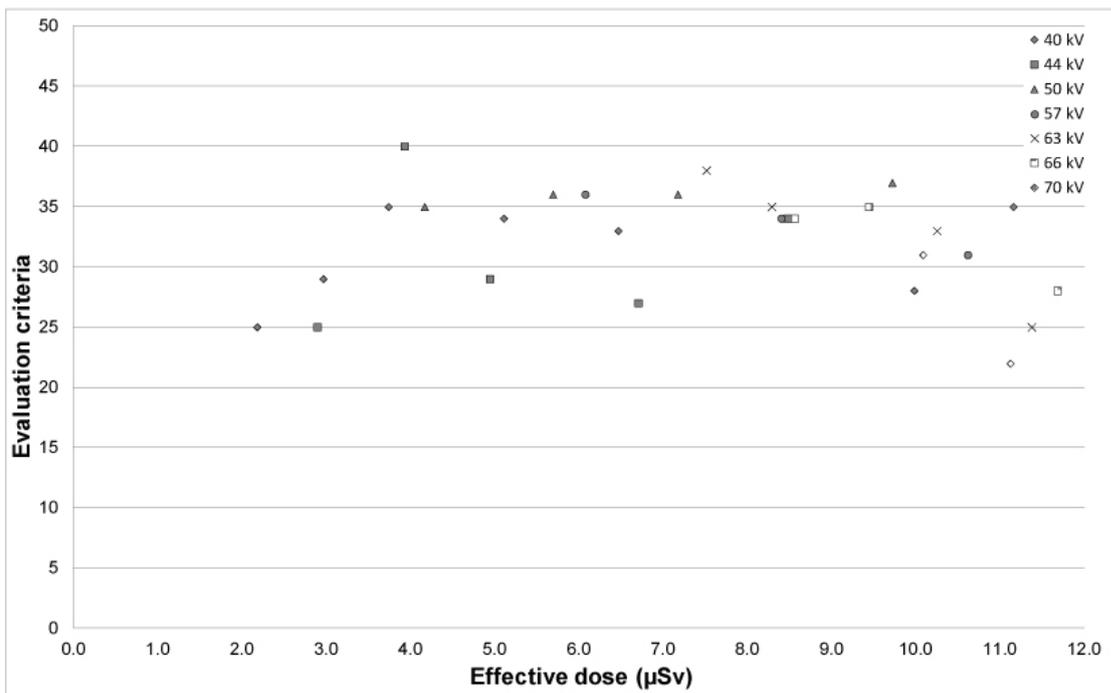
The visual image analysis of the chest radiographs was subsequently carried out by two radiologic specialists (GK) with 15 years and 20 years of experience, respectively, as well as by a radiologic assistant doctor (SP) with 3 years' experience in pediatric radiology. For this purpose, the 88 radiographs included in the study were anonymized, randomized and assessed separately by the three observers. Subsequently, the interrater reliability was determined for the specified evaluation criteria. Following the guidelines of the Federal Medical Association for Quality Assurance in Radiology, the visibility of the central lung structures (vessels and bronchi), the traceability of the vessels to the periphery of the lungs as well as the delimitation of hyaline membrane disease and pneumothorax were used as assessment criteria (Bundesärztekammer 2008). The visual assessment of the image quality was performed using a Likert scale (0 - nondiagnostic, 1 - poorly visible, 2 - moderately visible, 3 - clearly visible, 4 - excellently visible) (Mohrs 2010, Körner 2005, Bulla 2011). For each setting of the 88 exposure parameters shown in **Fig. 3.2**, a sum of the individual ratings of the three observers for the four different evaluation criteria was formed to achieve a better possibility of comparison. All chest radiographs with at least one poorly visible or lower were classified as radiographs with nondiagnostic image quality for clinical routine and were not considered in the further evaluation.

Also, the dose achieved at the chest radiographs of the phantom with the parameters used in clinical routine was compared with the lowest dose achieved at just about acceptable image quality. The estimation of the effective dose used conversion factors and the dose area product determined for each radiograph (Gosch 2007).

**a**



**b**

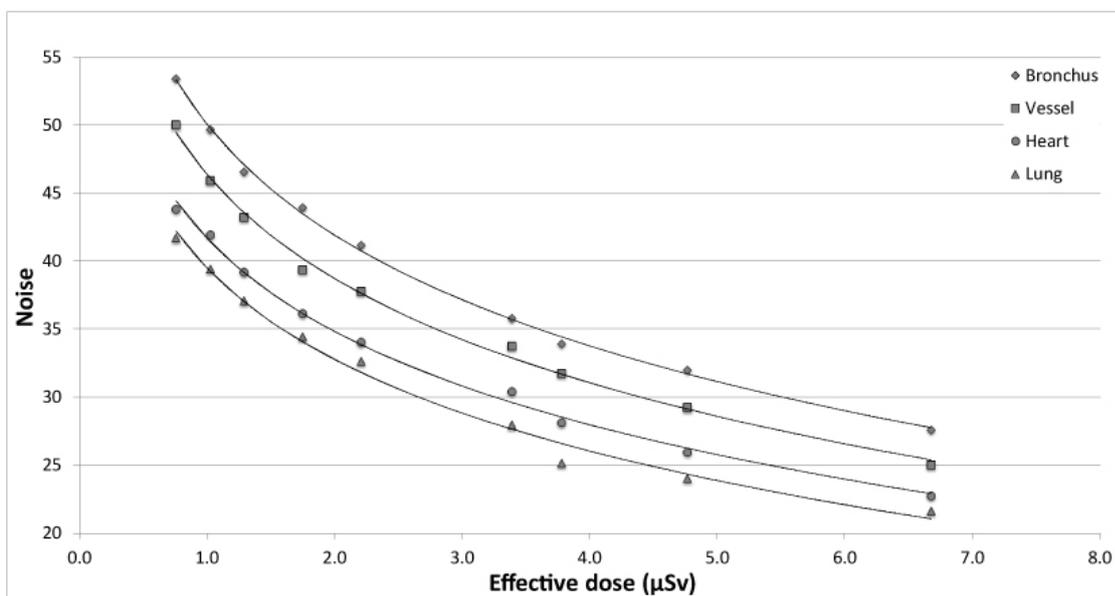


**Fig. 3.2:** Visual assessment of the image quality based on the evaluation criteria (sum of the added scores of the four anatomical regions) as a function of the effective dose for all images with (a) and without (b) additional copper filtration.

## Results

One hundred twenty-nine chest radiographs were acquired, of which 41 radiographs could not be evaluated because of incorrect exposures, so 88 chest radiographs were used for the final evaluation (**Fig. 3.2**). The incorrect exposures occurred in the range of 57-70 kV, caused by strong overexposure of the images.

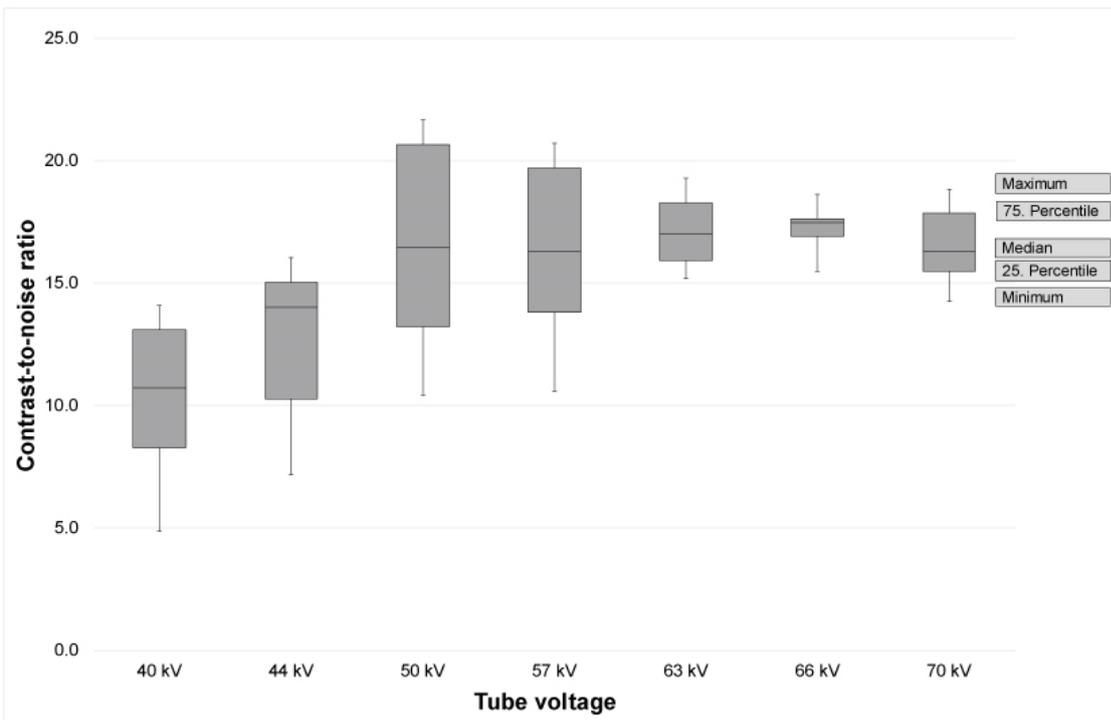
The noise determined for all chest radiographs in heart, vessels, bronchus and lung was graphically displayed as a function of tube voltage and showed a decrease in values as the dose increased. This is shown with a tube voltage of 44 kV and an additional filtration of 0.1 mm copper in **Fig. 3.3**.



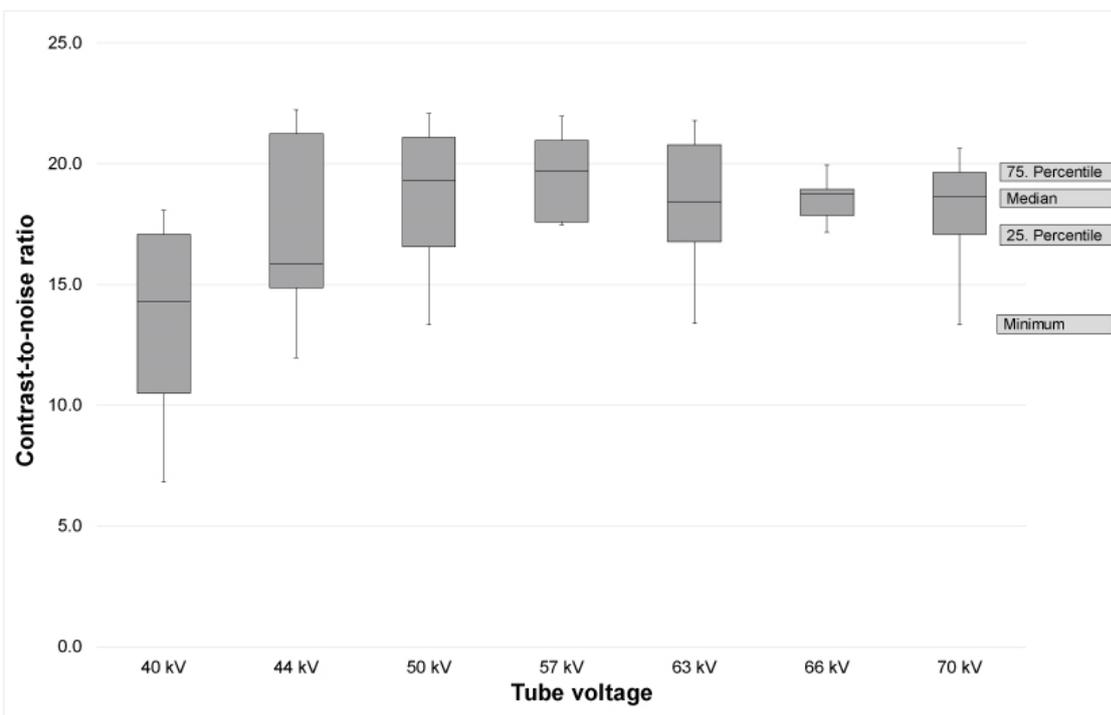
**Fig. 3.3:** Noise as a function of the effective dose at a tube voltage of 44 kV with 0.1 mm additional copper filtration.

The contrast between vessel and lung as well as lung and heart, as another criterion for image quality, showed an increase in the values with increasing effective dose and increasing tube voltage both with and without additional filtration of 0.1 mm copper. On the basis of the determined values for the objective evaluation of the image quality, for the six possible combinations (contrast-to-noise groups 1- 6), both with and without an additional filtration of 0.1 mm copper as a function of the tube voltage, there is a digressive course of the values for the contrast-to-noise ratio. **Figure 3.4** illustrates radiographs with and without copper filtration for Group 6 (heart and lungs).

**a**



**b**



**Fig. 3.4:** The box plot represents the contrast-to-noise ratio as a function of the tube voltage for heart and lung with (a) and without (b) additional copper filtration.

