

**Reduktion der Strahlenexposition bei  
CT-Untersuchungen von Kindern**

**Inauguraldissertation**

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

vorgelegt von

**Michael Kimmeyer**

aus Malsch

Gießen 2020

Aus der  
Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie und Kinderradiologie,  
unter der Leitung von  
Univ.-Prof. Dr. med. Gabriele A. Krombach,  
des Fachbereichs Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen

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

Gutachter: Prof. Dr. med. Georg Bachmann

Tag der Disputation: 20.08.2020

Meiner Familie

# Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis .....	I
1. Einleitung .....	1
1.1 Besonderheiten der Kinderradiologie .....	3
1.2 Technische Entwicklungen in der CT .....	4
1.2.1 Bildakquisition .....	4
1.2.2 Bildrekonstruktion .....	6
1.2.3 Standard Operating Procedures (SOP) .....	8
1.3 Strahlenexposition in der Radiologie .....	9
1.3.1 Strahlenexposition aktuell .....	9
1.3.2 Strahlenschutz in der CT .....	10
1.3.3 Dosimetrie in der CT .....	11
1.3.4 Risiko versus Nutzen einer CT-Untersuchung .....	12
1.4 Ziel der Arbeit .....	15
2. Material und Methoden .....	16
2.1 Stichprobe .....	16
2.1.1 Datenerhebung und -bearbeitung .....	16
2.1.2 Beschreibung der Stichprobe .....	17
2.1.3 Selektion .....	18
2.1.4 Gruppenbildungen .....	18
2.2 CT-Geräte .....	19
2.3 Untersuchungsprotokolle .....	20
2.4 Strahlendosis .....	21
2.5 Analyse der Bildqualität .....	21
2.6 Statistische Analyse .....	26
3. Ergebnisse .....	27
3.1 Studienkollektiv .....	27
3.1.1 Deskriptive Statistik der Kollektive .....	27
3.1.2 Indikationsstellungen .....	27
3.1.3 Technische Parameter .....	28
3.2 Gewichtsgruppen .....	30
3.2.1 Gewichtsgruppenverteilung Studienkollektiv .....	30
3.2.2 Gewichtsgruppen CT-Thorax nativ .....	30
3.2.3 Gewichtsgruppen CT-Thorax mit KM .....	31

3.3	Altersgruppen .....	32
3.3.1	Altersgruppenverteilung Studienkollektiv .....	32
3.3.2	Altersgruppen CT-Thorax nativ .....	32
3.3.3	Altersgruppen CT-Thorax mit KM.....	34
3.4	Strahlendosis.....	35
3.4.1	Diagnostische Referenzwerte (DRW) .....	35
3.4.2	Strahlendosis Studienkollektiv.....	35
3.4.3	Strahlendosis CT-Thorax nativ.....	36
3.4.4	Strahlendosis CT-Thorax mit KM .....	41
3.5	Kontrastmittel.....	46
3.6	Bildqualität .....	48
3.6.1	Bildqualität CT Thorax nativ .....	48
3.6.2	Bildqualität CT-Thorax mit KM .....	51
4.	Diskussion .....	54
4.1	Diskussion der Methodik .....	54
4.1.1	Studienkollektiv .....	54
4.1.2	Gruppeneinteilung .....	55
4.1.3	Strahlendosis.....	56
4.1.4	Messung der Bildqualität.....	57
4.2	Diskussion der Ergebnisse .....	59
4.2.1	Studienkollektiv .....	59
4.2.2	Strahlendosis und Bildqualität.....	59
4.2.3	Kontrastmittel .....	62
4.2.4	Einfluss technischer Parameter auf Strahlendosis und Bildqualität .....	63
4.3	Schlussfolgerung und Ausblick.....	67
5.	Zusammenfassung .....	69
6.	Summary .....	70
	Tabellenverzeichnis .....	71
	Abbildungsverzeichnis .....	72
	Literaturverzeichnis.....	73
	Eigene Publikationen .....	81
	Ehrenwörtliche Erklärung.....	83
	Danksagung.....	84

## Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
AML	Akute myeloische Leukämie
BfS	Bundeszentrale für Strahlenschutz
BKRG	Bundeskrebsregisterdatengesetz
BMUB	Bundesministerium für Umweltschutz, Strahlenschutz und Reaktorsicherheit
bzw.	beziehungsweise
cm	Zentimeter
CNR	contrast-to-noise-ratio
CT	Computertomografie
CTDI <sub>vol</sub>	Computertomografie-Volumen-Dosisindex
DECT	Dual-Energy-Computertomografie
DKKR	Deutsche Kinderkrebsregister
DLP	Dosislängenprodukt
DLBCL	Diffuse large B-cell lymphoma
DNS	Desoxyribonukleinsäure
DRW	Diagnostische Dosisreferenzwerte
DSCT	Dual-Source-Computertomografie
et al.	et alii/aliae/alia
GE	General Electric
HE	Hounsfield-Einheit
Hrsg.	Herausgeber
KF	Knochenfenster
kg	Kilogramm
KG	Körpergewicht
KIS	Klinisches Informationssystem
KM	Kontrastmittel
kV	Kilovolt
kW	Kilowatt
LF	Lungenfenster
mA	Milliampere
mAs	Milliamperesekunden
MDCT	Multidetektor-Computertomografie
mGy	Milligray
ml	Milliliter
mm	Millimeter
MPR	Multiplanare Rekonstruktion
MRT	Magnetresonanztomografie
MSCT	Multislice-Computertomografie

mSv	Millisievert
MTRA	Medizinisch-Technische/r Assistent/in
MW	Arithmetischer Mittelwert
PACS	Picture Archiving and Communication System
RIS	Radiologisches Informationssystem
ROI	Region of interest
s	Sekunde
SD	Standardabweichung
SNR	Signal-to-noise-ratio
SOP	Standard Operating Procedures
SSK	Strahlenschutzkommission
StrlSchV	Strahlenschutzverordnung
Tab.	Tabelle
Vgl.	Vergleich
WF	Weichteilfenster
WL	Window level
WW	Window width
ZfKD	Zentrum für Krebsregisterdaten
%	Prozent

## 1. Einleitung

Die Computertomografie (CT) hat in den letzten Jahren in der Kinderradiologie zunehmend an Bedeutung gewonnen. Mittels einer CT-Untersuchung kann der menschliche Körper in Schichtbildern dargestellt werden. Bei richtiger Untersuchungsdurchführung weisen diese eine hohe Bildqualität sowie eine starke diagnostische Aussagekraft auf. Durch technische Optimierungen hat sich die CT zu einem wichtigen Bestandteil in der Routinediagnostik von Kindern entwickelt.

Die Sonografie ist in der kinderradiologischen Diagnostik für viele klinische Fragestellungen die Methode der Wahl dar. Da jedoch luftgefüllte Organe sowie Organe mit einer höheren Dichte (Knochen) nicht ausreichend gut abgebildet werden können, müssen mitunter diagnostische Alternativen (konventionelles Röntgen, CT) gewählt werden.

Die CT-Indikationen in der Kinderradiologie sind vielseitig, da das Patientenspektrum vom Neugeborenen bis zum ausgewachsenen Menschen reicht. In diesem Rahmen lassen sich die CT-Indikationen nicht vollständig abbilden. Einige typische CT-Indikationen sollten Erwähnung finden. In der Akutdiagnostik im Schockraum gilt die CT bei Mehrfachverletzungen (Ganzkörper-CT-Untersuchung) sowie bei Schädel-Hirn-Traumen (Schädel-CT-Untersuchung) als bildgebende Methode der Wahl. Zudem kann sie zur Darstellung komplizierter Frakturen indiziert sein. Mittels einer CT-Untersuchung des Thorax lassen sich beispielsweise Fehlbildungen oder Infektionen des Lungenparenchyms sowie angeborene Fehlbildungen der großen Gefäße nachweisen. Neben diesen diagnostischen Anwendungen können auch bei Kindern Interventionen CT-gesteuert durchgeführt werden.

Die CT basiert auf der Verwendung von ionisierender Strahlung. Die Höhe der Strahlenexposition kann vor der Untersuchung abgeschätzt werden. Sie ist bei der Planung und Durchführung einer CT-Untersuchung zu beachten. Der Verwendung von dosiseffizienten bildgebenden Anwendungen wird in der Kinderradiologie eine hohe Bedeutung zugeschrieben, da das kindliche Gewebe mit einer hohen Mitoserate strahlensensibler ist als das eines Erwachsenen (Alzen and Benz-Bohm, 2011a). Bei einer hohen Strahlenexposition, insbesondere in der Kindheit, ist die Auftretenswahrscheinlichkeit von durch Röntgenstrahlung verursachten Spätfolgen wie beispielweise die Entstehung von malignen Erkrankungen erhöht (Mathews et al., 2013, Pearce et al., 2012).

Die Anwendung von ionisierender Strahlung soll nur bei diagnostischer Notwendigkeit erfolgen. Durch die Strahlenschutzkommission (SSK) wurde eine Orientierungshilfe für bildgebende Verfahren verabschiedet, worin dem Untersucher für die jeweilige klinische Fragestellung das ideale radiologische Verfahren empfohlen wird (Strahlenschutzkommission, 2006a). Es sollen bevorzugt bildgebende Verfahren durchgeführt werden, die nicht auf der Verwendung von Röntgenstrahlung basieren. Bei bestimmten medizinischen Fragestellungen kann jedoch die CT-Bildgebung die Methode der ersten Wahl sein. Im Sinne des Strahlenschutzes darf eine CT-Untersuchung nach dem Stellen einer rechtfertigenden Indikation durchgeführt werden. Bei Gewährleistung einer diagnostischen Bildqualität ist stets darauf zu achten, dass das Kind einer möglichst niedrigen Strahlenexposition ausgesetzt wird.

Die technischen Entwicklungen in der CT sind rasant. Neue Technologien ermöglichen eine sehr schnelle Bildakquisition sowie eine präzise Darstellung des untersuchten Körpers. Moderne Dual-Source-CT-Geräte zeigten in ersten klinischen Studien die Einsparung von Strahlendosis, kürzere Untersuchungszeiten, reduzierte Kontrastmittelmengen sowie optimierte Bildrekonstruktionstechnologien (Meyer et al., 2015, Newell et al., 2015, Gordic et al., 2014).

Die technischen Entwicklungen in der CT erscheinen vielversprechend und machen die CT zu einer sehr bedeutsamen diagnostischen Alternative in der kinderradiologischen Diagnostik. Dadurch ergeben sich neue Fragestellungen: Wie stellen sich diese Entwicklungen bei CT-Untersuchungen von Kindern in der klinischen Routine dar? Kann durch die Verwendung neuer CT-Geräte tatsächlich Strahlendosis eingespart werden? Welche Folgen hat die Einsparung von Strahlendosis auf die Bildqualität der CT-Untersuchungen von Kindern? Darüber hinaus ist in diesem Zusammenhang der Einfluss der technischen Parameter auf die Strahlendosis sowie die Bildqualität als wesentlicher Aspekt zu diskutieren. Zudem stellt sich die Frage, wie sich Risiko und Nutzen einer CT-Untersuchung zueinander verhalten. In der vorliegenden Studie wurde diesen Fragen nachgegangen.

Durch den Stellenwert des Strahlenschutzes in der Kinderradiologie sowie den individuellen Nutzen einer geringen Strahlenexposition soll mit der vorliegenden Studie ein medizinisch relevanter Beitrag geleistet werden.

## 1.1 Besonderheiten der Kinderradiologie

Die Kinderradiologie stellt innerhalb der Radiologie eine Schwerpunktkompetenz dar, welche von Fachärztinnen und Fachärzten der Radiologie im Rahmen einer Weiterbildung von zwei Jahren erlangt werden kann. Diese Schwerpunktkompetenz wurde aufgrund der Herausforderungen in der Durchführung und Befundung von Kinderuntersuchungen eingeführt.

Bei Kindern sind im Vergleich zu Erwachsenen altersbezogene physische und psychische Unterschiede zu berücksichtigen. Kinder haben unterschiedliche Körperproportionen, da sie ein geringeres Volumen bei relativ höherer Körperoberfläche haben. Dadurch, dass sich der Körper des Kindes im Wachstum befindet, ist das kindliche Gewebe empfindlicher gegenüber Noxen. Zudem kommen manche Krankheiten und Infektionen nur in bestimmten Altersgruppen vor. Die Kenntnisse hierüber sowie über Normvarianten und altersentsprechende Befunde des Körpers, insbesondere des Skeletts sind obligat. Die Wahl der richtigen radiologischen Methode ist von großer Bedeutung, damit die noch sehr kleinen Strukturen bei Neugeborenen und Säuglingen dargestellt werden können (Sitzmann and Bartmann, 2002).