In the visual assessment, 60 of the 88 chest radiographs generated across all tube voltage settings showed a value in the range of nondiagnostic or poorly visible and were classified with a nondiagnostic image quality. The delineation of the vessels in the lung periphery was the anatomical structure with the worst assessability, while the clear delineation of pneumothorax showed the best assessability (**Table 3.1**).

The relative frequency distribution of the number of assessments as a function of the tube voltage showed significant differences between the chest radiographs with and without copper filtration. With additional copper filtration, an increase in the visually assessed image quality with increasing tube voltage was observed. Without copper filtration, a relatively frequent distribution of the number of assessments in terms of tube voltage, with image quality slightly increasing with increasing tube voltage, was shown (**Fig. 3.5**).

In the visual assessment of the image quality as a function of the effective dose, a reduction in the assessability of the four anatomical structures selected as evaluation criteria was predominantly shown with increasing effective dose. In the case of the low levels for the tube voltage, it was possible to observe an image quality that generally remains constant or only slightly decreases within the individual kV stages.

At the chest radiographs, increased blackening of the images became visible as the effective dose increased. **Figure 3.6** shows this on the basis of the chest radiographs for a tube voltage of 40 kV with additional 0.1-mm copper filtration and for a tube voltage of 63 kV without additional filtration.

Overall, the visual assessment of the image quality revealed a homogeneous distribution of the evaluations of the different anatomical structures among the three different observers. This is demonstrated by the high inter-rater reliability with a Cronbach Alpha of 0.7982 for the central lung structures (vessels and bronchi), of 0.8243 for the traceability of the vessels to the periphery of the lungs, of 0.8807 for the delimitation of hyaline membrane disease and of 0.8988 for the clear differentiation of pneumothorax.

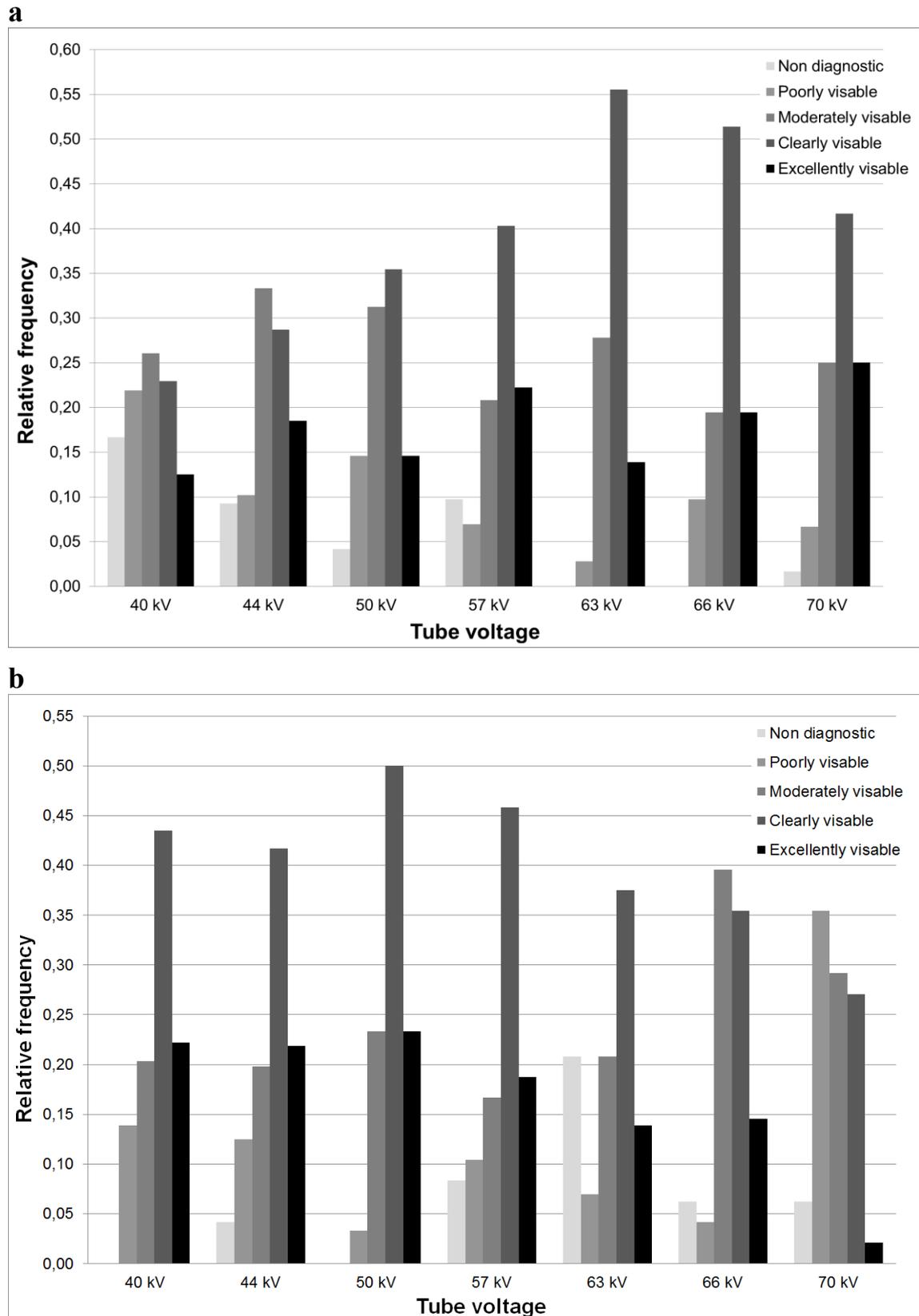
Subsequently, the results were used to evaluate the diagnostic image quality depending on the effective dose in  $\mu\text{Sv}$ . A graphic representation of the visual assessment of the image quality was created by means of all evaluation sums depending on the effective dose with and without additional copper filtration in **Fig. 3.2**.

While maintaining diagnostic image quality, the minimum effective dose with additional copper filter was 2.21  $\mu\text{Sv}$ , while without the filter, a minimum effective dose of 3.94  $\mu\text{Sv}$  was achieved (reduction of about 44%).

In comparing the dose levels for the chest radiographs on the neonatal chest phantom with the parameters (60 kV; 1.25 mAs) used in the clinical routine (8.29  $\mu$ Sv) and the radiographs with acceptable image quality at the lowest possible dose (2.21  $\mu$ Sv), a maximum dose reduction of about 73% was demonstrated.

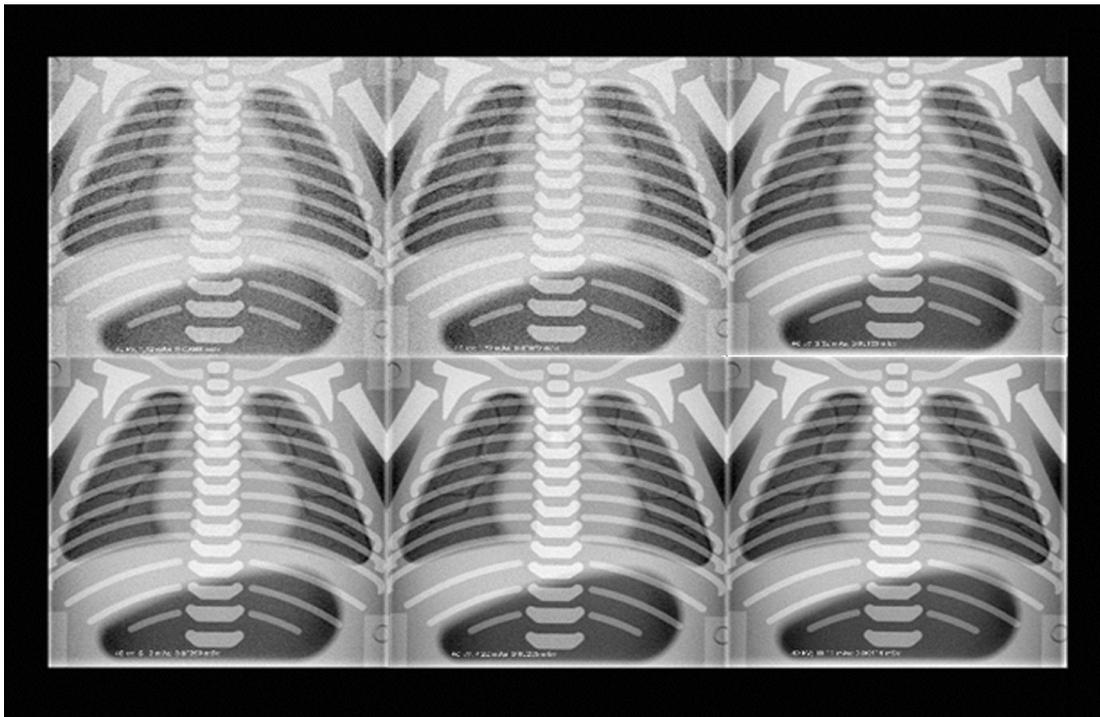
**Tab. 3.1:** Presentation of the assessability of the different evaluation criteria with distribution of the evaluation points for all tube voltages.

Likert scale	Visibility of the central lung structures (vessels and bronchi)	The traceability of the vessels to the periphery of the lungs	Delimitation of hyaline membrane disease	Delimitation of pneumothorax
0 - Nondiagnostic	5	36	24	2
1 - Poorly visible	20	60	31	11
2 - Moderately visible	77	83	89	18
3 - Clearly visible	139	76	111	87
4 - Excellently visible	23	9	9	146

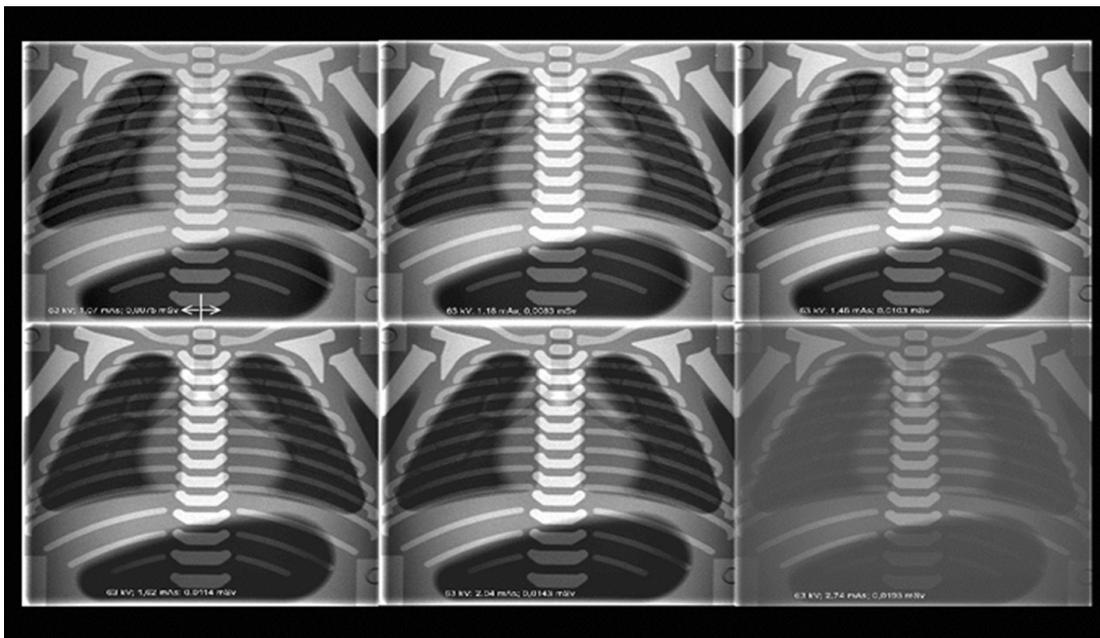


**Fig. 3.5:** The relative frequency a distribution of the number of assessments as a function of the tube voltages with (a) and without (b) additional copper filtration.

a



b



**Fig. 3.6:** Exemplary representation of the radiographs and the influence of the parameter combinations (kV and mAs) on the image quality. For a tube voltage of 40 kV with (1.12, 1.52, 3.32, 5.12, 7.22 and 10.12) mAs and additional Cu filtration (a) and for a tube voltage of 63 kV with (1.07, 1.18, 1.46, 1.62, 2.04 and 2.74) mAs without additional Cu filtration (b). (In order from top left to bottom right). With increasing mAs values, (a) shows a decrease in image noise and (b) an increasing blackening of the images.