Bei einer CT-Untersuchung ist die Mitarbeit des Patienten sehr wichtig. Durch Bewegungen des Patienten können Bewegungsartefakte entstehen, die die diagnostische Aussagekraft der Bilder einschränken. Aufgrund des natürlichen Bewegungsdrangs von Kindern sowie der physiologisch hohen Herz- und Atemfrequenz, ist bei CT-Untersuchungen von Kindern die Gefahr für Bewegungsartefakte erhöht. Es muss daher besonders darauf geachtet werden, dass der Patient möglichst ruhig und ohne Körperbewegungen auf dem Untersuchungstisch liegt. Die zyklisch stattfindenden Atemexkursionen können phasenweise reduziert werden, indem der Patient während der Untersuchung seinen Thorax durch Atemhalten in Atemruhelage hält. Kinder im Säuglings- oder Kleinkindalter sind jedoch kognitiv noch nicht in der Lage die Atemhaltekommandos umzusetzen, so dass die Applikation von Anxiolytika oder Sedativa notwendig sein kann. Bestehen weitere Einschränkungen wie Dyspnoe oder Tachypnoe ist das Atemhalten mit hohen Anstrengungen verbunden. Mittlerweile kann bei CT-Untersuchungen von Kindern zumeist auf eine Narkose verzichtet werden, da moderne CT-Geräte den Thorax eines Kindes in weniger als einer Sekunde vollständig untersuchen können. Durch die hohe Untersuchungsgeschwindigkeit ist das Risiko für Bewegungsartefakte relativ gering (Hagelstein et al., 2016, Lell et al., 2011).

## 1.2 Technische Entwicklungen in der CT

### 1.2.1 Bildakquisition

Eine CT-Einheit setzt sich aus mehreren Komponenten (Gantry, Patientenlagerungstisch, Steuer- und Bildrechner) zusammen. In der ringförmigen Einheit (Gantry) befinden sich das Röntgenröhren- und Detektorsystem. Die Röntgenröhre rotiert um den menschlichen Körper. Ein Blendensystem (Kollimatoren) erzeugt einen schmalen, fächerförmigen Strahl. Durch einen entsprechend gewählten Öffnungswinkel wird der untersuchte Körperabschnitt vollständig erfasst. Die Breite des Röntgenstrahls entspricht der gewünschten Schichtdicke. Die von der Röntgenröhre ausgehende Strahlung wird beim Durchdringen des Körpers abgeschwächt. Die Intensitätsabschwächung wird von den Detektoren auf der entgegengesetzten Seite erfasst und in elektrische Signale umgewandelt (Bücheler and Götsche, 2006).

Bei der sequenziellen Einzelstrahltechnik werden einzelne Schichten des Körpers aufgenommen. Die Röntgenröhre umkreist den zu untersuchenden Körperabschnitt in einer Ebene, sodass axiale Schnittbilder entstehen. Nach einer vollständigen Rotation ist die Röntgenröhre wieder in der Startposition. Anschließend wird der Untersuchungstisch vorgeschoben. Der Tischvorschub erfolgt daher diskontinuierlich (Reiser et al., 2017). Je größer die gewählte Schichtdicke, desto ausgeprägter sind die Partialvolumeneffekte. Partialvolumeneffekte sind Bildartefakte in der CT. Sie entstehen beispielsweise, wenn ein Objekt kleiner als die gewählte Schichtdicke ist oder nur teilweise in einer Schicht abgebildet wird. Ist ein Objekt mit höherer Dichte (Knochen) innerhalb einer Schicht von Weichteilgewebe mit niedrigerer Dichte umgeben, resultiert durch die Mittelung des Dichtewertes innerhalb dieser Schicht eine niedrigere Dichte und der Knochenanteil wird nicht dargestellt. Durch eine Verringerung der Schichtdicke können Partialvolumeneffekte verringert werden. Im Gegenzug steigt mit der Verringerung der Schichtdicke das Bildrauschen sowie die Dosis.

Bei moderneren Spiral-CT-Geräten wird der auf dem Untersuchungstisch liegende Patient kontinuierlich mit einer definierten Geschwindigkeit entlang der Körperlängsachse (z-Richtung) bei fortlaufender Strahlung und Rotation der Röntgenröhre geschoben. Es entsteht ein spiralförmiger Volumendatensatz. Zudem ist durch die lückenlose Erfassung des Körpers eine dreidimensionale Rekonstruktion möglich. Durch die Anwendung überlappender Schichten werden Partialvolumeneffekte reduziert. Ein weiterer Vorteil von Spiral-CT-Geräten besteht darin, dass sehr kurze Untersuchungszeiten möglich sind. Die Untersuchungszeit berechnet sich aus dem Tischvorschub, der Rotationszeit der

Röntgenröhre sowie der Länge des zu untersuchenden Körperabschnitts. Durch eine Erhöhung des kontinuierlichen Tischvorschubs kann die Aufnahmezeit erheblich verringert werden. So sind vollständige CT-Untersuchungen des Thorax während einer Atemhaltephase durchführbar. Eine noch schnellere Untersuchungszeit ermöglicht die Verwendung von mehreren parallel angeordnete Detektorzeilen (MDCT). Bei einer Röntgenröhrenposition werden mehrere Schichtbilder entsprechend der Anzahl der Detektorzeilen simultan aufgenommen. Neben der erheblich verkürzten Bildakquisition kann die Röntgenstrahlung effektiver genutzt und die Strahlenbelastung für den Patienten reduziert werden. Vorteil dieser Technologie ist, dass im Vergleich zu Einzelschicht-CT-Geräten in einer sehr kurzen Untersuchungszeit mit dünneren Schichten größere Untersuchungsvolumina dargestellt werden können (Reiser et al., 2017).

Die Dual-Source-Technologie (DSCT, Dual-Source-CT) ist eine moderne Aufnahmemethode in der CT. Bei diesem Verfahren rotieren zwei Röhren-Detektor-Einheiten simultan um den menschlichen Körper. Die Anordnung der Röntgenröhren kann unterschiedlich sein. Es gibt verschiedene Bauweisen, bei denen die zwei Röntgenröhren in einem 90-Grad-Winkel zueinander versetzt um den Patienten rotieren (Siemens Healthcare). Durch die Verwendung von zwei Röntgenröhren können die CT-Untersuchungen wesentlich schneller durchgeführt werden. Neben der höheren zeitlichen Auflösung können dadurch sowohl Strahlendosis als auch Kontrastmittelmengen eingespart werden (Bischoff et al., 2009).

Eine weitere technische Innovation ist die Dual-Energy-Technologie (DECT, Dual-Energy-CT). Innerhalb einer CT-Untersuchung werden zwei Datensätze mit unterschiedlichen Energieniveaus, einem niedrigerenergetischen und einem hochenergetischen Strahlenspektrum, gewonnen. Die Aufnahmemethode erfolgt je nach Hersteller etwas unterschiedlich. Beispielweise wird an den zwei rotierenden Röntgenröhren eine unterschiedliche Spannung angelegt, wodurch zwei verschiedene Energiespektren erzeugt werden (Siemens Healthcare). Bei anderen CT-Geräten können an einer Röntgenröhre zwei unterschiedliche Energiespektren generiert werden (GE Healthcare). Im Gegensatz zu diesen beiden Methoden können auch auf Detektorebene Dual-Energy-Daten entwickelt werden (Dual-Layer-Spectral-CT, Philips Healthcare). Bei diesen CT-Geräten absorbieren zwei Filter in den Detektorzeilen spezifische Strahlenspektren (Rassouli et al., 2017). Ein Vorteil der DECT-Technologie liegt darin, dass unterschiedliche Gewebe besser voneinander differenziert werden können, wodurch die Bildqualität steigt (McCollough et al., 2015).

## 1.2.2 Bildrekonstruktion

Die Detektoren erfassen für jede Position der Röntgenröhre die durch Absorption und Streustrahlung abgeschwächte Röntgenstrahlung. Die gemessenen elektrischen Signale werden erfasst und über verschiedene Rekonstruktionsalgorithmen (z.B. gefaltete Rückprojektion) digital zu Bildern verarbeitet.

Jedes auf dem Schichtbild abgebildete Element (Pixel: englisches Kunstwort aus „picture“ und „element“) repräsentiert ein dreidimensionales Bildelement (Voxel: englisches Kunstwort aus „volume“ und „element“). Das Voxel lässt sich als Produkt aus Pixel und Schichtdicke ermitteln. Für jedes Voxel wird aus der Schwächungsintensität die Hounsfield-Einheit (HE) berechnet. Die Schwächung hängt vom Material und von der Dicke des Materials ab. Der lineare Schwächungskoeffizient ist für jedes Material und für jede Energie unterschiedlich. Um einen Wert unabhängig von der Strahlungsenergie zu erhalten, muss der relative Schwächungskoeffizient ermittelt werden (HE-Wert). Dieser dimensionslose Wert wird in Grauwerte kodiert. Er steht exemplarisch für die Dichte des durchleuchteten Gewebes. Die Referenzsubstanzen sind Wasser mit dem Wert 0 HE sowie Luft mit dem Wert -1000 HE. Das Gewebe mit einer höheren Dichte erscheint heller (hyperdens), das Gewebe geringerer Dichte als Wasser wird hingegen im CT-Bild dunkler dargestellt (hypodens). Tabelle 1 zeigt einige typische HE-Werte.

Gewebe	Hounsfield-Einheit
Lunge	-500 HE
Fett	-100-0 HE
Wasser	0 HE
Leber (nativ)	40-60 HE
Frische Blutung	70-90 HE
Leber (nach KM-Gabe)	ca. 150 HE
Spongiosa	300 HE
Kompakta	> 1000 HE

Tab. 1: HE-Werte

Das menschliche Auge kann etwa 60-80 Graustufen differenzieren. Damit Strukturen mit ähnlicher Dichte besser voneinander differenziert werden können, wird bei der CT-Befundung die Fenstertechnik verwendet. Aus dem ursprünglichen CT-Datensatz wird ein bestimmter Graubereich mit einer Bezugsgröße definiert. Es wird eine Fenstermitte (WL,

window level) sowie eine Fensterbreite (WW, window width) definiert. Alle HE-Werte unterhalb des gewählten Graubereichs werden einheitlich schwarz dargestellt. Die HE-Werte oberhalb des Bereichs erscheinen weiß.

Für die Befundung einer CT-Thorax-Untersuchung sind im Wesentlichen das Lungen-, das Weichteil- sowie das Knochenfenster von Relevanz (Tab. 2).

<b>Fenster</b>	<b>Fenstermitte (WL)</b>	<b>Fensterbreite (WW)</b>
<b>Lungenfenster (LF)</b>	-400	1500
<b>Weichteilfenster (WF)</b>	45	440
<b>Knochenfenster (KF)</b>	500	2000

Tab. 2: Fensterung CT

Bei der Spiral-CT wird durch die kontinuierliche Untersuchungsdurchführung ein Volumendatensatz erstellt. Durch diverse Rekonstruktionsalgorithmen können aus dem Volumendatensatz transversale Schichtbilder unterschiedlicher Dicke rekonstruiert werden. Ein Vorteil dieser Entwicklung liegt darin, dass durch die kontinuierliche Untersuchung des Körpers Partialvolumeneffekte reduziert werden können. Auch bei der axialen Einzelschicht-CT kann der Partialvolumeneffekt durch die Wahl dünnerer Schichten reduziert werden, was jedoch mit einer höheren Strahlendosis verbunden ist. Die Schichten können aus dem Rohdatensatz in beliebiger Schichtdicke rekonstruiert werden. Die Multiplanare Rekonstruktion (MPR) erlaubt die Erstellung beliebiger Ebenen. Es können koronare, sagittale oder irreguläre Sichtebenen rekonstruiert werden. Zudem ermöglicht die Spiral-CT eine dreidimensionale Rekonstruktion des durchleuchteten Körpers (Reiser et al., 2017).

### 1.2.3 Standard Operating Procedures (SOP)

Für den klinischen Alltag wurden von der Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie diverse Arbeitsanweisungen (Standard Operating Procedures, SOP) ausgearbeitet. Darin sind die Abläufe von Vorgängen und deren Dokumentation innerhalb der Abteilung beschrieben, welche ein standardisiertes Vorgehen regeln und für das technische und ärztliche Personal verbindlich sind.

Die SOPs sind folgendermaßen gegliedert:

- Allgemeiner Arbeitsablauf
- Patientenvorbereitung
- Untersuchung (Untersuchungsprotokoll)
- Nachverarbeitung (Bildrekonstruktion)

Die CT-Untersuchungen werden in den SOPs nach untersuchter Körperregion (Thorax, Abdomen, Thorax u. Abdomen) sowie nach Organsystemen (Herz) unterteilt. Zudem gibt es Spezifizierungen, ob z.B. die Untersuchung nativ oder unter Kontrastmittelgabe erfolgt. Da je nach klinischer Fragestellung am CT-Gerät andere technische Einstellungen vorzunehmen sind, gibt es zudem diverse Untersuchungsprotokolle. Sie umfassen die wichtigsten Angaben zu Indikationen, zu speziellen Vorbereitungsmaßnahmen, zur Lagerung der Patienten, zur Verwendung von Kontrastmitteln sowie zu den Untersuchungsbereichen.

Darüber hinaus umfassen die Untersuchungsprotokolle die für die CT-Untersuchung entsprechenden technischen Einstellungen, die in der im System abgespeicherten Form verwendet werden sollen. Dennoch kann anhand der klinischen Angaben, Fragestellung, Voruntersuchung und insbesondere der aktuellen Klinik des Patienten vom zuständigen Radiologen eine Änderung der eingespeicherten Protokolle vorgenommen werden. Insbesondere bei CT-Untersuchungen von Kindern müssen Veränderungen erwogen werden, denn durch eine entsprechende Anpassung von Akquisitionsparametern können die Strahlendosis und Strahlenbelastung von Patienten beeinflusst werden.

## 1.3 Strahlenexposition in der Radiologie

### 1.3.1 Strahlenexposition aktuell

Das Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz, Bau und Reaktorsicherheit (BMUB) veröffentlicht regelmäßig Auswertungen zur Strahlenexposition der Bevölkerung in Deutschland. In dem aktuellen Jahresbericht lagen Datenauswertungen zum Jahr 2014 und 2015 vor (Hachenberger et al., 2016). Die natürliche Strahlenexposition beträgt jährlich etwa 2,1 Millisievert (mSv) pro Einwohner. Sie wird unter anderem verursacht durch die Inhalation von Radon sowie durch die kosmische Strahlung. Die nicht-natürliche, zivilisatorische Strahlenexposition wird hauptsächlich durch medizinische Anwendungen verursacht. Die mittlere effektive Dosis von medizinischen Röntgenanwendungen betrug etwa 1,6 Millisievert. Insgesamt wurden im Jahr 2014 etwa 140 Millionen medizinische Röntgenanwendungen durchgeführt. Zu den häufigsten zählten konventionelle Röntgenuntersuchungen in der Zahnmedizin, des Skeletts und des Thorax. Der Anteil der CT-Untersuchungen an der Gesamthäufigkeit von medizinischen Röntgenanwendungen lag bei neun Prozent. Der Anteil der CT-Untersuchungen an der kollektiven effektiven Dosis war wesentlich größer und betrug etwa 65 Prozent (Abb.1). Im Zeitraum von 2007 bis 2014 nahm die durch medizinische Röntgenanwendungen verursachte Pro-Kopf-Strahlendosis zu, sodass die mittlere effektive Dosis pro Einwohner von etwa 1,4 auf 1,6 Millisievert stieg. Obwohl isoliert betrachtet bei einer einzelnen CT-Untersuchung eine Strahlendosisreduktion verzeichnet wurde, stieg die Pro-Kopf-Strahlendosis, da die Anzahl an CT-Untersuchungen pro Einwohner im gleichen Zeitraum um 40 Prozent zunahm (Nekolla et al., 2017).

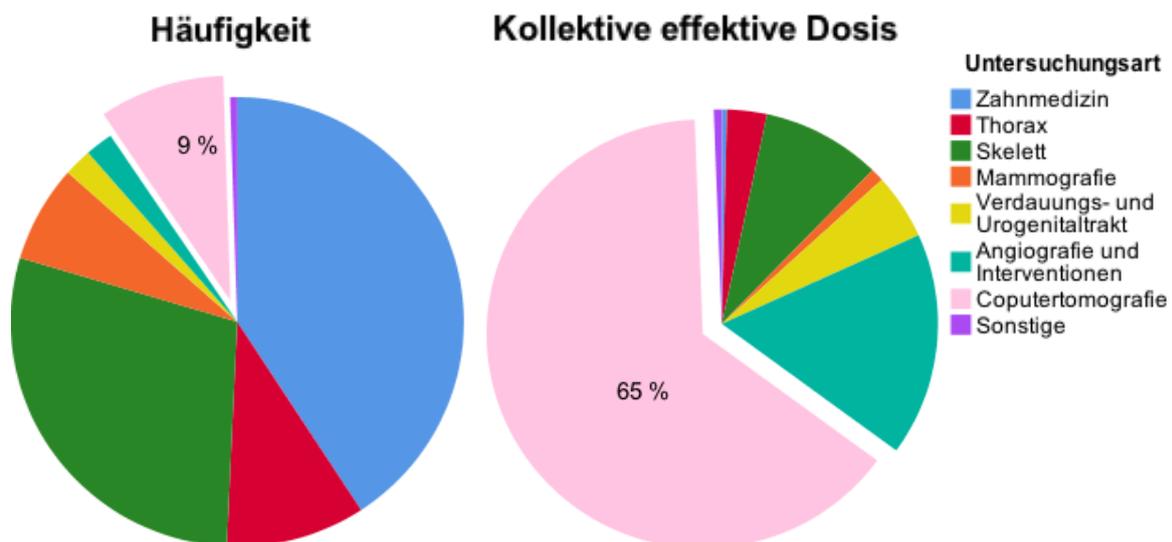


Abb. 1: Prozentualer Anteil der verschiedenen Röntgenmaßnahmen an der Gesamthäufigkeit und an der kollektiven effektiven Dosis in Deutschland im Jahr 2014 (Quelle: Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung: Jahresbericht 2015, Hrsg. BMUB, Hachenberger et al., 2016)

### 1.3.2 Strahlenschutz in der CT

Bei der Verwendung von ionisierender Strahlung in der Medizin schreibt der Gesetzgeber aufgrund der biologischen Wirkung der Röntgenstrahlung einen möglichst restriktiven Umgang vor.

Die Verwendung von ionisierender Strahlung in der radiologischen Diagnostik unterliegt im Rahmen der „Strahlenschutzverordnung vom 29. November 2018“ (StrlSchV) einer gesetzlichen Reglementierung. Vor jeder CT-Untersuchung muss nach Paragraph 119 der StrlSchV eine rechtfertigende Indikation gestellt werden. Diese ist durch das ärztliche, fachkundige Personal zu stellen. Die Wahl der radiologischen Methode wird durch einen Abwägungsprozess ermittelt. Alternative, strahlenärmere Untersuchungsmethoden (Sonografie, MRT) sollen berücksichtigt und bei vergleichbarem Nutzen bevorzugt werden. Bei jeder radiologischen Untersuchung muss stets individuell nach den Besonderheiten des Patienten sowie nach medizinischer Fragestellung das optimale Verfahren gewählt und geplant werden.

Bei einer CT-Untersuchung sollte gemäß dem ALARA-Prinzip (englisches Akronym aus „as low as reasonable achievable“) vorgegangen werden. Bei der Indikationsstellung sollte stets darauf geachtet werden, dass je nach Fragestellung die Strahlendosis bei der CT-Untersuchung möglichst reduziert wird (Paterson et al., 2001). Dabei muss sie jedoch so hoch gewählt werden, dass eine ausreichend diagnostische Bildqualität gewährleistet werden kann (Schegerer, 2016). Demnach wird die niedrigste Strahlendosis gewählt, die zur Beantwortung der Fragestellung eine adäquate Bildqualität liefert. Bei zu starker Dosisreduktion leidet die Bildqualität, sodass die Untersuchung gegebenenfalls wiederholt werden muss. Die daraus resultierende, übermäßige Strahlenbelastung gilt es zwingend zu verhindern. Wird jedoch zu Zwecken der Dosisersparung auf eine eigentlich indizierte CT-Untersuchung verzichtet, können wichtige Diagnosen unentdeckt bleiben.

Eine zu hohe Strahlenbelastung für Kinder ist zu vermeiden. Daher hat das Bundesinstitut für Strahlenschutz die diagnostischen Referenzwerte (DRW) für die Anwendung von ionisierender Strahlung im Paragraph 125 der StrlSchV übernommen. Die Referenzwerte für CT-Untersuchungen von Kindern liegen in der aktuellen Bekanntmachung (Stand: 22.06.2016) vor (Schegerer, 2016). Die Referenzwerte dienen als Richtwert und sollten möglichst nicht überschritten werden. Im begründeten Einzelfall ist das Überschreiten der Referenzwerte möglich.

In der vorliegenden Tabelle (Tab. 3) sind die diagnostischen Dosisreferenzwerte des Bundesamts für Strahlenschutz für die CT-Untersuchungen von Kindern dargestellt.

Entwicklungsstufen	Gruppe	Körpergewicht	Alter	CTDI <sub>vol</sub>	DLP
Neugeborenes	1	3 kg bis 5 kg	0 bis 3 Monate	1,0	15
Säugling	2	5 kg bis 10 kg	3 bis 12 Monate	1,7	25
Kleinkind	3	10 kg bis 19 kg	1 bis 5 Jahre	2,6	55
Grundschulkind	4	19 kg bis 32 kg	5 bis 10 Jahre	4,0	110
Jugendlicher	5	32 kg bis 56 kg	10 bis 15 Jahre	6,5	200
Erwachsenenstatus	6	über 56 kg	15 bis 18 Jahre	10	350

Tab. 3: Diagnostische Referenzwerte für CT-Untersuchungen (Quelle: Schegerer, 2016; Abkürzungen: CTDI<sub>vol</sub> = CT-Volumenindex, DLP = Dosislängenprodukt, kg = Kilogramm)

### 1.3.3 Dosimetrie in der CT

Die Dosimetrie dient der Abschätzung der Strahlenexposition des Patienten sowie des medizinischen Personals. Durch spezielle Messverfahren werden die Wechselwirkungen von ionisierender Strahlung in Materie abgeschätzt. In der Radiologie gibt es mehrere Strahlendosismessgrößen. Die CT-spezifischen und für diese Arbeit relevanten Dosisbegriffe werden im Folgenden beschrieben. Die dosimetrischen Messgrößen werden vom CT-Gerät automatisch berechnet und im Untersuchungsprotokoll nach erfolgter CT-Untersuchung aufgeführt.

Zur standardisierten Dosisbestimmung bei einer CT-Untersuchung wurde der Computertomografie-Dosisindex (CTDI) eingeführt. Mittels des CTDI wird die bei einem einzelnen CT-Schichtbild deponierte Energiedosis in einem definierten Körper quantifiziert. Sie wird in der Maßeinheit Gray (Gy) bzw. in den Untersuchungsprotokollen in Milligray (mGy) angegeben. Der CTDI wird mittels Messphantomen mit einem definierten Durchmesser (Kopf-/ Kinderkörperphantom: 16 Zentimeter, Körperphantom 32 Zentimeter) ermittelt. Die Messphantome besitzen die durchschnittliche Dichte des Kopfes bzw. des Abdomens, sodass eine vergleichbare Abschwächung der Röntgenstrahlung zwischen dem Messphantom und dem untersuchten Patientenkörper besteht. Hieraus lässt sich nun die im Körper aufgenommenen Energiedosis abschätzen.

Durch die technischen Fortschritte in der CT und der Entwicklung der Spiral-CT wurde der CTDI modifiziert. Der Computertomografie-Volumendosis-Index ( $CTDI_{vol}$ ) bezieht nun den Tischvorschub mit ein. Der CTDI wird aus dem Quotienten von CTDI und Pitchfaktor gebildet. Bei einem höheren Pitchfaktor (höherer Tischvorschub) verringert sich die Strahlendosis. Eine Reduzierung des Pitchfaktors führt somit zur Erhöhung der im Körper deponierten Energiedosis (Kalra et al., 2004).

Das Dosislängenprodukt (DLP) ist eine CT-spezifische Maßeinheit, die eine Strahlenexposition bei einer vollständigen CT-Untersuchung quantifiziert. Es wird hierbei die Länge des untersuchten Körperabschnitts berücksichtigt. Berechnet wird das DLP aus dem Produkt von  $CTDI_{vol}$  und der Scanlänge. Aus der Formel lässt sich schließen, dass die Verringerung der Untersuchungsstrecke eine effektive Methode zur Strahlendosisreduktion darstellt (Euler et al., 2014). Die Maßeinheit ist das Produkt aus Gray und Meter ( $Gy \cdot m$  bzw.  $mGy \cdot cm$ ). Im Gegensatz zum  $CTDI_{vol}$  wird beim DLP nun das gesamte bestrahlte Körpervolumen in die Berechnung einbezogen und beschreibt die durch eine komplette CT-Untersuchung im gesamten Körper deponierte Energiedosis (Brüning et al., 2008).