## Discussion

The current study demonstrates that dose reduction is possible while maintaining image quality. The conduct of studies on phantoms and studies on patients in everyday clinical practice are opposite in principle. However, in accordance with the elementary guidelines of radiation protection, it is not permissible to use multiple exposure settings on a patient. Therefore, all chest radiographs were created on a neonatal chest phantom. A large number of different studies have dealt with chest phantoms of a different age group and size or with self-constructed phantoms (Gislason 2010, Hansson 1997, Redlich 2005, Smet 2018). But the neonatal chest phantom used in this study has also been used in several other studies (Rattan 2013, Stenzel 2011, Smans 2010). The anatomical structures in this phantom are simulated relatively close to reality. However, the bony parts of the chest phantom are displayed noticeably too dense on the X-ray images in regard to the mineralization of the bone in newborns and especially in premature infants. The imaging of the respiratory distress syndrome Grade I in the radiographs reveals clearly distinguishable round lesions in the apical, peripheral lung areas, so this does not reflect reality.

The purpose of this study was to achieve by means of the neonatal chest phantom a maximum possible dose reduction, while ensuring diagnostic image quality, by lowering the tube voltage and simultaneous adjustment of the current-time-product.

This is enabled by the use of a digital X-ray system through its high dynamic range and its high quantum efficiency, especially when using flat-panel detectors, which allows a modification of the exposure parameters (Launders 2001, Wiltz 2005). The selection of exposure parameters was based on the values recommended by the Federal Medical Association for chest radiographs in infants and children at the time of performing this study. As a setting, the values recommended by the Federal Medical Association of 60-80 kV for the tube voltage, an additional filtration of 1 mm aluminium combined with at least 0.1 mm Cu, a sensitivity of 400 and an image receptor dose  $\leq 5 \mu\text{Gy}$  ( $2.5 \mu\text{Gy}$ ) were used (Bundesärztekammer 2008).

When the radiation exposure was reduced, the increasing noise in underexposed radiographs was a particular problem. Initially, the objective assessment of the image quality was carried out with the determination of the results for the contrast and the contrast-to-noise ratio. In previous studies, the contrast-to-noise ratio has been established as a parameter to objectively assess image quality in various fields of imaging (Hess 2012,

Steidle 2004, Rühm 1999). With increasing dose, falling values in the noise have been noticed, while the contrast showed an increase in the values. The contrast-to-noise ratio showed a decreasing trend of the values for the six possible contrast-to-noise combinations. The reason for this lies in the readout process of the detector, which enables the preservation of gray value and contrast differences even with dose reduction (Schaefer-Prokop 1996, Schaefer-Prokop 1997).

At the time of preparation of this study, the tube voltage recommendations of the Federal Medical Association for chest radiographs in preterm infants and very small infants were at least 60 kV (Bundesärztekammer 2008). A majority of studies focused on increasing the tube voltage to reduce the dose (Dougeni 2007). In contrast, in this study, the best results for visually assessing the image quality at simultaneous comparable low effective dose were detected, with a lowered tube voltage and adjusted current-time-product in the range of 44-57 kV. When looking at the individual kV levels, the radiographs show a decreasing image quality and increasing dose, with increasing of the tube voltage. Furthermore, as the dose increases, an increasing blackening of the radiographs is shown. This is due to the nonlinear characteristic of the detector used in digital image post processing. The dose impacting on the detector is transformed into a digital signal, which is subsequently converted into a gray value by means of a nonlinear characteristic adapted to the type of examination to achieve a better representation of the clinically relevant structures. This process leads to an increased representation of the different gray values at high doses, whereby the detector reaches a limit despite the extensive dynamic range. This increases blackening of the radiographs and ultimately reduces the assessability of the images for higher doses significantly, especially without additional filtering.

When evaluating the results of the visually determined image quality, it was found that the best ratio occurred between the assessability of the anatomical structures and the effective dose for combinations of 44 kV and 3.36 mAs as well as 57 kV and 1.15 mAs for radiographs with 0.1 mm additional copper filtration and for the combinations of 44 kV and 1.56 mAs as well as 50 kV and 1.57 mAs for radiographs without additional copper filtration. Lower exposure levels were achieved using the additional copper filtration. This result confirms the recommendations of the Federal Medical Association to investigate the chest in infants only with use of copper filtration. The copper filtration serves to harden the radiation, mainly contributes to the retention of low-energy radia-

tion, which in any case does not contribute to the imaging, and thus minimizes the radiation exposure.

Using a digital X-ray system, the possibility of reducing the dose of chest radiographs on the neonate by lowering the tube voltage and adjusting the mAs values is given. In this case, a diagnostic image quality according to the ALARA principle can be achieved. Thus, the dose could be reduced while maintaining a diagnostic image quality at the manufactured radiographs of the neonatal chest phantom by about 73% compared to the radiographs taken in the clinical routine according to the recommendations of the Federal Medical Association.

### **Conclusion**

The dose can be significantly reduced in chest radiographs in preterm infants and neonates using a digital X-ray system with consistent image quality by lowering the tube voltage and adjusting the mAs product.

The use of copper filtration reduces the exposure at chest radiographs because it serves to harden the radiation and contributes to the retention of low-energy radiation.

## Diskussion

Wie kaum ein anderes Fachgebiet profitiert die Radiologie von der voranschreitenden Technik, der Entwicklung neuer Verfahren und der Weiterentwicklung bereits etablierter Methoden hinsichtlich einer stetigen Reduzierung der Strahlenexposition bei diagnostischen Untersuchungen. Ein weiterer wichtiger Aspekt für die Reduktion der Strahlenexposition für beinahe sämtliche Untersuchungsarten war die Einführung der DRW. Diese Faktoren sind vornehmlich der Grund, dass verglichen mit dem Beginn der Röntgendiagnostik, die applizierte Strahlenexposition bei verschiedenen Modalitäten und Untersuchungsarten um ein vielfaches gesenkt werden konnte und kontinuierlich weiter reduziert wird (Kemerink 2011, Pötter-Lang 2012, Schegerer 2019).

Das Konzept der diagnostischen Referenzwerte beruht auf der Ermittlung der 75. Perzentile der Verteilung von Patientenexpositionen, die den Ärztlichen Stellen von den Betreibern von Röntgeneinrichtungen gemeldet werden und wurde erstmals im Jahr 2003 angewandt (BGBI. I Nr. 17 2003).

Die 75. Perzentile der mittleren Dosiswerte, die den ärztlichen Stellen von den Betreibern gemeldet werden, wurde vom BfS für die Festsetzung der DRW ausgewählt (BGBI. I Nr. 17 2003). Unter dieser Voraussetzung liegen, ohne Veränderung der Untersuchungstechnik durch die Betreiber, für jede Untersuchungsart 25 % der durch sämtliche Betreiber gemeldeten Werte über den aktualisierten DRW. Das BfS ist dazu verpflichtet die DRW in regelmäßigen Abständen zu aktualisieren. Die erste Veröffentlichung der Aktualisierung der DRW für diagnostische und interventionelle Röntgenuntersuchungen erfolgte am 22. Juni 2010 (Bundesamt für Strahlenschutz 2010) und die zweite, für die meisten Untersuchungsarten aktuell noch gültige am 22. Juni 2016 (Bundesamt für Strahlenschutz 2016).

Bei der ersten Veröffentlichung der DRW im Jahr 2003 wurde noch das Dosislängenprodukt (DLP) für die gesamte Untersuchung sowie der gewichtete CT-Dosisindex ( $CTDI_w$ ) und nicht der Volumen-CT-Dosisindex ( $CTDI_{Vol}$ ) verwendet. Seit der Veröffentlichung der ersten Aktualisierung von 2010 bezieht sich das DLP nur noch auf eine Scanserie und der Volumen-CT-Dosisindex ist als Referenzwert bestimmt worden. Zudem fand am 16. August 2018 eine Veröffentlichung der aktualisierten DRW gesondert für die interventionellen Röntgenuntersuchungen statt (Bundesamt für Strahlenschutz 2018).

Die Betreiber von Röntgeneinrichtungen, bei denen es nach den Aktualisierungen der DRW zu einer unbegründeten Überschreitung der diagnostischen Referenzwerte kommt, sind nun verpflichtet, für die jeweiligen Untersuchungsarten die Expositionswerte zu reduzieren, um eine Einhaltung der DRW zu gewährleisten.

Da das Gewicht des „Standardpatienten“ für den die DRW gelten mit  $70 \pm 3$  kg definiert ist, kann es durch die Untersuchung von mehreren Patienten, die das Gewicht des Standardpatienten deutlich überschreiten, offenkundig zu einem mittleren Expositionswert kommen, der oberhalb der DRW liegt. Bei adipösen Patienten oder Patienten mit metallischen Implantaten im Strahlengang sind erhöhte Expositionswerte jedoch erklärbar und gelten nicht als ungerechtfertigte Überschreitung des DRW.

Durch die regelmäßige Aktualisierung der DRW anhand der 75. Perzentile, der von den Betreibern gemeldeten Expositionswerte, kommt es auf lange Zeit somit zu einer kontinuierlichen Reduzierung der Strahlenbelastung von Patienten, soweit die Einstellparameter und die technische Entwicklung eine weitere Reduktion der Dosis gestatten. Infolgedessen ist dieses Konzept der DRW auch als Strategie für die Dosisreduktion gewählt worden.

Oftmals ist für eine Reduzierung der Strahlenexposition einzig eine Optimierung der Untersuchungseinstellungen, wie etwa durch Anpassung der Belichtungsparameter, zielführend, so dass die DRW wieder eingehalten werden können. Dabei können je nach verwendetem bildgebendem Verfahren unterschiedliche Maßnahmen zur Optimierung der Untersuchungstechnik gewählt werden. Jedoch ist bei jeder Optimierungsmethode zur Dosisreduktion, die auf der Variation der Untersuchungstechnik basiert, eine sorgfältige Überprüfung der Bildqualität nötig, um trotz der Reduzierung der Strahlenexposition eine diagnostische Bildqualität sicher zu stellen.

Die Bildqualität kann hierbei sowohl anhand des subjektiven Bildeindrucks durch den Befunder, als auch quantitativ anhand von Messung und Berechnung von Bildparametern beurteilt werden.

Die Beurteilung der visuellen Bildqualität kann, wie bereits andere Studien zeigten, mittels einer Likert-Skala durchgeführt werden (Körner 2005, Mohrs 2010, Bulla 2011, Maiwald 2011). In dieser Arbeit wurde eine nicht diagnostische Bildqualität durch den Wert 0 repräsentiert, während der Wert 4 eine exzellente Erkennbarkeit der relevanten anatomischen Strukturen darstellte. Auch in der klinischen Routine wird in der Radiologie die Diagnose anhand der visuellen Beurteilung durch den Befunder gestellt. Dieser individuelle Bildeindruck wird durch die Verwendung einer Likert-Skala in einen

skalierbaren Wert umgewandelt und ist somit auswertbar (Knie 2008). Da die subjektive Beurteilung der Bildqualität untersucherabhängig ist und somit systematische Abweichungen auftreten können, wurde in dieser Arbeit die Beurteilung der Aufnahmen von mehreren Radiologen durchgeführt und aus den einzelnen Bewertungen ein Mittelwert gebildet, um diese zu minimieren.

Die quantitative Beurteilung der Bildqualität hingegen erfolgt anhand von metrischen Daten, die entweder direkt gemessen oder anhand gemessener Werte errechnet werden können. Für die Beurteilung der Bildqualität wurden die Signalintensität, der Kontrast, das Bildrauschen sowie das Signal-Rausch-Verhältnis und das Kontrast-Rausch-Verhältnis herangezogen. Diese Parameter zur Beurteilung der quantitativen Bildqualität wurden bereits in weiteren Studien verwendet (Steidl 2004, Hess 2012, Meyer 2015, Winklehner 2015).

Bei den verschiedenen Methoden zur Dosisreduktion sollte daher zwischen denen, die die Bildqualität beeinflussen, sei es negativ oder gar positiv oder keinen Effekt auf die Bildqualität haben, differenziert werden.

Bei Röntgenanwendungen führen die Variation der Röhrenspannung unter gleichzeitiger Adaption des Röhrenstroms und der Einsatz einer zusätzlichen Filterung zu einer Reduktion der Strahlenexposition, haben jedoch direkten Einfluss auf die Bildqualität. Dabei gibt es bei der Veränderung der Röhrenspannung und Anpassung des Röhrenstroms bzw. Strom-Zeit-Produkts unterschiedliche Ansätze. Eine Vielzahl von Studien beschäftigt sich mit einer Reduzierung der Strahlenexposition durch eine Erhöhung der Röhrenspannung unter Verwendung von Zusatzfilterung bei Röntgenanwendungen (Nagel 1989, Regano 1992). Die Verwendung einer erhöhten Röhrenspannung führt zu einer Aufhärtung der Röntgenstrahlung. Hierbei wird die mittlere Energie der Röntgenstrahlung zu einem höheren Energieniveau hin verschoben. Niederenergetische Röntgenstrahlung, sogenannte „weiche“ Strahlung, leistet keinen Beitrag zur Bilderzeugung und bewirkt eine zusätzliche Strahlenbelastung des Patienten. Durch die Aufhärtung der Röntgenstrahlung und Verwendung einer zusätzlichen Filterung werden die niederenergetischen Röntgenstrahlen herausgefiltert, so dass hauptsächlich die Röntgenquanten mit höherem Durchdringungsvermögen, die auch zur Bilderzeugung beitragen, aus der Röntgenröhre austreten (Goretki 2004, Grunert 2019, Schmidt 2013). Dies wiederum führt zu einer Reduzierung der vom Patienten absorbierten Dosis.