#### **1.3.4 Risiko versus Nutzen einer CT-Untersuchung**

Die bei einer CT-Untersuchung eingesetzte Röntgenstrahlung kann im menschlichen Gewebe direkte sowie indirekte Schäden in der Desoxyribonukleinsäure (DNS) verursachen. Als Folge können Basenschäden sowie Einzelstrang- oder Doppelstrangbrüche resultieren. Durch die zellulären Reparaturmechanismen werden die Strahlenschäden beseitigt oder gegebenenfalls der programmierte Zelltod (Apoptose) eingeleitet.

Beim Überschreiten einer Schwellendosis kommt es zu deterministischen Strahlenschäden. Durch ein übermäßiges Absterben von Zellen kommen beispielsweise Haarausfall, Haut- sowie Schleimhautreaktionen zum Vorschein. Der Dosiswellenwert liegt im Bereich von 0,1 bis 1 Gray (Strahlenschutzkommission, 2006b). Ab dem Schwellenwert ist mit steigender Strahlendosis ein zunehmendes Auftreten von deterministischen Strahlenschäden nachgewiesen (Vogt et al., 2011).

Bei fehlerhaften zellulären Reparaturmechanismen kann es zu Gen-, Punkt-, Chromosomen- oder Genommutationen (stochastische Strahlenschäden) kommen. Die Folgen von stochastischen Strahlenschäden können maligne Entartungen der Körperzellen wie beispielsweise eine Leukämie sowie Brust-, Haut- oder Schilddrüsenkrebs sein (Vogt

and Balzer, 2011). Darüber hinaus sind bei jungen Menschen genetische Effekte zu beachten. Als potentielle Eltern können strahleninduzierte Genveränderungen und hieraus resultierende Fehlbildungen an die eigenen Kinder vererbt werden (Alzen and Benz-Bohm, 2011b).

Bei der Verwendung von Röntgendiagnostik bei Kindern ist im besonderen Maße auf die Strahlendosis zu achten. Bei der Entstehung einer strahleninduzierten Tumorerkrankung besteht zwischen der Strahlenexposition und dem Auftreten des Malignoms eine gewisse Latenzzeit. Aufgrund der höheren Lebenserwartung ist das Risiko für strahlungsinduzierte Malignome für Kinder erhöht. Darüber hinaus haben Körperzellen im Kindesalter eine höhere Mitoserate und sind somit empfindlicher für ionisierende Strahlung als das Gewebe älterer Menschen (Herrmann et al., 2006). Zudem ist bei chronisch erkrankten Kindern die Gefahr sehr hoch, dass die kumulative Strahlendosis durch häufige Röntgenanwendungen übermäßig ansteigt, wodurch für sie das Lebenszeitrisiko für Malignome erhöht ist.

In der Bundesrepublik Deutschland ist durch den Gesetzgeber die Bildung eines Zentrums für Krebsregisterdaten (ZfKD) mit Ansiedlung an das Robert-Koch-Institut vorgeschrieben. Dies ist im Bundeskrebsregisterdatengesetz (BKRG) festgeschrieben. Zum Aufgabenbereich des ZfKD zählen unter anderem die regelmäßige Schätzung und Analyse von Krebsneuerkrankungen, Krebssterberaten sowie Überlebensraten. Regelmäßig werden Studien und Analysen zum Krebsgeschehen publiziert. Darüber hinaus wurde im Jahre 1980 an der Johannes-Gutenberg-Universität in Mainz das Deutsche Kinderkrebsregister (DKKR) eingeführt. Seitdem werden darin alle Kinder aufgenommen, bei denen vor dem 15. Lebensjahr eine maligne Erkrankung diagnostiziert wurde. Der Krankheitsverlauf sowie Neuerkrankungen der erfassten Patienten werden über Jahre verfolgt. In einer umfangreichen Analyse des ZfKD zum Krebsgeschehen in den Jahren 2013/14 ging hervor, dass etwa ein Drittel aller neu aufgetretenen malignen Erkrankungen im Kindesalter Leukämien sind. Am häufigsten sind die lymphatischen Leukämien. Langzeitbeobachtungen haben gezeigt, dass Umwelttoxinen neben infektiösen und genetischen Ursachen auch ionisierende Strahlung einen Einfluss auf die Leukämieentstehung haben. Neben der Erstdiagnose kann eine leukämische Erkrankung wie die akute myeloische Leukämie (AML) als Zweitneoplasie auftreten (Robert Koch-Institut, 2017).

Bei bereits an einem Malignom erkrankten Menschen liegt ein Defekt in den zellulären Reparaturmechanismen vor, sodass diese Zellen sehr empfindlich gegenüber Umwelteinflüssen sind. Die Gefahr einer durch ionisierende Strahlung verursachten Zweitneoplasie steigt somit bei zuvor an einem Malignom erkrankten Menschen. Dies gilt es besonders zu beachten, da bei Patienten mit einer malignen Erkrankung zur Diagnosestellung, Verlaufskontrolle sowie Metastasensuche sehr häufig mehrere CT-Untersuchungen indiziert sind, die zu einer kumulativ hohen Strahlendosis führen.

In einer in Großbritannien durchgeführten retrospektiven Kohortenstudie wurde dargestellt, dass nach der Durchführung mehrerer Schädel-CT-Untersuchungen im Kindesalter das Risiko für Leukämien sowie für Hirntumore erhöht war. Das Risiko für eine Leukämie bzw. ein Hirntumor verdreifacht sich ab einer kumulativen Strahlendosis von 50 bzw. 60 Milligray (Pearce et al., 2012). Darüber hinaus wurde nach CT-Untersuchungen des Abdomens ein Anstieg von Tumorerkrankungen beobachtet. Innerhalb von 500 CT-Abdomen-Untersuchungen trat eine neue Tumorerkrankung auf (Berrington de González, 2009). In einer weiteren Studie wurde das Auftreten von strahlungsinduzierten Tumorerkrankungen nach einer CT-Untersuchung des Abdomens untersucht. Die Wahrscheinlichkeit an einer solchen strahlungsinduzierten Tumorerkrankung zu versterben war im jüngeren Alter größer als im höheren Alter. Das Risiko hängt somit unter anderem vom Zeitpunkt der Strahlenexposition ab. Je jünger der Patient, desto höher ist das Risiko an einer strahlungsinduzierten Tumorerkrankung zu versterben (Alzen and Benz-Bohm, 2011a).

Trotz der geschilderten Studienlage muss das Risiko für eine Tumorerkrankung nach der Strahlenexposition durch eine CT-Untersuchung differenziert betrachtet werden. Die beschriebenen Studien zeigten, dass das relative Risiko für eine Tumorerkrankung nach einer CT-Untersuchung erhöht ist. Das individuelle Risiko ist jedoch sehr gering (Brenner and Hall, 2007). In einer Publikation der American Association of Physicists in Medicine wurde gezeigt, dass durch die Verwendung einer niedrigen Strahlendosis von unter 100 Millisievert strahlungsinduzierte Krebserkrankungen nicht eindeutig zu belegen sind (Hendee and International Organization for Medical Physics, 2013). Vielmehr gehen die Wissenschaftler davon aus, dass bei klinisch indizierter CT-Untersuchung der diagnostische Nutzen das individuelle Risiko um ein Vielfaches übersteigt (McCollough, 2016).

## 1.4 Ziel der Arbeit

Bereits publizierte Studien zeigten das Potential eines Dual-Source-CT-Gerätes (SO-MATOM Force, Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) (Meyer et al., 2015, Newell et al., 2015, Gordic et al., 2014). Es wurde gezeigt, dass bei der Verwendung moderner Dual-Source-CT-Geräte die Strahlendosis reduziert werden konnte. Jedoch wurden in diesen Studien CT-Untersuchungen von Erwachsenen analysiert. Eine unmittelbare Übertragung der Ergebnisse auf CT-Untersuchungen von Kindern ist aufgrund der anatomischen Besonderheiten nicht möglich. Zahlen zu CT-Untersuchungen von Kindern an diesem Dual-Source-CT lagen bislang noch nicht vor. Da bei Kindern aufgrund der höheren Strahlensensibilität des Gewebes die Strahlenexposition von Wichtigkeit ist, war das Ziel dieser Arbeit, die Optimierungsmöglichkeiten einer CT-Thorax-Untersuchung in der kinderradiologischen Diagnostik für die klinische Routine zu entwickeln.

Es wurde untersucht, in welchem Maße durch die Verwendung moderner CT-Geräte bei CT-Untersuchungen von Kindern eine Strahlendosisreduktion zu beobachten ist. Da die Bildqualität für die diagnostische Aussagekraft einen wesentlichen Faktor darstellt und sie unmittelbar mit der Strahlendosis zusammenhängt, mussten beide Faktoren gemeinsam analysiert werden. Um dies zu erreichen wurden CT-Untersuchungen von Kindern aus der klinischen Routinediagnostik analysiert. Die Daten von medizinisch indizierten CT-Untersuchungen wurden an einem universitären Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie erhoben. Die CT-Thorax-Untersuchungen erfolgten an einem modernen Dual-Source-CT-Gerät sowie an einem 40-Zeilen-CT.

Ziel der hier durchgeführten Studie war

- die Erstellung eines vergleichbaren Patientenkollektivs
- die Erfassung der Strahlendosis
- die quantitative Analyse der Bildqualität
- die Ermittlung der Ursachen für eine mögliche Strahlendosisreduktion

## **2. Material und Methoden**

### **2.1 Stichprobe**

#### **2.1.1 Datenerhebung und -bearbeitung**

Das gewählte Studiendesign sah eine Auswertung von im klinischen Alltag erhobenen Daten vor. Somit wurden die Patienten nicht zum Zweck dieser Studie einer Strahlenbelastung oder Arzneimittelapplikation ausgesetzt. Vor Beginn dieser Studie lag ein positives Votum der Ethikkommission der Justus-Liebig-Universität Gießen vor (Aktenzeichen 18/16).

Für die Datenerhebung wurden unterschiedliche Erhebungszeiträume gewählt, da seit der Inbetriebnahme des Dual-Source-CT (SOMATOM Force, Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) der Großteil der CT-Untersuchungen von Kindern an diesem Gerät durchgeführt wurde. Die CT-Untersuchungen an diesem Gerät erfolgten vom 25.08.2015 bis zum 31.12.2016. Die CT-Untersuchungen durch das 40-Zeilen-CT sind zwischen dem 01.01.2014 bis 24.08.2015 im Rahmen der klinischen Diagnostik durchgeführt worden.

Die Datenerhebung erfolgte mittels eines klinischen Informationssystems (KIS) (KAOS, Universitätsklinikum Gießen, Deutschland), eines radiologischen Informationssystems (RIS) (NEXUS AG, Donaueschingen, Deutschland) und eines Picture Communication and Archiving Systems (PACS) (INFINITT, Seoul, Südkorea). Zu jeder CT-Untersuchung wurden der Patientennamen, die Vorgangsnummer, das Geburts- und Untersuchungsdatum, das Gerätemodell sowie die Parameter der CT-Protokolle festgehalten. Die klinischen Angaben, die Fragestellung sowie Gewicht (in Kilogramm, kg) und Größe (in Zentimeter, cm) des Patienten wurden aus den Befunden und Arztbriefen aus dem KIS erschlossen. Die bei einigen CT-Untersuchungen applizierten Kontrastmittelvolumina (in Milliliter, ml) wurden aus dem RIS in die Datenerhebung übertragen. Zudem wurden technische Parameter wie Röhrenspannung (in Kilovolt, kV), Röhrenstrom (in Milliamperesekunde, mAs), Schichtdicke und Kollimation (in Millimeter, mm) sowie der Pitchfaktor in die Datenerhebung eingeschlossen. Die erhobenen Patienten- und Untersuchungsdaten wurden auf Vollständigkeit überprüft. Ausgeschlossen wurden alle Untersuchungsvorgänge, deren Daten nicht vollständig erhoben werden konnten.

## 2.1.2 Beschreibung der Stichprobe

In die Studie einbezogen wurden ambulante und stationäre Patienten bis einschließlich des 18. Lebensjahres, die im universitären Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie eine CT-Untersuchung des Thorax, des Abdomens, des Körperstamms oder des Herzens erhalten hatten. Die Kinder wurden entweder an einem Dual-Source-CT oder einem 40-Zeilen-CT durchgeführt. CT-Untersuchungen des Kopfes, des Halses sowie der Extremitäten wurden nicht erhoben.

Am häufigsten wurden CT-Untersuchungen (Abb. 2) des Thorax (n = 331) durchgeführt. Es folgten Untersuchungen vom Abdomen (n = 45), Körperstamm (n = 21) sowie vom Herzen (n = 18).

Am Dual-Source-CT erfolgten am häufigsten CT-Thorax-Untersuchungen mit Kontrastmittel (n=87). Am 40-Zeilen-CT wurden mehr native CT-Thorax-Untersuchungen durchgeführt (n=80).

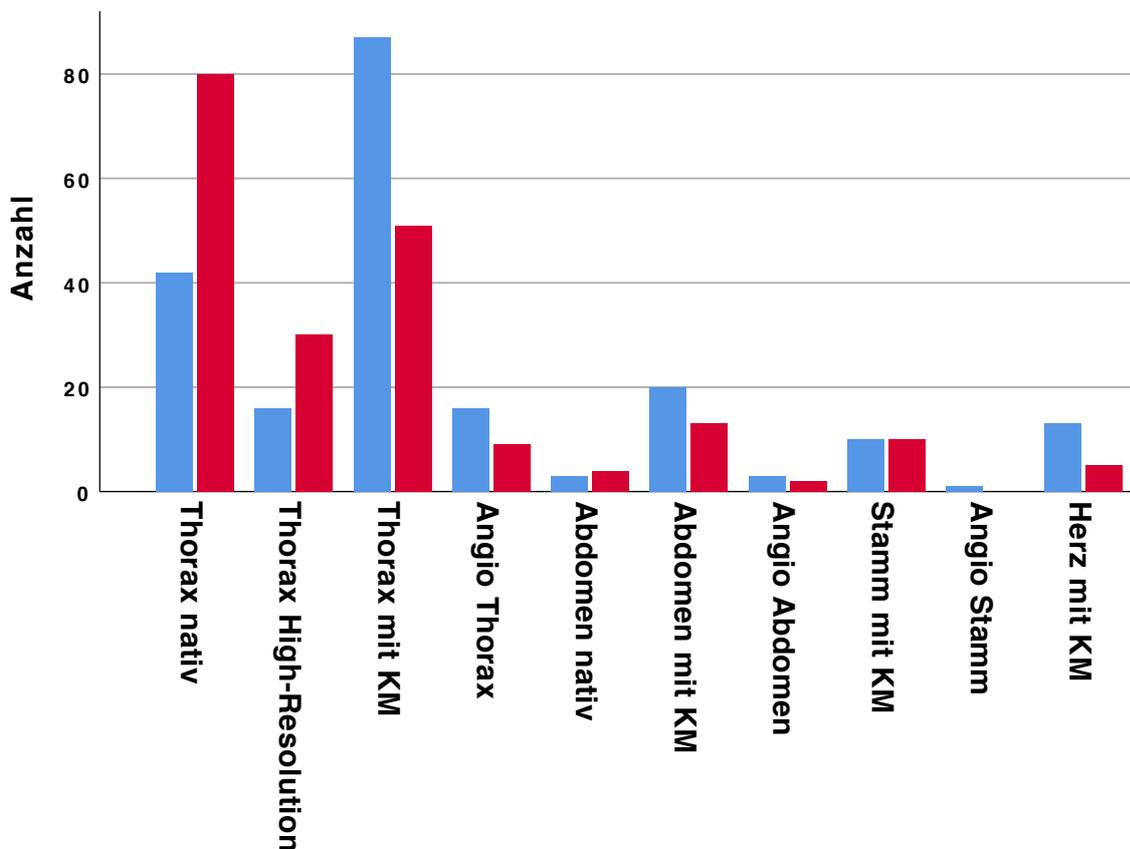


Abb. 2: Verteilung CT-Untersuchungen nach CT-Gerät (blau: DSCT; rot: 40-Zeilen-CT)

### 2.1.3 Selektion

Die beiden größten Gruppen (CT-Thorax nativ, CT-Thorax mit KM) wurden anschließend in das Studienkollektiv eingeschlossen und die CT-Untersuchungen der anderen Körperregionen wurden selektiert (Abb. 3). Das Kollektiv reduzierte sich im Rahmen der Selektion von insgesamt 415 auf 219 Untersuchungsvorgänge. Folgende Einschlusskriterien wurden festgelegt: Beidseitige vollständige Darstellung des Thorax von den Lungenspitzen bis zu den Lungenunterrändern, ausschließlich CT-Untersuchungen mit einer Aufnahmeserie im Protokoll (keine mehrfachen Untersuchungsvorgänge in einer CT-Untersuchung) und vollständige Patientendaten und Untersuchungsparameter.

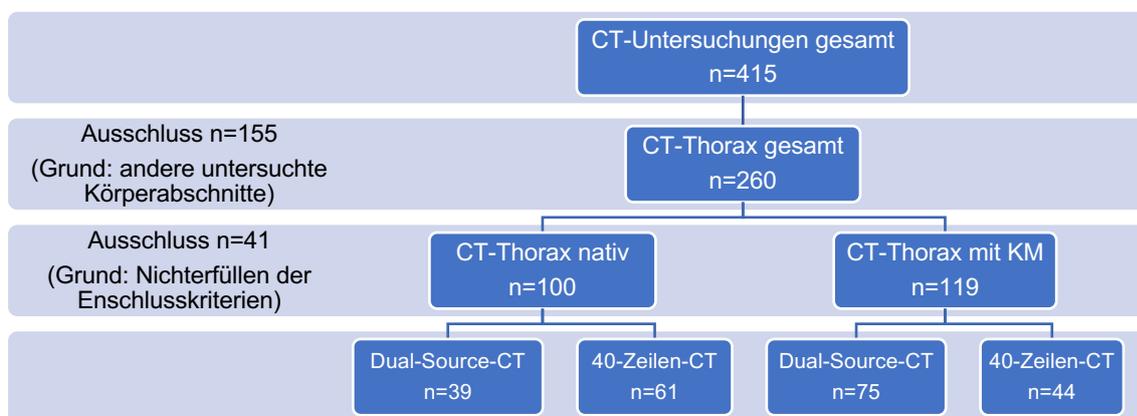


Abb. 3: Selektion der Stichprobe

### 2.1.4 Gruppenbildungen

Die in der Studie untersuchten Patienten wurden nach erfolgreicher Datenerhebung entsprechend ihrer Entwicklungsstufe in Gruppen eingeteilt. In Anlehnung an die von dem BfS herausgegebenen DRWs von CT-Untersuchungen bei Kindern wurde die Gruppierung vorgenommen (Tab. 3).

## 2.2 CT-Geräte

Bei den verwendeten CT-Geräten handelte es sich um ein Dual-Source-CT der dritten Generation (SOMATOM Force, Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) sowie ein 40-Zeilen-CT (SOMATOM Definition AS, Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland).

Das Dual-Source-CT ermöglichte CT-Untersuchungen mit einer Akquisitionsgeschwindigkeit von 737 Millimeter pro Sekunde (mm/s). Durch eine schnelle Rotationsgeschwindigkeit der Röntgenröhren (bis zu 0,25 Sekunden pro Rotation) und hohe Datenraten wurden sehr kurze Untersuchungszeiten erreicht. Es erlaubte Untersuchungen mit einer geringen Röhrenspannung bis zu 70 Kilovolt. Zudem zeichnete sich dieses CT-Gerät durch eine hohe Generatorleistung aus (Siemens, 2014a).

Beim 40-Zeilen-CT betrug die Rotationszeit der Röntgenröhre bis zu 0,3 Sekunden und ermöglichte CT-Untersuchungen mit einer maximalen Untersuchungsgeschwindigkeit von bis zu 230 Millimeter pro Sekunde. Die Röhrenspannung konnte auch bei diesem CT-Gerät auf 70 Kilovolt reduziert werden (Siemens, 2014b). Beide CT-Geräte verfügten über eine automatische Dosisregulierung (CARE Dose 4D, Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) sowie über eine automatische Selektion der Röhrenspannung (CARE kV, Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland).

Die folgende Darstellung der technischen Spezifikationen (Tab. 4) soll technische Eigenschaften und Unterschiede zwischen den untersuchten CT-Geräten gegenüberstellen.

	<b>SOMATOM Force</b>	<b>SOMATOM Definition AS</b>
<b>Detektoren</b>	2 x Stellar <sup>Infinity</sup> Detector	Ultra Fast Ceramic
<b>Detektorzeilen</b>	384 (2 x 192)	40
<b>Rotationszeit</b>	Max. 0,25 s	Max. 0,3 s
<b>Scangeschwindigkeit</b>	Max. 737 mm/s	Max. 230 mm/s
<b>Generatorleistung</b>	240 kW (2 x 120 kW)	80, 100 kW
<b>Röhrenspannung</b>	70 bis 150 kV	70 bis 140 kV
<b>Max. Körpergewicht</b>	307 kg	307 kg
<b>Gantryöffnung</b>	78 cm	78 cm

Tab. 4: Technische Daten der verwendeten CT-Geräte

### 2.3 Untersuchungsprotokolle

In dieser Studie wurden die bei den Kindern in der klinischen Routine angewandten Untersuchungsprotokolle ausgewertet. Für native und kontrastmittelunterstützte CT-Untersuchungen des Thorax kamen bei den Kindern individuell angepasste Untersuchungsprotokolle zum Einsatz. Es wurden für die Kinder alters- bzw. gewichtsadaptiert Kinderprotokolle (< 13 Jahre, < 50 Kilogramm) oder Erwachsenenprotokolle ( $\geq$  13 Jahre,  $\geq$  50 Kilogramm) verwendet. Die Kollimation am 40-Zeilen-CT betrug 40 mal 1,2 Millimeter. Beim Dual-Source-CT lag die Kollimation bei 192 mal 0,6 Millimeter. Die Schichtdicke bei den CT-Thorax-Untersuchungen hatte an beiden Geräten Werte zwischen 2 Millimeter und 3 Millimeter. Am 40-Zeilen-CT wurde bei allen Untersuchungsvorgängen ein Pitchfaktor von 1,2 eingestellt, beim Dual-Source-CT wurden unterschiedliche Werte zwischen 1,2 und 2,4 gewählt. Da bei beiden CT-Geräten die automatische Röhrenspannungselektion (CARE kV) sowie automatische Röhrenstrommodulation (CARE Dose 4D) aktiviert war, wurden die Untersuchungen bei unterschiedlichem Röhrenstrom und Röhrenspannung durchgeführt.

Für die kontrastmittelunterstützten CT-Untersuchungen wurde an beiden CT-Geräten ein jodhaltiges Kontrastmittel (Ultravist, Bayer Vital, Leverkusen, Deutschland) verwendet. Das Kontrastmittel ist nicht-ionisch, niedrigosmolar und wird renal ausgeschieden (Bayer Vital 2014).

Das Kontrastmittelvolumen wird bei CT-Untersuchungen von Kindern gewichtsadaptiert appliziert. Für CT-Untersuchungen am Dual-Source-CT war ein Kontrastmittelvolumen von 1 Milliliter pro Kilogramm Körpergewicht vorgesehen. Beim 40-Zeilen-CT wurde ein Kontrastmittelvolumen von 1,5 Milliliter pro Kilogramm Körpergewicht (kg KG) injiziert. Die Kontrastmittelflussrate wurde gewichtsadaptiert zwischen 0,5 und 1,5 Milliliter pro Sekunde eingestellt. Kinder mit einem Körpergewicht von 2 bis 5 Kilogramm erhielten einen Kontrastmittelfluss von 0,5 Milliliter pro Sekunde wohingegen bei Kindern mit einem Körpergewicht von 25 bis 45 Kilogramm ein Kontrastmittelfluss von 1,2 bis 1,5 Milliliter pro Sekunde gewählt wurde.

Zum Erzielen einer arteriellen Phase wurde eine Bolustriggerung durchgeführt. Die Messung der Kontrastmittelanflutung erfolgte im Truncus pulmonalis bzw. in der Aorta abdominalis auf Höhe des Diaphragmas.

## 2.4 Strahlendosis

In dieser Studie wurden die im CT-Protokoll aufgeführten Strahlendosisparameter, DLP und  $CTDI_{vol}$ , analysiert. Bei jedem CT-Untersuchungsvorgang wurden im PACS das Topogramm, die Untersuchungsserie als auch das CT-Untersuchungsprotokoll dargestellt. Ein Beispiel für ein CT-Untersuchungsprotokoll einer CT-Thorax-Untersuchung mit Kontrastmittel ist nachfolgend dargestellt (Abb. 4). Das durch den Hersteller automatisch ermittelte DLP wurde für die gesamte CT-Untersuchung, für die Planungsaufnahme (Topogramm) sowie für die CT-Aufnahme angegeben. Bei den  $CTDI_{vol}$ -Werten handelt es sich um Mittelwerte, da durch Röhrenstrommodulation jede Schicht einen anderen  $CTDI_{vol}$ -Wert aufweisen kann. In der Auswertung wurde das DLP der gesamten CT-Untersuchung sowie der gemittelte  $CTDI_{vol}$  analysiert.