Hierbei ist jedoch zu beachten, dass eine zusätzliche Vorfilterung mit Kupfer zu einer Reduktion der applizierten Dosis, aber auch mit einer Zunahme des Bildrauschens einhergeht und somit die Bildqualität reduziert (Ruppert 2011, Stolzmann 2011).

Weiterhin gibt es jedoch auch einige Studien, die sich mit einer Reduktion der Strahlenexposition mittels einer Reduzierung der Röhrenspannung unter Adaption des Strom-Zeit-Produkts befassten (Hess 2012, Launders 2001, Wiltz 2005).

Eine Möglichkeit zur Dosisreduktion bei gleichzeitiger Verbesserung der Bildqualität kann die exakte Einblendung mittels Einsatz des Lichtvisiers bieten (Laubenberger 1999, Roth 2006). Durch eine korrekte Einblendung wird das Volumen des bestrahlten Objekts sowie die Streustrahlung verringert, womit auch die Strahlenexposition für den Patienten gesenkt wird (Brix 2010, Rimpler 2010).

Auch der Einsatz eines geeigneten Streustrahlenrasters ermöglicht bei Untersuchungen von erwachsenen Patienten eine Dosisreduktion, da diese die Streustrahlen, die durch Wechselwirkung mit dem Untersuchungsobjekt entstehen und die Bildqualität mindern, absorbieren (Pschyrembe 2004).

Wohingegen bei Untersuchungen von Kindern auf die Verwendung eines Streustrahlenrasters bis zu einem Körpergewicht von ca. 25 kg und einem Durchmesser von ca. 15 cm (beispielsweise bei Thoraxaufnahmen) verzichtet werden sollte, um die Strahlenexposition zu minimieren (Bundesärztekammer 2007, Stöckelhuber 2010). Die Anwendung der Belichtungsautomatik sowie die Verwendung eines Ovarialschutzes bzw. einer Hodenkapsel sind ebenfalls weitere Möglichkeiten um die Strahlenexposition für Patienten zu reduzieren (Bundesärztekammer 2007).

Bei der Fluoroskopie gibt es neben den oben beschriebenen Möglichkeiten noch weitere Maßnahmen zur Dosisreduktion für den Patienten. So sollte der Abstand zwischen dem Patienten und der Röntgenröhre größtmöglich sein, um die Hautdosis des Patienten zu senken und zugleich eine bessere Bildgeometrie zu erzielen. Dagegen sollte der Abstand zwischen dem Patienten und dem Detektor so klein wie möglich gewählt werden, um die Streustrahlung und somit auch die Strahlenexposition zu reduzieren. Dies führt zudem zu einer Verbesserung der Bildqualität. Die Durchleuchtungszeit sollte auf das nötige Minimum reduziert und eine gepulste Durchleuchtung mit einer niedrigen Bildwiederholfrequenz verwendet werden, um eine hohe Dosisreduktion zu erreichen (ICRP 2018). Zu den Möglichkeiten der Dosisreduktion ohne Einfluss auf die Bildqualität gehört beispielsweise eine häufige Variierung der Röntgenröhrenposition während der Untersuchung. Hierdurch wird eine Reduzierung der Hautdosis des Patienten erzielt, da

sich auf diese Weise die Eintrittsfelder nicht überschneiden. Zudem sollte auf seitliche Aufnahmen verzichtet werden, da bei diesen Projektionen der zu durchleuchtende Körperdurchmesser vergrößert wird, wodurch eine höhere Dosis zur Bilderzeugung nötig wird. Gleichzeitig wird hierbei die Eintrittsfläche größer und somit das Risiko von Hautschäden erhöht (ICRP 2018). Ebenso kann die Hautdosis durch die disziplinierte Verwendung der Zoomfunktion reduziert werden. Eine Verkleinerung des Field-of-View durch die Zoomfunktion führt zwar zu einer Vergrößerung des Bildes bzw. des Objekts, im Gegensatz zu einer kleineren Einblendung allerdings ohne Verbesserung der Auflösung und des Kontrastes. Dabei verdoppelt sich jedoch in etwa mit jeder Zoomstufe die Hautdosis, weshalb die Zoomfunktion nur verwendet werden soll, wenn dies zwingend erforderlich ist (ICRP 2018).

Weitere Maßnahmen zur Dosisreduktion stellen die präzise Anwendung von Blenden dar, um das Strahlenfeld auf den relevanten Bereich zu begrenzen und Streustrahlung zu vermeiden sowie die Nutzung der Last-Image-Hold Funktion, um einen Bildüberblick ohne zusätzliche Durchleuchtung und somit ohne weitere Strahlenapplizierung zu erhalten. Ebenso sollten Strahlenschutzmittel zum Schutz von besonders strahlensensiblen Bereichen des Patienten, beispielsweise der Augen, verwendet werden. Jedoch ist darauf zu achten, dass diese Strahlenschutzmittel ebenso wie Untersuchungsinstrumente aus Metall oder metallische Implantate nicht in den direkten Nutzstrahl kommen. Durch die zusätzliche Absorption aufgrund dieser Objekte im Strahlengang regelt die Belichtungsautomatik hoch, was zu einer Erhöhung der Strahlenexposition führt (ICRP 2010). Neben der Minimierung der Strahlenexposition für den Patienten ist bei der Fluoroskopie auch der Strahlenschutz für das an der Untersuchung beteiligte Personal von enormer Relevanz.

Die meisten oben genannten Maßnahmen zur Reduzierung der Strahlenexposition beim Patienten tragen auch schon zu einer Minimierung der Dosis des Personals bei. Das wichtigste Hilfsmittel bei der Reduzierung der Strahlenexposition des Personals ist das Tragen der korrekten Strahlenschutzkleidung. Diese sollte ein Bleiäquivalent von mindestens 0,35 mm an der Vorderseite und 0,25 mm an der Rückseite sowie eine optimale Passform besitzen (Krieger 2019). Zudem sollte auf die Verwendung eines Schilddrüsenschutzes und einer Bleiglasbrille geachtet werden. Die Strahlenschutzkleidung ist in regelmäßigen Abständen zu überprüfen und bei Bedarf zu ersetzen (IEC 2014). Eine weitere Maßnahme zur Reduzierung der Strahlenexposition für das Personal ist die Verwendung weiterer Strahlenschutzequipments wie Bleivorhang und Seitenschutz, die

am Untersuchungstisch angebracht werden sowie mobile oder an der Decke befestigte Bleiglasscheiben. Die Röntgenröhre sollte nach Möglichkeit immer unterhalb des Untersuchungstisches verwendet werden, da somit nicht die höchste Intensität der Streustrahlung im Bereich von Rumpf und Kopf des Personals, sondern im Bereich der Beine entsteht. Dies in Verbindung mit der Anwendung von Bleivorhang und Bleiabschirmung reduziert die Strahlenexposition deutlich. Zudem sollte sich der Anwender bei der Durchleuchtung detektorseitig aufhalten, da hier die Strahlenexposition niedriger ist, als auf der Seite der Röntgenröhre. Weiterhin sollten die Aufenthaltsdauer und die Beleuchtungszeit minimiert und der Abstand (Abstandsquadratgesetz) maximiert werden, um die Strahlenexposition weiter zu reduzieren (ICRP 2018).

Bei der Computertomographie ist eine Reduzierung der Strahlenexposition ebenfalls durch Veränderung der Aufnahmeparameter wie der Röhrenspannung, dem mAs-Produkt und dem Pitchfaktor möglich, hat aber auch hier direkten Einfluss auf die Bildqualität. Eine wirksame Methode hierbei ist mittels different gewichteten Protokollen, die Parameter an den klinischen Zustand und die Anatomie des Patienten zu adaptieren um die Strahlenexposition zu senken (Reske 2018).

Die Verwendung der Röhrenstrommodulation bietet zudem eine weitere Möglichkeit der Dosisreduktion indem der Röhrenstrom automatisch an die Körperform des Patienten und die Gewebedichte in den jeweiligen Schichten angepasst wird (McCullough 2006). Bei sehr adipösen Patienten kann es hierbei jedoch zu einer höheren Strahlenexposition kommen, als ohne Röhrenstrommodulation, so dass entweder bei adipösen Patienten auf diese Funktion verzichtet wird oder die Parameter für die automatische Röhrenstrommodulation, wie beispielsweise der Noise-Index, der Körperform des Patienten angepasst werden müssen (Schindera 2008).

Auch die Verwendung einer vollautomatischen Anpassung der Röhrenspannung an die Anatomie des Patienten und der gewählten Untersuchungsart bietet die Gelegenheit einer weiteren Reduzierung der Dosis (Piede 2015).

Weiterhin ist auf eine optimale Patientenpositionierung im Isozentrum der Gantry zu achten, da durch eine unpräzise Positionierung des Patienten, die Strahlenexposition an den Peripherien zu und die Bildqualität abnimmt (Li 2007). Auch die korrekte Positionierung der Arme über dem Kopf des Patienten, ausgenommen hiervon sind CT-Untersuchungen des Kopf- und Nackenbereichs, führt zu einer Dosisreduktion und trägt gleichzeitig zu einer Verbesserung der Bildqualität bei (Brink 2008).

Durch die Verwendung der iterativen Rekonstruktionen ist zusätzlich eine Verminderung der Strahlenexposition bei verbesserter oder äquivalenter Bildqualität möglich (Metha 2013). Eine Reduzierung der Scanlänge auf den, für die Diagnose relevanten Untersuchungsbereich hingegen ermöglicht eine Minimierung der Strahlenexposition und hat keinen Effekt auf die Bildqualität (Euler 2014).

Generell kann die exakte Prüfung der rechtfertigenden Indikation die vielversprechendste Maßnahme zur Reduzierung der Strahlenexposition darstellen. Sollten mittels alternativer Untersuchungsverfahren wie Ultraschall oder Magnetresonanztomographie (MRT) ebenfalls eine aussagekräftige Diagnose möglich sein, sollten diese verwendet werden, da hier keine ionisierende Strahlung zur Bildgebung benötigt wird (Hahn 2009).

Das Ziel dieser Arbeit war es mittels einfacher Optimierungsschritte, die der Anwender eigenhändig vornehmen kann, die Strahlenexposition zu reduzieren und eine diagnostische Bildqualität zu sichern.

Die Analyse der Ergebnisse dieser Arbeit zeigt, dass dies bereits durch die Modifikation der Untersuchungsparameter, wie der Variation der Röhrenspannung bei gleichzeitiger Anpassung des Röhrenstroms bzw. des mAs-Produktes eine Dosisreduktion zur Einhaltung der diagnostischen Referenzwerte und auch noch weiter unterhalb dieser möglich ist.

Die Ergebnisse beim Vergleich der eigenen Expositionswerte mit den diagnostischen Referenzwerten aus dem Kapitel 1 belegen die Aussicht einer Dosisreduktion bei konventionellen Röntgenaufnahmen, durch die Erhöhung der Röhrenspannung innerhalb der empfohlenen Grenzen der Bundesärztekammer bei gleichzeitiger Anpassung des mAs-Produkts. Generell beschäftigt sich eine Vielzahl von weiteren Studien mit der Möglichkeit der Senkung der Strahlenbelastung durch Erhöhung der Röhrenspannung, sei es bei konventionellen Film/Foliensystemen oder neueren Aufnahmesystemen mit digitalem Detektor.

In der Studie von Dougeni et al. (Dougeni 2007) konnte nachgewiesen werden, dass an einer Röntgeneinrichtung mit Film/Folien-System, beispielsweise bei Thoraxaufnahmen, durch eine Steigerung der Röhrenspannung die Oberflächendosis ohne Minderung der Bildqualität reduziert werden kann. Die Arbeitsgruppe Jang et al. (Jang 2018) belegte die Möglichkeit einer Dosisreduktion bei Röntgenaufnahme des Abdomens bei vergleichbarer Bildqualität, durch eine Erhöhung der Röhrenspannung und der Verwen-

derung einer zusätzlichen 0,1 mm Kupferfilterung an einem Aufnahmesystemen mit digitalem Detektor.

Auch für CT-Untersuchungen ist mitunter eine Reduzierung der Strahlenexposition durch Erhöhung der Röhrenspannung möglich, sofern eine Anpassung des Rauschens bei der, für die Diagnose erforderlichen Bildqualität erfolgt (Bruesewitz 2011).

Nach Nagel et al. (Nagel 2010) sind für CT-Untersuchungen der LWS eine Aufnahme­spannung von 140 kV und ein Pitchfaktor mit dem Wert 1 für einen ausreichenden Bildkontrast bei geringer Strahlenexposition möglich.

Unter Berücksichtigung dieser Maßnahmen konnte in dieser Arbeit bei LWS-Untersuchungen am CT eine Reduzierung der Strahlenexposition bei gleichzeitiger Erhöhung des Noise-Index, um ca. die Hälfte nachgewiesen werden. So konnte das DLP nach den Optimierungsschritten von  $840,08 \pm 252,12 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$  auf  $421,50 \pm 241,06 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$  (49,8 %) für LWS-Untersuchungen gesenkt werden.

Der Vorgehensweise einer Dosisreduktion durch Erhöhung der Röhrenspannung stehen Studien gegenüber, die die Perspektive einer Minimierung der Strahlenexposition mittels einer Reduzierung der Röhrenspannung aufzeigen.

Die Studie von Hess et al. (Hess 2012) veranschaulicht die Möglichkeit einer Minimierung der Strahlenexposition bei gleichzeitiger Optimierung des Kontrast-Rausch-Verhältnisses anhand einer Phantombildung kindlicher Extremitäten beim konventionellen Röntgen. Weiterhin ist auch bei CT-Untersuchungen des Abdomens eine deutliche Dosisreduktion bei Erhalt einer diagnostischen Bildqualität durch die Verwendung einer niedrigeren Röhrenspannung unter Beachtung des Strom-Zeit-Produktes möglich (Seyal 2015).

Die Ergebnisse der Dosisoptimierung bei Thoraxaufnahmen durch die Modifikation der Aufnahme­parameter an einer Röntgeneinrichtung mit Flachbilddetektor unter Verwendung eines neonatalen Thoraxphantoms aus Kapitel 3 dieser Arbeit belegen ebenfalls diese Möglichkeit. Die Auswertung der Ergebnisse zeigte die Möglichkeit einer Minimierung der Strahlenexposition von  $8,29 \mu\text{Sv}$  auf  $2,21 \mu\text{Sv}$  durch die Reduzierung der Röhrenspannung unter Adaption des mAs-Produkts unter Erhaltung einer diagnostischen Bildqualität speziell unter dem Gesichtspunkt pädiatrischer Untersuchungen.

Bereits vor der Dosisoptimierung lag der mittlere Expositionswert für diese Untersuchungsart bei Früh- und Neugeborenen der Gewichts- und Altersklasse, dem das neonatale Thorax-Phantom entspricht, unterhalb der diagnostischen Referenzwerte. Dies ver-

deutlich, dass auch für Untersuchungsarten, die die DRW schon einhalten, durch adäquate Optimierungsmaßnahmen die Strahlenexposition weiter minimiert werden kann. Anhand dieser Arbeit und den genannten Studien zeigen sich die Relevanz dieser Optimierungsmöglichkeit und das Potenzial, welches die Reduzierung der Röhrenspannung unter Anpassung des Röhrenstroms bzw. des Röhrenstrom-Zeit-Produkts aufweist. Jedoch sind gerade Ergebnisse aus Phantom-Studien nicht ungeprüft auf die klinische Praxis zu projizieren.

Die deutliche Reduzierung der Strahlenexposition bei dieser Arbeit von ca. 73 % wird nicht zuletzt durch die Verwendung eines Flachbilddetektors ermöglicht. Dieser erlaubt neben der Möglichkeit der Bildnachverarbeitung auch die Modifikation der Untersuchungsparameter in dem vorgenommenen Umfang, aufgrund seiner hohen Quanteneffizienz und des hohen Dynamikbereichs (Lança 2009, Lauwers 2001, Wiltz 2005). Anhand der Ergebnisse aus Kapitel 1 ist ersichtlich, dass die Dosiswerte für die verschiedenen Untersuchungsarten bei der Verwendung eines Flachbilddetektors deutlich geringer sind, als die bei der Verwendung eines Film/Foliensystems.

Auch Pötter-Lang et al. (Pötter-Lang 2012) zeigten in ihrer Studie die Möglichkeit einer Dosisreduktion durch die Verwendung fortschrittlicher Technologie auf, indem Sie bei Thoraxaufnahmen an einem Nadelkristalldetektor eine um etwa die Hälfte reduzierte Strahlenexposition im Verhältnis zu Aufnahmen an einem Film/Folien-System nachwiesen.

Grundsätzlich beschäftigt sich eine Mehrzahl von Studien mit der Möglichkeit der Reduzierung der Strahlenexposition durch die Verwendung neuer bzw. weiterentwickelter Technik. So zeigte sich beim konventionellen Röntgen beispielsweise bei der Verwendung eines Flachbilddetektors gegenüber einem herkömmlichen Film/Foliensystem eine erhebliche Dosisreduktion bei gleichzeitig verbesserter Bildqualität (Lança 2009).

Aber auch bei der Computertomographie ist durch den Einsatz von Geräten der neueren Generation eine deutliche Senkung der Strahlenexposition und Verbesserung der Bildqualität möglich. Durch die Entwicklung und Weiterentwicklung von Mehrschicht- und Dual-Source CT-Geräten konnten die Scandauer deutlich reduziert und die Auflösung verbessert werden. Hierdurch und durch die Möglichkeit der Dosismodulation, der Anwendungsmöglichkeit von Low-Dose Programmen und der iterativen Bildrekonstruktion ist eine Reduzierung der Strahlenexposition bei gleichzeitig guter Bildqualität umsetzbar (Desei 2012, Prokop 2003).

Jedoch zeigt sich anhand der Analyse der Ergebnisse bei der Optimierung von Ganzkörper-CT-Untersuchungen und dem Vergleich mit den aktuellen DRW aus Kapitel 2, dass durch adäquate Anpassung der Aufnahmeparameter eine Reduzierung der Strahlenexposition sogar bei CT-Geräten der älteren Generation, die nicht über iterative Bildrekonstruktion verfügen, realisierbar ist. So konnte der mittlere Expositionswert für diese Untersuchung nach Durchführung der Optimierungsmaßnahme, um 26 % von  $1774,96 \pm 608,78 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$  auf  $1319,98 \pm 463,16 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$  gesenkt werden.

Dabei weisen die Ergebnisse dieser Arbeit sowohl bei der visuellen als auch bei der quantitativen Beurteilung der Bildqualität keine signifikanten Unterschiede zwischen den Aufnahmen vor und nach den Optimierungsmaßnahmen auf. Sollte allerdings eine Reduzierung der Strahlenexposition unterhalb der gültigen DRW durch eigene Optimierungsschritte und sogar durch eine Optimierung durch die Servicetechniker ohne Beeinträchtigung der Bildqualität nicht mehr durchführbar sein, ist dies ein Indiz dafür, dass eine Geräteaufrüstung bzw. ein Gerätewechsel in Erwägung gezogen werden sollte.

Insgesamt zeigt sich anhand der Ergebnisse dieser Arbeit die Möglichkeit einer Dosisreduktion unterhalb der DRW, bei Gewährleistung einer diagnostischen Bildqualität gemäß dem ALARA-Prinzip, durch einfache Optimierungsmaßnahmen, wie der geeigneten Adaption der Untersuchungsparameter.

Wie weiterhin durch die Ergebnisse dieser Studie deutlich wird, sind durch eine regelmäßige Analyse der eigenen Dosiswerte eventuell auftretende Abweichungen bei der applizierten Dosis frühzeitig zu erkennen. Somit können auch die Ursachen, die für eine Erhöhung der Strahlenexposition verantwortlich sind, identifiziert und notwendige Maßnahmen zur Reduzierung der Dosis umgehend eingeleitet werden. Folgendermaßen ist es möglich ein eigenes aktives Dosismanagement zu etablieren und für die Sicherung und Verbesserung der Untersuchungsqualität zu nutzen. Dabei sollte die Strahlenexposition nicht nur für Untersuchungsarten für die diagnostische Referenzwerte bestehen, soweit wie möglich auch unterhalb dieser Richtwerte, reduziert werden, sondern auch für Untersuchungsarten für die bisher keine diagnostischen Referenzwerte existieren.

Da dies jedoch gerade bei großen radiologischen Einrichtungen besonders arbeits- und zeitintensiv ist, ist hier die Implementierung eines, mit den einzelnen Röntgeneinrichtungen und dem PACS verbundenen Dosismanagementsystems zur automatischen Auswertung der umfassenden Menge an Daten praktisch unerlässlich.

Daher wurde nach dem Inkrafttreten des neuen Strahlenschutzgesetzes bereits von zahlreichen radiologischen Einrichtungen die Ausstattung mit einem Dosismanagementsys-

tem geplant bzw. bereits umgesetzt. Obgleich die Verwendung eines Dosismanagementsystems im neuen Strahlenschutzrecht (BGBI. I Nr. 42, 2017; BGBI. I Nr. 41, 2018) nicht gefordert wird, erfolgte dies hinsichtlich der Anforderungen der Dokumentationspflicht bei Strahlenanwendungen am Menschen und der regelmäßigen Analyse der Expositionen von Patienten, für jede Untersuchungsart bei der ionisierende Strahlung angewandt wird. Weiterhin wird durch die Nutzung eines automatischen Dosismanagementsystems der Prozess der Datenanalyse vereinfacht und beschleunigt und ermöglicht eine zügige Bestimmung der Untersuchungsarten mit Optimierungsbedarf (Entz 2021).

Sollten anhand der Analyse der Dosiswerte nun Untersuchungsarten mit Optimierungspotenzial oder gar Optimierungsbedarf ermittelt worden sein, ist bei der Umsetzung von Optimierungsschritten eine Betrachtung der Bildqualität obligatorisch. Nicht zuletzt diesbezüglich ist es bei der Identifizierung von Optimierungsmethoden zur Reduzierung der Strahlenexposition sinnvoll, die Möglichkeiten und Methodik in eine Arbeitsgruppe bestehend aus Ärzten, den zuständigen MTRA der jeweiligen Funktionsbereiche sowie Medizinphysik-Experten und Medizinphysikern zu entwickeln. Somit können alle Aspekte, sowohl die Diagnostik und klinische Routine als auch die physikalischen Prozesse und den Strahlenschutz betreffend, bei dem Prozess berücksichtigt und ein optimaler Lösungsansatz definiert werden.

Vor der bedenkenlosen Übernahme der Optimierungsmaßnahmen in die klinische Routine sollten diese an realitätsnahen Phantomen mit gewebeäquivalenter Dichte durchgeführt und überprüft werden, um eine ungerechtfertigte Strahlenexposition beispielsweise durch die Notwendigkeit weiterer Aufnahmen, zu vermeiden.

Weiterhin sind Optimierungsmaßnahmen, die an einer Röntgeneinrichtung durchgeführt wurden nicht uneingeschränkt auf andere Röntgeneinrichtungen übertragbar, da geräte- und herstellerspezifische Abweichungen hierbei beachtet werden müssen.

Die Analyse dieser Arbeit veranschaulicht die Relevanz der Überprüfung der eigenen Dosiswerte und das Potenzial der Implementierung eines aktiven Dosismanagements als Möglichkeit der Reduzierung der Strahlenexposition über die geforderten Anforderungen hinaus.

## Zusammenfassung

Das Ziel dieser Arbeit war die Evaluierung von Möglichkeiten zur Reduzierung der Strahlenexposition an unterschiedlichen Modalitäten unter Erhalt einer diagnostischen Bildqualität.

Hierzu wurden die eigenen Expositionswerte an verschiedenen konventionellen Röntgeneinrichtungen, einem Speicherfoliensystem sowie einem mit digitalem Detektor und an zwei CT-Geräten, einem 64-Zeilen Dual-Source-Gerät und einem 16-Zeilen Spiral-CT, ebenso wie an einem 24-Zeilen CT-Gerät, das für Polytrauma-Ganzkörper-Untersuchungen genutzt wird und über keine Möglichkeit der iterativen Bildrekonstruktion verfügt, hinsichtlich der kontinuierlichen Aktualisierungen der diagnostischen Referenzwerte (DRW) analysiert und anhand dieser Analyse die Möglichkeiten zur Dosisoptimierung evaluiert und umgesetzt. Weiterhin wurde die Möglichkeit der Dosisreduktion bei Röntgenthorax-Aufnahmen bei Neugeborenen durch Variation der Belichtungsparameter an einem volldigitalen Röntgensystem, anhand eines neonatalen Thorax-Phantoms überprüft. Für die Analyse wurde für Röntgenaufnahmen das Dosisflächenprodukt (DFP) und für die Computertomographie der Volumen-CT-Dosisindex ( $CTDI_{Vol}$ ) und das Dosislängenprodukt (DLP) erfasst, so wie auch die Angabe der diagnostischen Referenzwerte erfolgt. Die Bildqualität wurde visuell anhand einer Likert-Skala sowie quantitativ über Messwerte wie den Graustufenwerten (Signalintensität), Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) oder Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR) beurteilt.