Gesamt mAs 211		Gesamt DLP 26 mGycm					
	Scan	kV	mAs / ref.	$CTDI_{vol}^*$ mGy	DLP mGycm	TI s	cSL mm
Patientenposition F-SP							
Topogramm	1	100	19 mA	0.03 L	0.8	2.6	0.6
Kontrast FI_Thorax	2D	100	34 / 64	1.09 L	24.7	0.25	0.6
Mittel	Typ	Konzentr. Jod mg/ml		Volumen ml	Fluss:KM-Verhältnis ml/s		
Kontrast		0		26	1.0		
Kochsalzlösung				30	1.0		

Abb. 4: Beispiel für ein CT-Untersuchungsprotokoll

## 2.5 Analyse der Bildqualität

Die Analyse der Bildqualität wurde an einer PACS-Workstation (Infinitt, Seoul, Südkorea) durchgeführt. Sie verfügte über zwei hochauflösende 21,2 Zoll-Monitore (EIZO NANAO Corporation, Ishikawa, Japan). Die CT-Untersuchungen wurden vollständig begutachtet. Einige Untersuchungsserien wurden in der Ergebnispräsentation gegenübergestellt. Bei allen Patienten war gemäß dem radiologischen Befundbericht eine Beurteilbarkeit der Bilder gegeben. Nicht diagnostizierbare CT-Untersuchungen lagen in dieser Studie nicht vor. Für die Messung der Bildqualität wurde das in der klinischen Routine übliche Weichteilfenster verwendet (WL: 45 HE, WW: 440 HE).

Die Dichtemessung des interessierenden Organs (ROI, region of interest) wurde mittels eines entsprechenden Analysetools (INFINITT, Seoul, Südkorea) durchgeführt. Es wurden kreisrunde Ausschnitte in der Aorta descendens, der Leber, der Skelettmuskulatur sowie in der Luft gemessen. Es wurde darauf geachtet, dass die ROIs mit einer Größe von annähernd 50 Quadratmillimetern (mm<sup>2</sup>) eingezeichnet und homogene Bereiche gemessen wurden. Die ROIs im Lumen der Aorta wurden eingezeichnet ohne dabei die Gefäßwand zu berühren. Jede der CT-Aufnahmen wurde systematisch nach dem gleichen Muster gemessen. Die mittlere Dichte der ROI (HE-Wert) sowie der Standardabweichung (SD) wurden automatisch vom PACS berechnet. Bei mehreren Dichtemessungen innerhalb einer Region wurde der Mittelwert des HE-Wertes und der Standardabweichung gebildet.

In der Aorta erfolgte eine Messung auf Höhe der Trachealbifurkation (Abb. 5). Die zweite Messung der Aorta wurde auf Höhe des linken Vorhofes durchgeführt (Abb. 6). In der gleichen Ebene erfolgte die Messung in der autochthonen Rückenmuskulatur (Abb. 7). Die Dichtemessung der Luft wurde wiederum auf der Höhe des rechten Vorhofs 5 Zentimeter ventral des Thorax im Bereich der Medioklavikularlinie rechts und links (Abb. 8) durchgeführt. Für die Dichtemessung des Leberparenchyms wurde je eine ROI im rechten sowie linken Leberlappen auf Höhe des Truncus coeliacus eingezeichnet (Abb. 9).

Zur Beurteilung der Bildqualität wurden das Bildrauschen, das Signal-Rausch-Verhältnis sowie das Kontrast-Rausch-Verhältnis gemessen und ausgewertet. Das Bildrauschen ist ein wichtiger Indikator für die Bildqualität. Es wird als Standardabweichung der Dichtemessung der Luft definiert. Dieser Wert konnte aus den gemessenen Werten abgelesen und ausgewertet werden. Das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR, signal-to-noise-ratio) und das Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR, contrast-to-noise-ratio) wurden auf Grundlage der gemessenen HE-Werte in der Aorta und der Leber rechnerisch ermittelt. Das SNR wurde nach Gleichung (1) und das CNR nach Gleichung (2) berechnet (Hollmann, 2014).

$$SNR = \frac{\text{mittlere Dichte der ROI}}{\text{Standardabweichung der ROI}} \quad (1)$$

$$CNR = \frac{\text{mittlere Dichte der ROI} - \text{mittlere Dichte der Rückenmuskulatur}}{\text{Standardabweichung der Luft}} \quad (2)$$

Die folgenden Abbildungen (Abb. 5-9) zeigen die gemessenen Organregionen exemplarisch an einer kontrastmittelunterstützten CT-Untersuchung des Thorax:

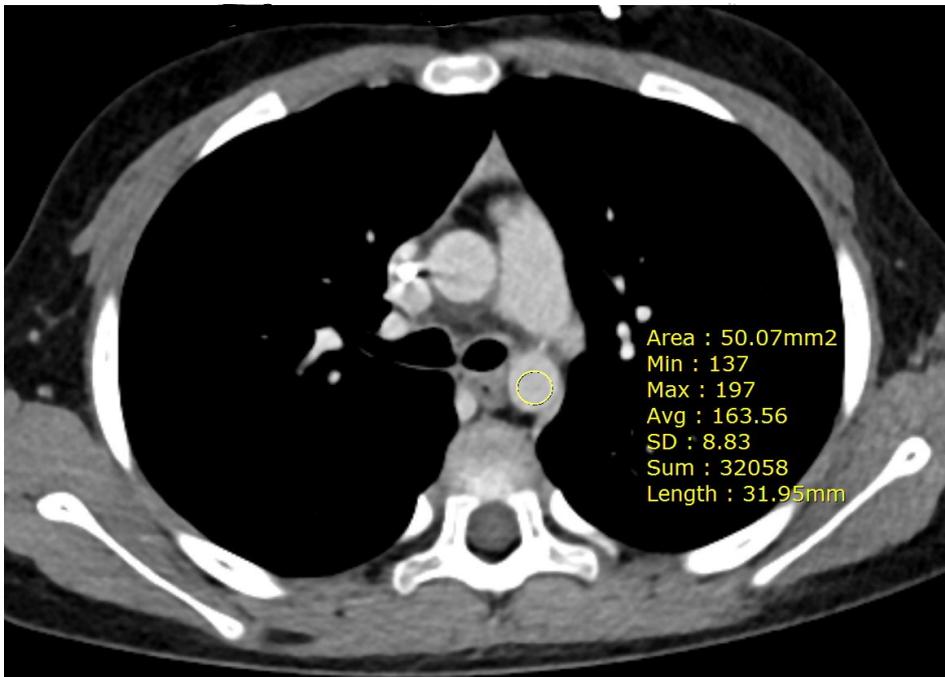


Abb. 5: Messung Aorta descendens I

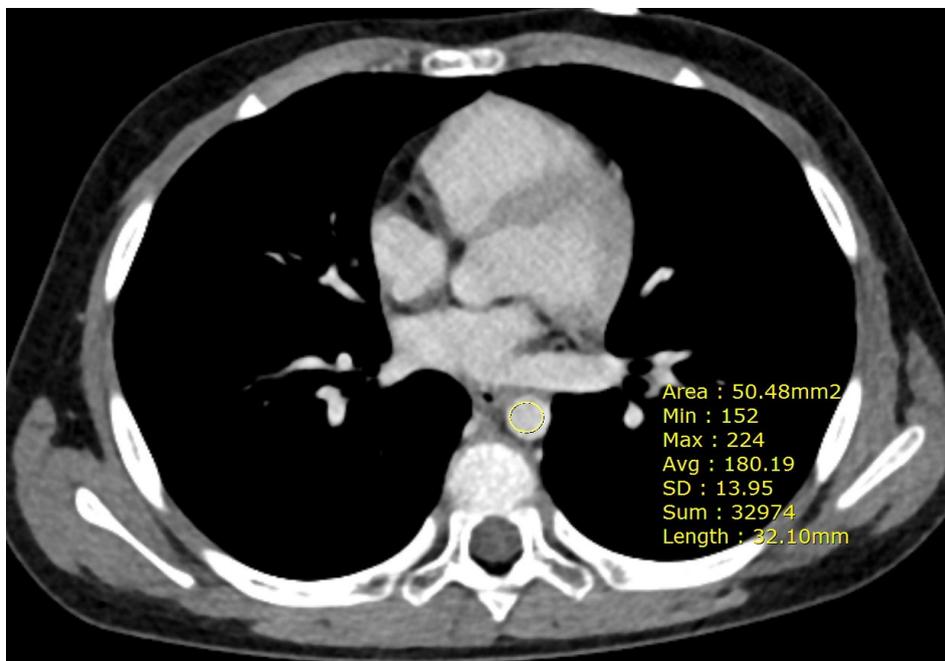


Abb. 6: Messung Aorta descendens II

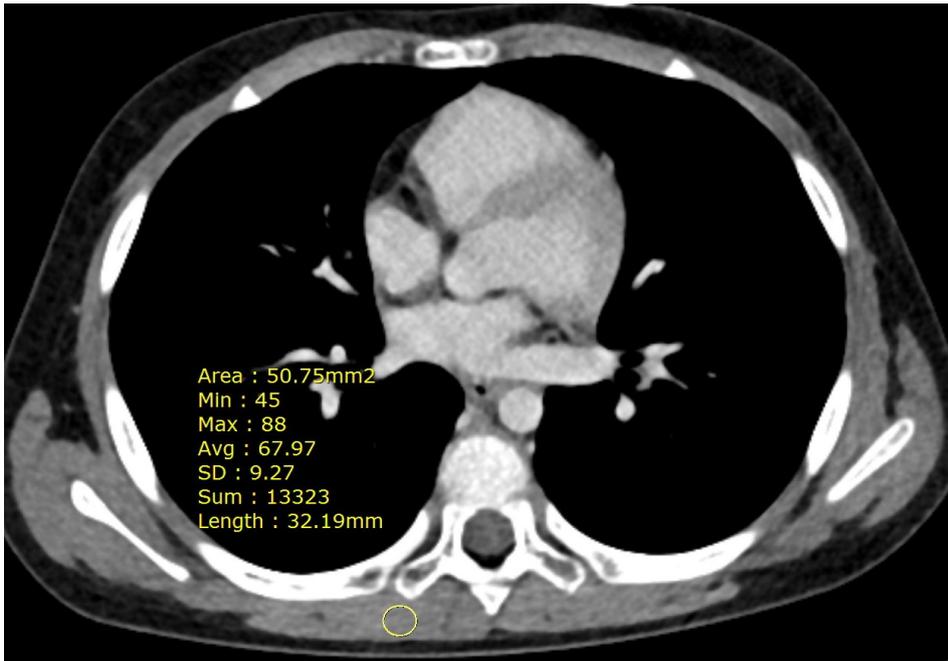


Abb. 7: Messung Rückenmuskulatur

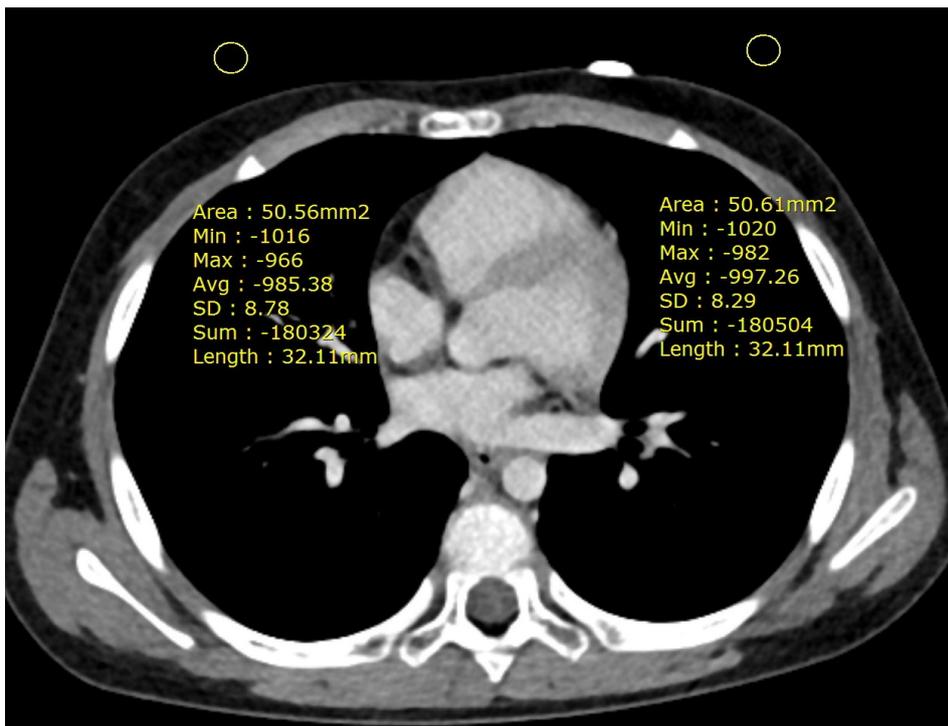


Abb. 8: Messung Luft

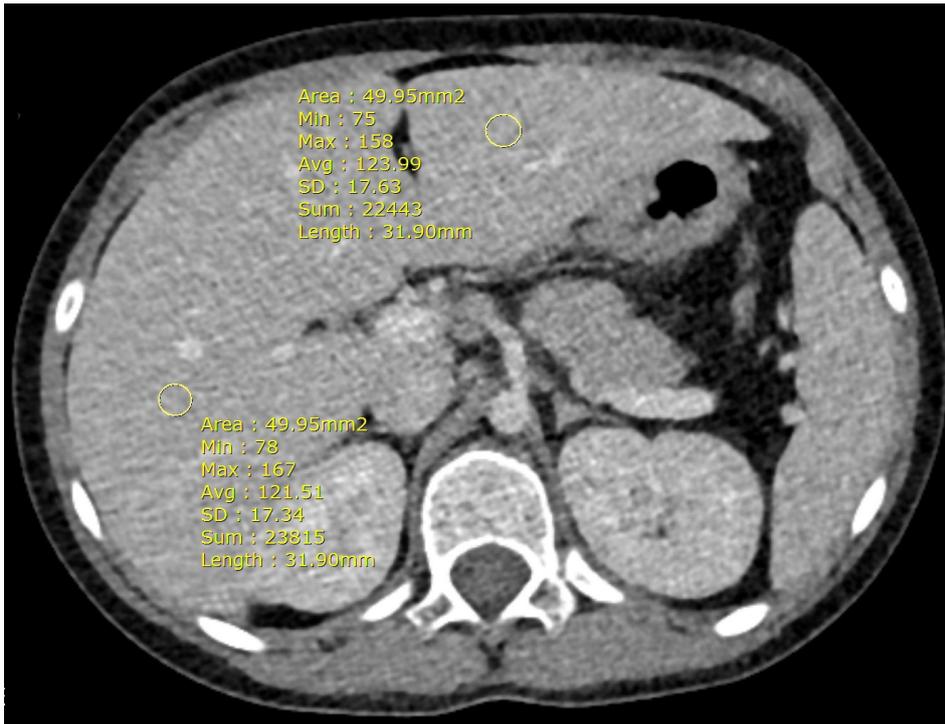


Abb. 9: Messung Leber

## 2.6 Statistische Analyse

Nach vollständiger Erhebung der CT-Untersuchungen und Analyse der Bildqualität erfolgte die statistische Auswertung der Datensätze sowie die Erstellung der Diagramme mit einem Statistikprogramm (SPSS Statistics, Version 25, IBM, Armon, USA).

Die Beschreibung des Kollektivs mit Alter, Gewicht und Körperlänge sowie die Ergebnisse von Röhrenstrom, DLP,  $CTDI_{vol}$ , Kontrastmittelvolumen sowie die Bildqualitätsparameter wurden als arithmetischer Mittelwert mitsamt der Standardabweichung ( $MW \pm SD$ ) dargestellt. Die im Ergebnisteil dargestellten Diagramme zeigen den arithmetischen Mittelwert sowie das 95-Prozent-Konfidenzintervall.

Im Rahmen der abschließenden Statistik wurde die Normalverteilung der Stichproben mittels des Shapiro-Wilk-Tests sowie des jeweiligen Histogramms analysiert. Mit Hilfe des Levene-Tests wurde auf die Varianz der Stichprobenmittelwerte getestet. Als statistischer Test auf Lageunterschiede wurde in dieser Studie der Mann-Whitney-U-Test verwendet. Das statistische Signifikanzniveau wurde auf  $p < 0,05$  festgelegt.

Bei statistisch signifikanten Ergebnissen wurde die Effektstärke nach Cohen ( $d$ ) folgendermaßen berechnet (Ellis, 2009, Cohen, 1988):

$$d = \frac{MW1 - MW2}{\sqrt{\frac{SD1^2 + SD2^2}{2}}} \quad (3)$$

Die Effektstärke nach Cohen kann Werte von minus unendlich bis unendlich annehmen, wobei das Vorzeichen die Richtung der Effektstärke beschreibt. Zur Vereinfachung hat Jacob Cohen die Effektstärkewerte folgendermaßen klassifiziert:

- Kleiner Effekt  $|d| = 0,2$
- Mittlerer Effekt  $|d| = 0,5$
- Großer Effekt  $|d| = 0,8$

Da bei großen Gruppengrößenunterschieden der Korrelationskoeffizient nach Pearson ( $r$ ) stark verzerren kann, wurde in dieser Studie das Cohen's  $d$  zur Analyse der Effektstärke verwendet (McGrath and Meyer, 2006).

## **3. Ergebnisse**

### **3.1 Studienkollektiv**

#### **3.1.1 Deskriptive Statistik der Kollektive**

Insgesamt wurden in diese Studie 219 CT-Thorax-Untersuchungen von Kindern eingeschlossen.

Aus dem Studienkollektiv erhielten am Dual-Source-CT 114 Patienten eine CT-Thorax-Untersuchung. Davon waren 58 weiblich und 56 männlich. Mit einem mittleren Alter von  $6,3 \pm 5,8$  Jahren war die Stichprobe sehr jung. Der jüngste Patient war 9 Tage und der älteste war 17 Jahre und 7 Monate alt. Die Gewichtsverteilung lag zwischen 3,0 und 85,0 Kilogramm, wobei ein mittleres Gewicht von  $25,1 \pm 19,2$  Kilogramm berechnet wurde. Das Spektrum der Größenverteilung betrug 53,0 bis 185,0 Zentimeter mit einer durchschnittlichen Körperlänge von  $112,6 \pm 36,6$  Zentimeter.

Am 40-Zeilen-CT wurden insgesamt 105 CT-Untersuchungen erhoben. 51 der Patienten war weiblich und 54 männlich. Das Altersspektrum lag zwischen 3 Tagen und 17 Jahren und 10 Monate. Das Durchschnittsalter betrug  $9,2 \pm 5,8$  Jahre. Der leichteste Patient wog 2,0 Kilogramm, wohingegen der schwerste Patient ein Körpergewicht von 108,8 Kilogramm hatte. Das Durchschnittsgewicht betrug  $35,8 \pm 21,6$  Kilogramm. Der kleinste Patient hatte eine Körperlänge von 48,0 Zentimeter, wohingegen der längste Patient 192,0 Zentimeter groß war. Die gemittelte Körpergröße der Stichprobe betrug  $133,5 \pm 37,5$  Zentimeter.

#### **3.1.2 Indikationsstellungen**

Die häufigsten Indikationen (Tab. 5) betrafen Fragestellungen der Lungeninfiltrationen. Am Dual-Source-CT wurden 69 Untersuchungen und am 40-Zeilen-CT insgesamt 50 Untersuchungen mit dieser Indikation durchgeführt.

Ein weiterer Großteil der CT-Thorax-Untersuchungen betraf Fragestellungen zur pulmonalen Tumorsuche im Rahmen eines pulmonalen Tumorstagings (Dual-Source-CT: 22; 40-Zeilen-CT: 35).

Weitere CT-Indikationen waren der Verdacht auf eine Lungengerüsterkrankung sowie auf eine Bronchusobstruktion. Zudem wurden Untersuchungen zur Herz- und Gefäß- sowie Herniendarstellung durchgeführt.

Darüber hinaus wurden CT-Untersuchungen zur Diagnostik einer Lungenembolie und einer Knochenläsion sowie zur Berechnung des Haller-Index bei einer Trichterbrust durchgeführt.

<b>Indikation</b>	<b>DSCT</b>	<b>40-Zeilen-CT</b>
<b>Entzündungen der Lungen, Bronchien oder Pleura</b>	69 (60,1 %)	50 (49,5 %)
<b>Mediastinaltumoren / Lungenmetastasen</b>	22 (19,3 %)	35 (34,7 %)
<b>Interstitielle Lungenerkrankungen / Bronchiektasien</b>	7 (6,1 %)	7 (7,0 %)
<b>Bronchusobstruktion</b>	7 (6,1 %)	1 (1,0 %)
<b>Fehlbildungen der großen Gefäße / Fehlbildungen des Herzens</b>	4 (3,5 %)	4 (4,0 %)
<b>Hernien</b>	3 (2,6 %)	2 (2,0 %)
<b>Sonstige</b>	2 (1,8 %)	6 (5,9 %)

Tab. 5: Indikationsstellungen Studienkollektiv

### 3.1.3 Technische Parameter

In Tabelle 6 sind einige der ermittelten technischen Parameter dargestellt. Am Dual-Source wurden CT-Untersuchungen am häufigsten mit einer Röhrenspannung von 100 Kilovolt (kV) durchgeführt. Etwa 60 Prozent der CT-Untersuchungen erfolgten mit 90 Kilovolt oder niedriger. Am 40-Zeilen-CT wurde ebenso die Spannung zumeist auf 100 Kilovolt eingestellt. Etwa 75 Prozent der CT-Untersuchungen wurden an diesem Gerät mit einer Röhrenspannung von 100 Kilovolt oder mehr durchgeführt.

Bei 90 Prozent der CT-Untersuchungen am Dual-Source-CT wurde ein Pitch von 2,4 eingestellt. Am 40-Zeilen-CT wurden alle 100 CT-Untersuchungen mit einem Pitch von 1,2 durchgeführt. Die Schichtdicke betrug Dual-Source-CT bei 102 Untersuchungen 2 Millimeter. Am Dual-Source-CT lag bei 61 Prozent der Untersuchungen eine Schichtdicke von 2 Millimeter und bei 39 Prozent eine Schichtdicke von 3 Millimeter vor.

Technische Parameter	DSCT	40-Zeilen-CT
<b>Röhrenspannung</b>		
70 kV	19 (16,7 %)	0 (0,0 %)
80 kV	34 (29,8 %)	25 (23,8 %)
90 kV	16 (14,0 %)	0 (0,0 %)
100 kV	37 (32,5 %)	58 (55,2 %)
110 kV	7 (6,1 %)	0 (0,0 %)
120 kV	1 (0,9 %)	22 (21,0 %)
<b>Pitch</b>		
1,2	12 (10,5 %)	100 (100,0 %)
2,4	102 (89,5 %)	0 (0,0 %)
<b>Schichtdicke</b>		
2 mm	102 (89,5 %)	64 (61,0 %)
3 mm	12 (10,5 %)	51 (39,0 %)

Tab. 6: Technische Parameter Studienkollektiv

Die Abbildung 10 stellt das durchschnittliche Röhrenstrom-Zeit-Produkt bei den CT-Untersuchungen der beiden CT-Geräte gegenüber. Bei den Untersuchungen am Dual-Source-CT wurde nach erfolgter Gewichtsgruppensortierung in allen Gewichtsgruppen ein niedrigerer Röhrenstrom als am 40-Zeilen-CT beobachtet. Zudem wurde an beiden CT-Geräten ab der Gewichtsgruppe 2 mit ansteigender Gewichtsgruppe ein höherer mittlerer Röhrenstrom ermittelt.

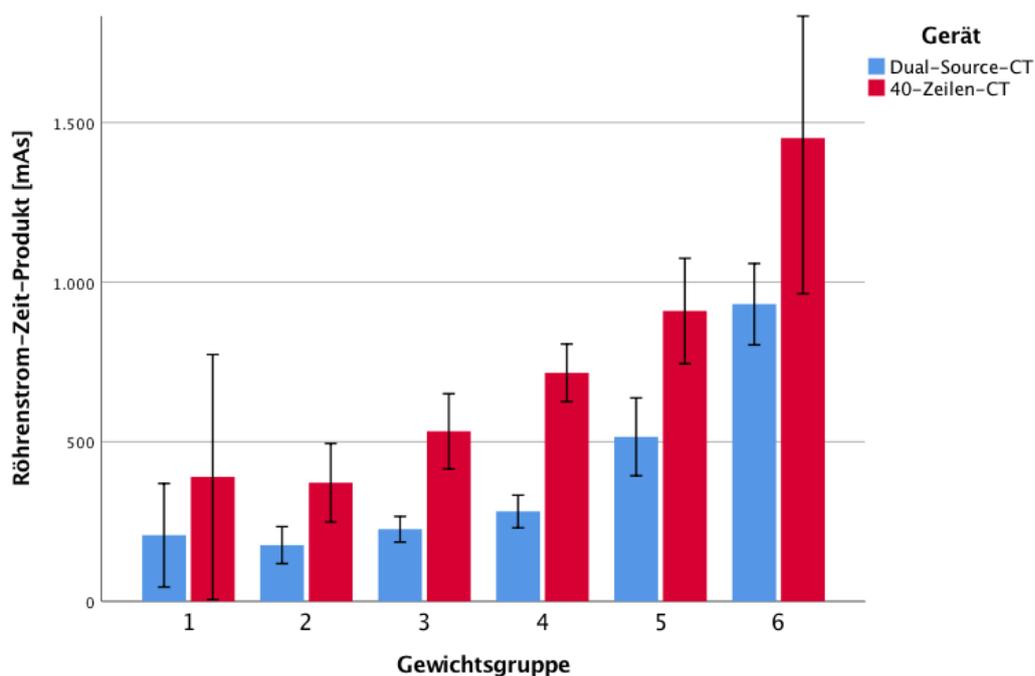


Abb. 10: Röhrenstrom-Zeit-Produkt Studienkollektiv

## 3.2 Gewichtsgruppen

### 3.2.1 Gewichtsgruppenverteilung Studienkollektiv

Die Gruppenverteilung (Abb. 11) zeigt, dass am Dual-Source-CT am häufigsten eine Zuordnung der Kinder in der Gewichtsgruppe 3 erfolgte, gefolgt von Gewichtsgruppe 2 und 5. Am 40-Zeilen-CT befanden sich die meisten Kinder in der Gewichtsgruppe 5. In der Gewichtsgruppe 1 wurden je Gerät vier Untersuchungen aufgenommen.