Die Ergebnisse dieser Arbeit veranschaulichen, dass sogar durch einfache Optimierungsmaßnahmen, wie der Adaption der Einstellparameter (beispielsweise der Minimierung der Röhrenspannung bei Anpassung des Röhrenstrom-Zeit-Produkts oder des schichtabhängigen mAs-Referenzwerts) eine Dosisreduktion bei gleichzeitiger Sicherstellung einer diagnostischen Bildqualität möglich ist, um die gültigen DRW einzuhalten. Dies ist sogar für Röntgeneinrichtungen älterer Generationen, wie z.B. CT-Geräte ohne iterative Bildrekonstruktion, durch adäquate Anpassung der Untersuchungsparameter umsetzbar. Durch systematische Analysen der eigenen Expositionswerte, beispielsweise anhand eines Dosismanagementsystems, wird zudem die Perspektive geschaffen, ein progressives Dosismanagement zu etablieren. Dies wiederum bietet die Möglichkeit die Dosis auch für einzelne Röntgeneinrichtungen und Untersuchungsarten, die die jeweiligen DRW schon unterschreiten, weiter zu reduzieren.

## Summary

The aim of this work was the evaluation of possibilities of dose reduction in different modalities while maintaining a diagnostic image quality.

For this purpose, the exposure values were measured on two various conventional X-ray units, an imaging plate system and one X-ray unit with a digital detector. Also on a 64-slice dual-source CT scanner, a 16-slice spiral CT scanner as well as a 24-slice CT scanner, used for polytrauma whole-body examinations, without the possibility of iterative image reconstruction. The measured exposure values were then analysed with regard to the constant updates of the diagnostic reference levels (DRL). On the basis of this analysis the possibilities for dose optimization were evaluated and implemented. Furthermore the possibility of dose reduction for chest X-ray radiographs in newborns by variation of the exposure parameters on a fully digital X-ray system using a neonatal chest phantom was examined.

For the analysis, the dose area product (DAP) was recorded for X-ray radiographs and the volume-weighted CT dose index ( $CTDI_{Vol}$ ) and the dose length product (DLP) for computed tomography were measured. The DRL are also specified in these form.

The image quality was assessed using a Likert scale as well as using measurement values such as grayscale values, signal-to-noise ratio (SNR) or contrast-to-noise ratio (CNR).

The results of this work show that already simple optimization steps, such as adjusting the examination parameters, for example lowering the tube voltage when adapting the tube current-time product or the slice-dependent mAs reference value, can reduce the dose while ensuring a diagnostic image quality in order to comply with the valid DRL. This can even be implemented for older generations of X-ray units, such as CT scanner without the possibility of iterative image reconstruction, by adequately adjusting the examination parameters.

Systematic analysis of the own exposure values, for example using a dose management system, also create the perspective of establishing a progressive dose management. This offers the possibility for further dose reduction on individual X-ray units and of examinations that are already below the according DRL.

## Abkürzungsverzeichnis

a. p.	anterior-posterior
ALARA	as low as reasonably achievable
BfS	Bundesamt für Strahlenschutz
BMI	Body-Mass-Index
CNR	contrast-to-noise ratio (Kontrast-Rausch-Verhältnis)
CT	Computertomographie
CTDI <sub>Vol</sub>	Volumen-CT-Dosisindex
CTDI <sub>w</sub>	effektiven gewichteten CT-Dosisindex
DFP	Dosisflächenprodukt
DLP	Dosislängenprodukt
DRL	diagnostic reference levels
DRW	diagnostische Referenzwerte
EU	Europäische Union
EURATOM	European Atomic Energy Community (Europäische Atomgemeinschaft)
FOV	Field-of-View
HE	Hounsfield Einheit
HU	Hounsfield Units
ICRP	International Commission on Radiological Protection (Internationale Strahlenschutzkommission)
IXRPC	International X-Ray and Radium Protection Committee
KM	Kontrastmittel
KIS	Krankenhausinformationssystem
kV	Röhrenspannung
LSP	ateral lumbar spine
LWS	Lendenwirbelsäule
mAs	Röhrenstrom-Zeit-Produkt in Milliamperekunden
MTRA	Medizinisch-technische Radiologieassistenten
MRT	Magnetresonanztomographie
PACS	Picture Archiving and Communication System

---

RIS	Radiologieinformationssystem
ROI	Region of interest
RöV	Röntgenverordnung
SNR	signal-to-noise ratio (Signal-Rausch-Verhältnis)
StrlSchG	Strahlenschutzgesetz
StrlSchV	Strahlenschutzverordnung
WHO	World Health Organization

## Abbildungsverzeichnis

<b>Abb. 1.1:</b> Mittelwerte des Dosisflächenproduktes ( $\text{cGy} \times \text{cm}^2$ ) für konventionelle Röntgenaufnahmen im Untersuchungszeitraum von 3 Monaten im Vergleich zu den Referenzwerten.....	19
<b>Abb. 1.2:</b> Mittelwerte des Dosisflächenproduktes ( $\text{cGy} \times \text{cm}^2$ ) für die von einem Mediziner begleiteten konventionelle Röntgenaufnahmen im Vergleich zu den Referenzwerten.....	19
<b>Abb. 1.3:</b> Mittelwert des Dosislängenproduktes (DLP) der Untersuchungen aus dem Zeitraum von 3 Monaten sowie der begleiteten Untersuchungen am 64-Zeilen Dual-Source-Gerät im Vergleich zu den Referenzwerten.....	22
<b>Abb. 1.4:</b> Mittelwert des Dosislängenproduktes (DLP) der Untersuchungen aus dem Zeitraum von 3 Monaten sowie der begleiteten Untersuchungen am 16-Zeilen Spiral-CT im Vergleich zu den Referenzwerten. ....	22
<b>Abb. 1.5:</b> LWS a. p. und seitlich vor a, b und nach der Optimierung c, d von zwei unterschiedlichen Patienten vergleichbaren Körpergewichts (76 und 78 kg) und Größe (172 und 168 cm). Die diagnostische Bildqualität ist bei deutlicher Reduktion der Dosis nicht eingeschränkt. Die Dosis der Untersuchung vor Optimierung lag bei $62 \text{ cGy} \times \text{cm}^2$ (a. p.) und $242 \text{ cGy} \times \text{cm}^2$ (lateral) und nach Optimierung $32 \text{ cGy} \times \text{cm}^2$ (a. p.) und $58 \text{ cGy} \times \text{cm}^2$ (lateral). ....	26
<b>Abb. 1.6:</b> Untersuchung der LWS der gleichen Patientin vor (links) und nach der Optimierung (rechts) am 16-Zeilen Spiral-CT. Oben Weichteilfenster axial, mitte Knochenfenster axial, unten sagittale Rekonstruktion im Knochenfenster. Die Dosis der Untersuchung betr betrug $804 \text{ mGy} \times \text{cm}$ (DLP) vor und $619 \text{ mGy} \times \text{cm}$ (DLP) nach der Optimierung. ....	29
<b>Abb. 2.1:</b> Mittelwerte des DLP für CT-Untersuchungen von der Schädelbasis bis zur Symphyse am Polytrauma-Ganzkörper-CT vor und nach der Senkung des „mAs-Referenzwerts“.....	43
<b>Abb. 2.2:</b> Häufigkeitsverteilung der Patienten nach Adipositas Schweregrade gemäß WHO-Definition für CT-Untersuchungen vor und nach der Umstellung des „mAs-Referenzwerts“.....	44

<b>Abb. 2.3:</b> Boxplot-Darstellung des Vergleichs von DLP und $CTDI_{Vol}$ für CT-Untersuchungen vor und nach der Umstellung des „mAs-Referenzwerts“.	47
<b>Abb. 2.4:</b> Boxplot-Darstellung des Vergleichs von DLP und $CTDI_{Vol}$ für CT-Untersuchungen vor und nach der Umstellung des „mAs-Referenzwerts“ bei Patienten mit „Normalgewicht“.	48
<b>Abb. 2.5:</b> Boxplot-Darstellung des Vergleichs von DLP und $CTDI_{Vol}$ für CT-Untersuchungen vor und nach der Umstellung des „mAs-Referenzwerts“ bei Patienten mit Adipositas Grad I.	49
<b>Abb. 2.6:</b> Boxplot-Darstellung des Vergleichs von DLP und $CTDI_{Vol}$ für CT-Untersuchungen vor und nach der Umstellung des „mAs-Referenzwerts“ bei Patienten mit Adipositas Grad II.	50
<b>Abb. 2.7:</b> CT-Bilder vor a und nach b der Dosisoptimierung von 2 unterschiedlichen Patienten in Weichteil- und Knochenfenstertechnik.	52
<b>Fig. 3.1:</b> An example radiograph of the chest phantom with the placement of regions of interest 1-4.	61
<b>Fig. 3.2:</b> Visual assessment of the image quality based on the evaluation criteria (sum of the added scores of the four anatomical regions) as a function of the effective dose for all images with (a) and without (b) additional copper filtration.	63
<b>Fig. 3.3:</b> Noise as a function of the effective dose at a tube voltage of 44 kV with 0.1 mm additional copper filtration.	64
<b>Fig. 3.4:</b> The box plot represents the contrast-to-noise ratio as a function of the tube voltage for heart and lung with (a) and without (b) additional copper filtration.	65
<b>Fig. 3.5:</b> The relative frequency a distribution of the number of assessments as a function of the tube voltages with (a) and without (b) additional copper filtration.	68
<b>Fig. 3.6:</b> Exemplary representation of the radiographs and the influence of the parameter combinations (kV and mAs) on the image quality. For a tube voltage of 40 kV with (1.12, 1.52, 3.32, 5.12, 7.22 and 10.12) mAs and additional Cu filtration (a) and for a tube voltage of 63 kV with (1.07, 1.18, 1.46, 1.62, 2.04 and 2.74) mAs without additional Cu filtration (b). (In order from top left to bottom right). With increasing mAs values, (a) shows a decrease in image noise and (b) an increasing blackening of the images.	69

## Tabellenverzeichnis

<b>Tab. 1.1:</b> Dosiswerte (Dosisflächenprodukt in $\text{cGy} \times \text{cm}^2$ ) konventioneller Röntgenaufnahmen angefertigt mit einem Speicherfoliensystem und einem Geräte mit digitalem Detektor.....	20
<b>Tab. 1.2:</b> Dosiswerte (Dosisflächenprodukt in $\text{cGy} \times \text{cm}^2$ ) der durch einen Medizinphysiker begleiteten konventioneller Röntgenaufnahmen angefertigt mit einem Speicherfoliensystems und einem Geräte mit digitalem Detektor. ....	20
<b>Tab. 1.3:</b> Dosiswerte (Dosislängenprodukt DLP in $\text{mGy} \times \text{cm}$ ) am 64-Zeilen Dual-Source CT.....	23
<b>Tab. 1.4:</b> Dosiswerte (Dosislängenprodukt DLP in $\text{mGy} \times \text{cm}$ ) des 16-Zeilen Spiral-CT. ....	23
<b>Tab. 1.5:</b> Begleitete Untersuchungen Thorax lateral am Röntgengerät mit digitalem Detektor, Einzelwerte der 10 begleiteten Untersuchungen und Mittelwert. Röhrenspannung jeweils 125 kV.....	25
<b>Tab. 1.6:</b> Begleitete Untersuchungen LWS lateral am Speicherfoliensystem, Einzelwerte der 10 begleiteten Untersuchungen und Mittelwert aus diesen 10 Untersuchungen.....	25
<b>Tab. 2.1:</b> Mittelwerte der Graustufenwerte (HU) und des SNR für die beurteilten anatomischen Strukturen für CT-Untersuchungen vor und nach der Senkung des „mAs-Referenzwerts“, sowie die p-Werte des t-Tests auf Signifikanz.....	51
<b>Tab. 3.1:</b> Presentation of the assessibility of the different evaluation criteria with distribution of the evaluation points for all tube voltages. ....	67

## Literaturverzeichnis

- <sup>1</sup> *Alzen G, Benz-Bohm G.* (2011). Radiation protection in pediatric radiology. Dtsch. Ärzteblatt Int. 108(24);407-14. DOI: 10.3238/ärztebl.2011.0404
- <sup>2</sup> *Bach M, Wesemann W, Kolling et al.* (2008). Photopic contrast sensitivity. Local contrast perception. Ophthalmologe. 105:46-59
- <sup>3</sup> *Becht S, Bittner R, Ohmstede A et al.* (2008). Zimmer-Brossy M (ed) Textbook of the X-ray diagnostic adjustment technique, 6th edn. Springer-Verlag, Berlin
- <sup>4</sup> *Brink M, de Lange F, Oostveen LJ, Dekker HM, Kool DR, Deunk J, Edwards MJR, van Kuijk C, Kamman RL, Blickman JG.* (2008). Arm raising at exposure-controlled multidetector trauma CT of thoracoabdominal region: higher image quality, lower radiation dose. Radiology. 249(2), 661-670.
- <sup>5</sup> *Brix G, Veit R, Häusler U.* (2010). Radiation hygiene in medical X-ray imaging: part 2: Assessment of radiation exposure and radiation protection measures. Radiologe. 50: 913 - 925
- <sup>6</sup> *Bruesewitz MR, Yu L, Leng S, Vrieze TJ, Chen L, Kof, JM, Fletcher JG, McCollough CH.* (2011). Automatic kV Selection for Radiation Dose Reduction in CT: How Does it Work and What Can it Do?
- <sup>7</sup> *Bulla S, Pache G, Blanke P et al.* (2011). Strahlendosisreduktion in der Niedrigdosis-CT der Nasennebenhöhlen unter Anwendung der iterativen Bildrekonstruktion: Durchführbarkeit und Bildqualität. Fortschr Röntgenstr. 183 – VO409\_1
- <sup>8</sup> *Bundesamt für Strahlenschutz.* (2010). Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenuntersuchungen.
- <sup>9</sup> *Bundesamt für Strahlenschutz.* (2016). Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen vom 22. Juni 2016 (BAnz AT 15.07.2016 B8).
- <sup>10</sup> *Bundesamt für Strahlenschutz.* (2018). Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für interventionelle Röntgenanwendungen vom 16. August 2018.

- 11 *Bundesärztekammer, BÄK. (2007). Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik gemäß Beschluss des Vorstandes der Bundesärztekammer vom 23. Nov. 2007*
- 12 *Bundesärztekammer, BÄK. (2008). Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in Röntgendiagnostik bzw. Computertomografie. Dtsch Arztebl. 105: A-536/B-480/C-468*
- 13 *Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz, Bau und Reaktorsicherheit. (2015). Referat Bundesaufsicht im Strahlenschutz, Qualitätssicherung durch ärztliche und zahnärztliche Stellen, Richtlinie zur Röntgenverordnung und zur Strahlenschutzverordnung, Az. RS II 4 – 11432/6 vom 23. Juni 2015.*
- 14 *Busch HP. (1999). Digital projection radiography. Technical bases. Imaging quality and usefulness. Radiologe. 39:710-724*
- 15 *Bushberg J, Seibert J, Leidholdt Jr EM, Boone JM. (2012). The essential physics of medical imaging. 3rd ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins*
- 16 *Cornier MA, Després JP, Davis N. (2011). American Heart Association Obesity Committee of the Council on Nutrition; Physical Activity and Metabolism; Council on Arteriosclerosis; Thrombosis and Vascular Biology; Council on Cardiovascular Disease in the Young; Council on Cardiovascular Radiology and Intervention; Council on Cardiovascular Nursing, Council on Epidemiology and Prevention; Council on the Kidney in Cardiovascular Disease, and Stroke Council. Assessing adiposity et al. A scientific statement from the American Heart Association. Circulation. 124: 1996-2019*
- 17 *Desai GS., Uppot RN, Yu EW, Kambadakone AR, Sahani DV. (2012). Impact of iterative reconstruction on image quality and radiation dose in multidetector CT of large body size adults. European radiology, 22(8), 1631-1640.*
- 18 *DIN Deutsches Institut für Normung e.V. (1997). terminology of physiological optics. (DIN 5340). Beuth, Berlin*
- 19 *Dougeni ED, Delis HB, Karatza AA et al. (2007). Dose and image quality optimization in neonatal radiography. Br J Radiol. 80:807-815*

- 20 *Entz K, Vogl T.* (2021). Dosisoptimierung in der Computertomographie – Wie findet man Protokolle mit Optimierungsbedarf und wie kann ein Dosismanagementsystem dabei helfen? In: RÖFo-Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren (Vol. 193, No. S 01, p. WISS92). Georg Thieme Verlag KG
- 21 *Euler A, Szücs-Farkas Z, Schindera S.* (2014). Möglichkeiten der Strahlenreduktion bei der CT des Körperstamms. *Radiologie up2date*, 14(02), 163-176.
- 22 *Europäische Atomgemeinschaft.* (1997). Richtlinie 97/43/EURATOM des Rates vom 30. Juni 1997 über den Gesundheitsschutz von Personen gegen die Gefahren ionisierender Strahlung bei medizinischer Exposition und zur Aufhebung der Richtlinie 84/466/EURATOM, ABl. L Nr. 180 S. 22.
- 23 *Gammex Inc.* (2008). Physics behind the phantom, volume 2: the neonatal chest. A white paper report. [http://cspmedical.com/content/102-1922\\_neonatal\\_phantom\\_white\\_paper.pdf](http://cspmedical.com/content/102-1922_neonatal_phantom_white_paper.pdf)
- 24 *Gesetz zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung (Strahlenschutzgesetz – StrlSchG)*, veröffentlicht im BGBl vom 03.07.2017, S. 1966-2067
- 25 *Geyer LL, Körner M, Harrieder A et al.* (2016). Dose reduction in 64-row wholebody CT in multiple trauma: an optimized CT protocol with iterative image reconstruction on a gemstone-based scintillator. *Br J Radiol.* 89: 20160003
- 26 *Gislason AJ, Davies AG, Cowen AR.* (2010). Dose optimization in pediatric cardiac x-ray imaging. *Med Phys.* 37:5258-5269
- 27 *Goretzki G.* (2004). *Medizinische Strahlenkunde: physikalisch-technische Grundlagen; mit 29 Tabellen.* Elsevier, Urban&FischerVerlag.
- 28 *Gosch G, Gosch K, Kahn T.* (2007). Conversion coefficients for estimation of effective dose to patients from dose area product during fluoroscopy x-ray examinations. *Fortschr Röntgenstr.* 179:1035-1042
- 29 *Göttche T.* (2006). *Einführung in die Radiologie: Diagnostik und Interventionen.* Georg Thieme Verlag. Stuttgart, New York

- 30 *Grunert JH.* (2019). Entdeckung der Röntgenstrahlen und Grundlagen der Strahlenphysik. In *Strahlenschutz für Röntgendiagnostik und Computertomografie* (pp. 3-37). Springer, Berlin, Heidelberg.
- 31 *Hahn G, Glutig K.* (2009). Medical imaging. In: *Pädiatrie*. 3rd edn. Springer, Berlin, Heidelberg. pp 1025-1041
- 32 *Hall EJ.* (2002). Lessons we have learned from our children: cancer risks from diagnostic radiology. *Pediatr. Radiol.* 32 (19):700-6
- 33 *Hamers S, Freyschmidt J, Neitzel U.* (2001). Digital radiography with large-scale electronic flat-panel detector vs screen-film radiography: observer preference in clinical skeletal diagnostics. *Eur Radiol.* 11:1753-1759
- 34 *Hansson B, Finnbogason T, Schuwert P, Persliden J.* (1997). Added copper filtration in digital paediatric double-contrast colon examinations: effects on radiation dose and image quality. *Eur Radiol.* 11:1117-1122
- 35 *Herrmann T, Baumann M, Dörr W.* (2006). *Klinische Strahlenbiologie: kurz und bündig*, 4. völlig überarbeitete Auflage. ed. Elsevier, Urban & Fischer. München Jena.
- 36 *Hess R, Neitzel U.* (2012). Optimizing image quality and dose for digital radiography of distal pediatric extremities using the contrast-to-noise ratio. *Rofo.* 184:643-649
- 37 *Internationale Strahlenschutzkommission.* (1999). *Strahlenschutz und Sicherheit in der Medizin; ICRP-Veröffentlichung 73; BfS-SCHR-1999.* Wirtschaftsverlag/Verlag für neue Wissenschaft, Bremerhaven.
- 38 *ICRP.* (1996). Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection against External Radiation. ICRP Publication 74. *Ann ICRP* 26:3-4
- 39 *ICRP.* (1999). *Guidance on Diagnostic Reference Levels (DRLs) for Medical Exposures.* Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities.
- 40 *ICRP 103.* (2007a). The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Ann ICRP* 37:2-4

- 41 *ICRP.* (2010). Radiological Protection in Fluoroscopically Guided Procedures Performed Outside the Imaging Department. ICRP Publication 117. Ann. ICRP 40(6)
- 42 *ICRP.* (2018). Occupational radiological protection in interventional procedures. ICRP Publication 139. Ann. ICRP 47(2).
- 43 *IEC-International Electrotechnical Commission.* (2014). Protective devices against diagnostic medical X-radiation; IEC 61331 part 1 to 3. Ed 2, 2014
- 44 *Jang JS, Yang HJ, Koo HJ, Kim SH, Park CR, Yoon SH, Shin SY, Do KH.* (2018). Image quality assessment with dose reduction using high kVp and additional filtration for abdominal digital radiography. *Physica Medica*, 50, 46-51.
- 45 *Kalra MK, Woisetschlager M, Dahlstrom N et al.* (2012). Radiation dose reduction with Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction technique for abdominal computed tomography. *Journal of computer assisted tomography*. 36: 339-346
- 46 *Kemerink M, Dierichs TJ, Dierichs J et al.* (2011). Characteristics of a first-generation x-ray system. *Radiology*. 259: 534-539
- 47 *Kemerink M, Dierichs TJ, Dierichs J et al.* (2012). The application of x-rays in radiology: from difficult and dangerous to simple and safe. *Am J Roentgenol*. 198: 754-759
- 48 *Knie T.* (2008). Evaluation eines Blended-Learning-Programms zum Thema evidenzbasierte Medizin (Doctoral dissertation, Aachen, Techn. Hochsch., Diss., 2008)
- 49 *Körner M.* (2005). Initial clinical results with a new needle screen storage phosphor system in chest radiograms. *Fortschr Röntgenstr.* Stuttgart-New York: © Georg Thieme Verlag KG. Vol. 177. No. 11
- 50 *Krieger H.* (2018). *Strahlungsquellen für Technik und Medizin*. 3. Auflage. Springer-Verlag GmbH Deutschland. Berlin, Heidelberg. <http://doi.org/10.1007/978-3-662-55827-0>
- 51 *Krieger H.* (2019). *Praktischer Strahlenschutz gegen ionisierende Strahlungen*. In *Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes* (pp. 591-623). Springer Spektrum, Berlin, Heidelberg.

- 52 *Lança L, Silva A.* (2009). Digital radiography detectors – A technical overview: Part 2. Radiography, 15(2), 134-138.
- 53 *Laubenberger T, Laubenberger J.* (1999). Technik der medizinischen Radiologie: Diagnostik, Strahlentherapie, Strahlenschutz. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag
- 54 *Launders JH, Cowen AR, Bury RF, Hawkrigde P.* (2001). Towards image quality, beam energy and effective dose optimisation in digital thoracic radiography. Eur Radiol. 11:870-875
- 55 *Li J, Udayasankar UK, Toth TL, Seamans J, Small WC, Kalra MK.* (2007). Automatic patient centering for MDCT: effect on radiation dose. American journal of roentgenology, 188(2), 547-552
- 56 *Lindell B.* (2004). Geschichte der Strahlenforschung, Teil 1: Die Zeit vor dem zweiten Weltkrieg. Aschenbeck & Isensee, Oldenburg
- 57 *Maiwald B, Lobsien D, Kahn T, Stumpp P.* (2011). Vergleich von 64-Zeilen-MSCCT und 3 Tesla-MRT mit Diffusionswichtung bei der Diagnostik des hepatozellulären Karzinoms. In RöFo-Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren (Vol. 183, No. S 01, p. VO224\_6).
- 58 *McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler JMJr.* (2006). CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. Radiographics: a review publication of the Radiological Society of North America. 26: 503-512
- 59 *Mehta D, Thompson R, Morton T, Dhanantwari A, Shefer E.* (2013). Iterative model reconstruction: simultaneously lowered computed tomography radiation dose and improved image quality. Med Phys Int 2:147-155
- 60 *Meyer M, Haubenreisser H, Raupach R, Schmidt B, Lietzmann F, Leidecker C, Allmendinger T, Flohr T, Schad LR, Schoenberg SO, Henzler T.* (2015). Initial results of a new generation dual source CT system using only an in-plane comb filter for ultra-high resolution temporal bone imaging. Eur. Radiol. 25, 178-185.
- 61 *Mohrs OK, Pettersen SE, Schulze T.* (2010). High-resolution 3D unenhanced ECG-gated respiratory-navigates MR angiographie of renal arteries: comparison with contrast-enhanced MR angiographie. Am J Roentgenol. 195.6: 1423-1428

- 62 *Nagel HD.* (1989). Comparison of performance characteristics of conventional and K-edge filters in general diagnostic radiology. *Physics in Medicine & Biology*, 34(9), 1269
- 63 *Nagel HD, Vogel H.* (2010). Leitfaden zur Bewertung und Optimierung der Strahlenexposition bei CT-Untersuchungen. 3. Auflage
- 64 *Piede D.* (2015). Dosisreduktion: CT-Untersuchungen „fast ohne“ Dosis. *Radiopraxis*, 8(01), 19-28.
- 65 *Pötter-Lang S, Dünkelmeyer M, Uffmann M.* (2012). Dosisreduktion und adäquate Bildqualität in der digitalen Radiographie: ein Widerspruch?. *Radiologe* 52, 898-904. <https://doi.org/10.1007/s00117-012-2337-9>
- 66 *Prokop M.* (2003) Multislice CT: technical principles and future trends. *Eur Radiol* 13(Suppl 5):M3-M13
- 67 *Pschyrembel W.* (2004). *Pschyrembel Klinisches Wörterbuch*. 260. Auflage. Berlin:Walter de Gruyter
- 68 *Rat der Europäischen Union.* (2013). Richtlinie 2013/59/Euratom des Rates vom 5. Dezember 2013 zur Festlegung grundlegender Sicherheitsnormen für den Schutz vor den Gefahren einer Exposition gegenüber ionisierender Strahlung und zur Aufhebung der Richtlinien 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom und 2003/122/Euratom.
- 69 *Rattan AS, Cohen MD.* (2013). Removal of comfort pads underneath babies. a method of reducing Radiation exposure to neonates *Acad Radiol*. 20:1297-1300
- 70 *Redlich U, Hoeschen C, Doehring W.* (2005). Assessment and optimisation of the image quality of chest-radiography systems. *Radiat Prot Dosimetry*. 114:264-268
- 71 *Regano LJ, Sutton RA.* (1992). Radiation dose reduction in diagnostic X-ray procedures. *Med. Biol.* 37 1773
- 72 *Reske SU, Braunschweig R, Reske AW et al.* (2018). Polytrauma-Ganzkörper-CT: Klinisch adaptierter Einsatz unterschiedlich gewichteter CT-Untersuchungsprotokolle. *Fortschr Röntgenstr.* 190: 1141-1151

- 73 *Rimpler A, Veit R, Nosske D et al.* (2010). Radiation hygiene in medical X-ray imaging, part 1: physical and technical basics. *Radiologe*. 50: 809-820
- 74 *Roller F, Litzlbauer HD, Krombach GA et al.* (2013). Split-Bolus-Technik in der Computertomografie polytraumatisierter Patienten: Kontrastierung und diagnostische Sicherheit. *Fortschr Röntgenstr.* 185: VO315\_3. doi:10.1055/s-0033-1346440
- 75 *Roth J.* (2006). *Strahlenschutz – Sinn und Unsinn*. Basel, Schweiz: Universitäts-spital; 10.
- 76 *Ruppert S.* (2011). *Dosisreduktion durch Modifikation der Belichtungsparameter bei digitalen Thoraxaufnahmen im Kindesalter*. VVB Laufersweiler
- 77 *Rühm SG, Debatin JF.* (1999). Contrast-enhanced 3D MR-angiography of the thorax, abdomen and lower extremities. *Radiologe*. 39:100-109
- 78 *Schaefer-Prokop CM, Prokop M.* (1996). Digital radiography of the thorax - the selenium detector compared to other imaging systems. *Kontraste* 09: 14-23
- 79 *Schaefer-Prokop CM.* (1997). *Digital Radiography of the Thorax - A system comparison, taking into account dose requirements and diagnostic performance in comparison to conventional film-screen radiography [Habilschr med.]*. Hannover: Medical College
- 80 *Schegeherer A, Loose R, Heuser LJ, Brix G.* (2019). Diagnostic reference levels for diagnostic and interventional X-ray procedures in Germany: update and handling. In *RöFo-Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren* (Vol. 191, No. 08, pp. 739-751). © Georg Thieme Verlag KG.
- 81 *Schindera ST, Nelson RC, Toth TL, Nguyen GT, Toncheva GI, DeLong DM, Yoshizumi TT.* (2008). Effect of patient size on radiation dose for abdominal MDCT with automatic tube current modulation: phantom study. *American Journal of Roentgenology*. 190(2), W100-W105.
- 82 *Schindera ST, Odedra D, Raza SA et al.* (2013). Iterative reconstruction algorithm for CT: can radiation dose be decreased while lowcontrast detectability is preserved? *Radiology*. 269: 511-518
- 83 *Schmidt T, Freyschmidt J (Eds.)*. (2013). *Handbuch diagnostische Radiologie: Strahlenphysik, Strahlenbiologie, Strahlenschutz*. Springer-Verlag.

- 84 *Schröder UG, Schröder BS.* (2015). Strahlenschutzkurs für Mediziner. 3. unveränderte Auflage. Georg Thieme Verlag. Stuttgart, New York
- 85 *Seuri R, Rehani MM, Kortensniemi M.* (2013). How tracking radiologic procedures and dose helps: experience from Finland. *Am J Roentgenol.* 200: 771-775
- 86 *Seyal AR, Arslanoglu A, Abboud SF, Sahin A, Horowitz JM, Yaghmai V.* (2015). CT of the Abdomen with Reduced Tube Voltage in Adults: A Practical Approach. *Radiographics* 35, 1922-1939. <https://doi.org/10.1148/rg.2015150048>
- 87 *Smans K, Struelens L, Smet M et al.* (2010). Cu filtration for dose reduction in neonatal chest imaging. *Radiat Prot Dosim.* 139:281-286
- 88 *Smet MH, Breyssem L, Mussen E et al.* (2018). Visual grading analysis of digital neonatal chest phantom X-ray images: impact of detector type, dose and image processing on image quality. *Eur Radiol.* 28:2951-2959
- 89 *Spahn M, Heer V, Freytag R.* (2003). Flat-panel detectors in X-ray systems. *Radiologie.* 43:340-350
- 90 *Speer CP.* (1999). Lung diseases of the neonatal. In: Harnack GA, Koletzko B (ed) *Kinderheilkunde (Pediatrics)*. 11th edn. Springer Verlag, Berlin, pp 78-86
- 91 *Stenzel M, Mentzel HJ.* (2011). Digitale Thorax-Radiographie in der Neonatologie - Dose optimization using a neonatal phantom. *Monatsschr Kinderheilkd.* 159(Suppl 3):230-240
- 92 *Steidle G.* (2004). Two-dimensional parallel acquisition technique in 3D MR colonography. *Fortschr Röntgenstr.* 176(08)
- 93 *Stolzmann P, Alkadhi H.* (2011). Strategien zur Strahlendosisreduktion. In *Wie funktioniert CT?* pp. 201-208. Springer, Berlin, Heidelberg.
- 94 *Stöckelhuber BM.* (2010). Faktoren und Maßnahmen zur Dosisreduzierung in der Kinderradiologie. *Fortschr Röntgenstr.* 182: 28
- 95 *Veit R, Guggenberger R, Nosske D, Brix G.* (2010). Diagnostic reference levels for X-ray examinations: update 2010. *Radiologie.* 50(10):907-912.
- 96 *Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung - RöV)* vom 8. Januar 1987 (BGBl. I Nr. 18 S. 114) in der Fassung der Bekanntmachung vom 30. April 2003 (BGBl. I Nr. 17 S. 604), die zuletzt durch

Artikel 6 der Verordnung vom 11. Dezember 2014 (BGBl. I Nr. 58 S. 2010) geändert worden ist.

- 97 *Verordnung zur weiteren Modernisierung des Strahlenschutzrechts (Strahlenschutzverordnung – StrlSchV)*, veröffentlicht im BGBl. I Nr. 41 vom 05.12.2018, S. 2034-2208
- 98 *Vogl TJ, Reith W, Rummeny EJ (Hrsg.). (2010). Diagnostische und Interventionelle Radiologie. Springer-Verlag GmbH. Berlin, Heidelberg*
- 99 *WHO. (2000). Obesity. Preventing and managing a global epidemic. Report of a WHO Consultation. WHO Technical Report Series. Geneva: WHO. 894*
- 100 *Wiltz HJ, Petersen U, Axelsson B. (2005). Reduction of absorbed dose in storage phosphor urography by significant lowering of tube voltage and adjustment of image display parameters. Acta Radiol 46:391-395*
- 101 *Winklehner A, Gordic S, Lauk E, Frauenfelder T, Leschka S, Alkadhi H, Husarik DB. (2015). Automated attenuation-based tube voltage selection for body CTA: Performance evaluation of 192-slice dual-source CT. Eur. Radiol. 25, 2346-2353.*
- 102 *Wu Q, Wang Y, Kai H et al. (2016). Application of 80-kVp tube voltage, low-concentration contrast agent and iterative reconstruction in coronary CT angiography: evaluation of image quality and radiation dose. Int J Clin Pract. 70 (Suppl. 9): B50-B55. doi: 10.1111/ijcp.12852*
- 103 *Zhang J, He B, Wang YL et al. (2014). Application of 270 mgI/mL Iodinated Contrast Media in Dual-Source Computed Tomography Coronary Artery Imaging. Acta Cardiol Sin. 30: 538-54*
- 104 *Zilles K, Tillmann BN (Hrsg.). (2011). Einführung in die Anatomie und bildgebende Verfahren. In: Anatomie. Springer-Verlag GmbH Deutschland. Berlin, Heidelberg*

## Publikationsverzeichnis

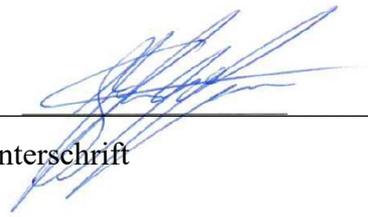
- 2020 Schäfer SB, Krombach GA. (2020). 'Modification of chest radiography exposure parameters using a neonatal chest phantom': reply to Schneider. *Pediatric Radiology*, 50(12), 1792-1793.
- 2019 Schäfer SB, Pabst S, Fiebich M, Rudolph C, de Laffolie J, Krombach GA. (2019). Modification of chest radiography exposure parameters using a neonatal chest phantom; *Pediatr Radiol*. doi:10.1007/s00247-019-04522-1
- 2019 Schäfer SB, Pabst S, Fiebich M, Rudolph C, de Laffolie J, Krombach GA. (2019). Modifikation der Expositionsparameter an einem Neugeborenen-Thoraxphantom. *DGMP – Tagungsband* S. 334-335
- 2019 Stefan B. Schäfer, Claudia Rudolph, Martin Kolodziej, Frank Mauermann, Fritz Christian Roller, Gabriele Anja Krombach. (2019). Optimization of Whole-Body CT Examinations of Polytrauma Patients in Comparison with the Current Diagnostic Reference Levels. *Fortschr Röntgenstr*. doi: 10.1055 /a-0881-3113
- 2019 S. Schäfer, C. Rudolph, M. Kolodziej, F. Mauermann, F. Roller, G. A. Krombach (2019). Vergleich der Dosiswerte an einem Polytrauma-Ganzkörper-CT mit den alten und neuen diagnostischen Referenzwerten. *DGMP – Tagungsband* S. 337
- 2014 Schäfer S, Alexandre-Lafont E, Schmidt T, Gizewski ER, Fiebich M, Krombach GA. (2014). Dose Management for X-Ray and CT: Systematic Comparison of Exposition Values from Two Institutes to Diagnostic Reference Levels and Use of Results for Optimisation of Exposition. *Fortschr Röntgenstr*. 186(8):785-94. doi: 10.1055/s-0033-1356425.

## Ehrenwörtliche Erklärung

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

Gießen 12.05.2022

Ort, Datum

  
Unterschrift

## **Danksagung**

Zunächst möchte ich mich bei Frau Professor Dr. med. Gabriele A. Krombach für die Überlassung des interessanten Themas und die persönliche, tatkräftige und fachlich kompetente Beratung und Betreuung bedanken.

Mein besonderer Dank gilt

... meinen Eltern, die immer für mich da sind, bedingungslos unterstützen und fördern und mir so meinen beruflichen und persönlichen Werdegang ermöglicht haben.

Für ihre Liebe, Ermutigungen, Geduld und unendlich viel mehr.

... meinen Geschwistern, die mich jederzeit unterstützen und mir mit Rat und Tat zur Seite stehen.

... meiner Frau für ihre Unterstützung und ihr Verständnis, ihre Zusprüche und das Vertrauen in mich.

... meinen beiden Töchtern, die mich jeden Tag zum Strahlen bringen und mich aufs Neue motivieren mein Bestes zu geben.