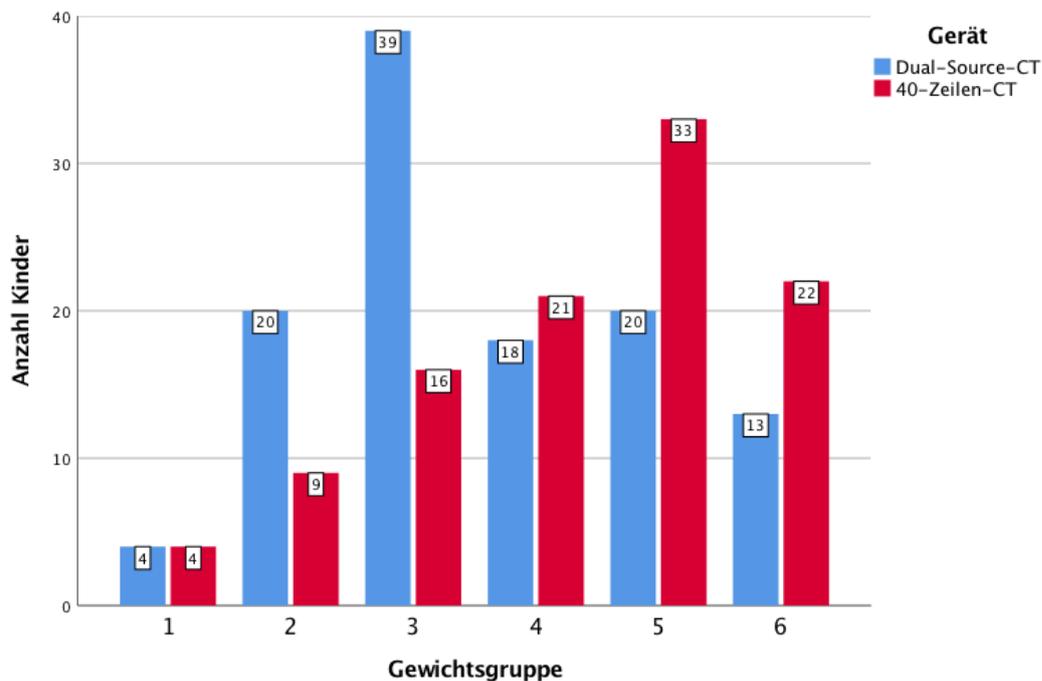


Abb. 11: Gewichtsgruppenverteilung Studienkollektiv

### 3.2.2 Gewichtsgruppen CT-Thorax nativ

In der Tabelle 7 sind die Mittelwerte des Körpergewichts sowie der Standardabweichung innerhalb der einzelnen Gewichtsgruppen dargestellt. Mittels des Mann-Whitney-U-Test wurden innerhalb der Gewichtsgruppen auf Lageunterschiede des Körpergewichts getestet.

Im Kollektiv CT-Thorax nativ wurden in den Gewichtsgruppen 1, 2, 3, 5 und 6 keine signifikanten Lageunterschiede festgestellt. In der Gewichtsgruppe 4 war das durchschnittliche Körpergewicht am 40-Zeilen-CT signifikant niedriger als am Dual-Source-CT ( $p < 0,05$ ).

Gewichtsgruppe	DSCT	40-Zeilen-CT	Mann-Whitney-U-Test (p-Wert)
<b>1</b> [3 kg < 5 kg]	3,4 n=1	3,4 n=1	-
<b>2</b> [5 kg < 10 kg]	7,8 ± 1,6 n=4	8,1 ± 1,7 n=5	0,556
<b>3</b> [10 kg < 19 kg]	14,3 ± 2,3 n=7	14,8 ± 2,5 n=10	0,845
<b>4</b> [19 kg < 32 kg]	26,3 ± 2,0 n=9	23,8 ± 3,0 n=13	<b>0,049</b>
<b>5</b> [32 kg < 56 kg]	41,6 ± 8,3 n=9	44,9 ± 8,8 n=20	0,383
<b>6</b> [≥ 56 kg]	61,1 ± 5,3 n=9	61,0 ± 3,3 n=12	0,943

Tab. 7: Mittelwerte Körpergewicht [kg] nach Gewichtsgruppen CT-Thorax nativ

### 3.2.3 Gewichtsgruppen CT-Thorax mit KM

In Kollektiv CT-Thorax mit KM wurden keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Verteilung des Körpergewichts festgestellt ( $p \geq 0,05$ ) (Tab. 8).

Gewichtsgruppe	DSCT	40-Zeilen-CT	Mann-Whitney-U-Test (p-Wert)
<b>1</b> [3 kg < 5 kg]	3,7 ± 0,7 n=3	3,1 ± 1,3 n=3	0,658
<b>2</b> [5 kg < 10 kg]	7,8 ± 1,4 n=16	7,7 ± 1,9 n=4	0,850
<b>3</b> [10 kg < 19 kg]	13,6 ± 2,4 n=32	14,8 ± 3,6 n=6	0,435
<b>4</b> [19 kg < 32 kg]	24,5 ± 4,3 n=9	26,8 ± 3,0 n=8	0,248
<b>5</b> [32 kg < 56 kg]	43,9 ± 6,3 n=11	43,4 ± 8,2 n=13	0,931
<b>6</b> [≥ 56 kg]	71,4 ± 12,6 n=4	71,7 ± 16,0 n=10	1,000

Tab. 8: Mittelwerte Körpergewicht [kg] nach Gewichtsgruppen CT-Thorax KM

### 3.3 Altersgruppen

#### 3.3.1 Altersgruppenverteilung Studienkollektiv

Im Gesamtkollektiv wurden die am Dual-Source-CT untersuchten Kinder mehrheitlich der Altersgruppe 3 zugeordnet. Die erhobenen Untersuchungen in den Altersgruppen 2, 4, 5 und 6 betragen an diesem Gerät zwischen 15 und 18 CT-Untersuchungen. Am Dual-Source-CT ist am häufigsten eine Zuordnung in die Altersgruppe 5 erfolgt. In der Altersgruppe 1 wurde am Dual-Source-CT eine CT-Untersuchung und am 40-Zeilen-CT drei CT-Untersuchungen analysiert. In Abbildung 12 ist die Altersgruppenverteilung im Studienkollektiv dargestellt.

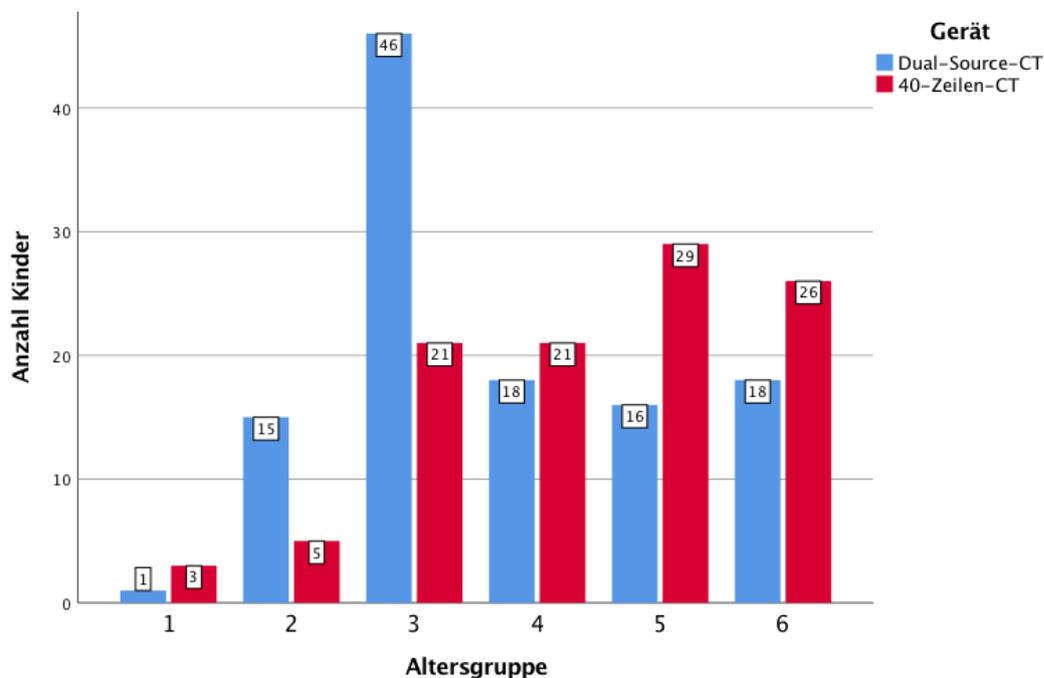


Abb. 12: Altersgruppenverteilung Studienkollektiv

#### 3.3.2 Altersgruppen CT-Thorax nativ

In den folgenden Tabellen sind die Mittelwerte des Alters in Monaten (Tab. 9) sowie des Körpergewichts der einzelnen Altersgruppen (Tab. 10) dargestellt. Mittels des Mann-Whitney-U-Test wurde das durchschnittliche Alter in den gegenübergestellten Altersgruppen auf signifikante Lageunterschiede getestet. Dies wurde zudem mit dem durchschnittlichen Körpergewicht durchgeführt.

Im Kollektiv CT-Thorax nativ war in allen Altersgruppen kein signifikanter Lageunterschied bezüglich des durchschnittlichen Alters sowie Körpergewichts festzustellen ( $p \geq 0,05$ ).

<b>Altersgruppe</b>	<b>DSCT</b>	<b>40-Zeilen-CT</b>	<b>Mann-Whitney-U-Test (p-Wert)</b>
<b>1</b> [0 < 3 Monate]	0,3 n=1	0,9 n=1	-
<b>2</b> [3 < 12 Monate]	7,2 ± 4,4 n=2	5,4 ± 1,5 n=2	1,000
<b>3</b> [1 < 5 Jahre]	32,1 ± 16,9 n=10	31,3 ± 15,0 n=12	0,947
<b>4</b> [5 < 10 Jahre]	89,3 ± 18,6 n=7	84,0 ± 15,7 n=13	0,501
<b>5</b> [10 < 15 Jahre]	151,5 ± 12,5 n=11	158,4 ± 13,0 n=18	0,164
<b>6</b> [15 < 18 Jahre]	202,0 ± 7,2 n=8	197,5 ± 11,4 n=15	0,272

Tab. 9: Mittelwerte Alter [Monate] nach Altersgruppen CT-Thorax nativ

<b>Altersgruppe</b>	<b>DSCT</b>	<b>40-Zeilen-CT</b>	<b>Mann-Whitney-U-Test (p-Wert)</b>
<b>1</b> [0 < 3 Monate]	3,4 n=1	3,4 n=1	-
<b>2</b> [3 < 12 Monate]	6,8 ± 1,8 n=2	6,4 ± 0,9 n=2	1,000
<b>3</b> [1 < 5 Jahre]	15,8 ± 7,0 n=10	13,2 ± 3,1 n=12	0,553
<b>4</b> [5 < 10 Jahre]	25,2 ± 5,6 n=7	23,3 ± 3,6 n=13	0,165
<b>5</b> [10 < 15 Jahre]	41,9 ± 12,1 n=11	44,3 ± 10,3 n=18	0,574
<b>6</b> [15 < 18 Jahre]	60,4 ± 6,1 n=8	57,1 ± 8,4 n=15	0,457

Tab. 10: Mittelwerte Körpergewicht [kg] nach Altersgruppen CT-Thorax nativ

### 3.3.3 Altersgruppen CT-Thorax mit KM

Im Kollektiv CT-Thorax mit KM wurde in allen Altersgruppen kein signifikanter Lageunterschied bezüglich des Alters der Kinder festgestellt ( $p \geq 0,05$ ) (Tab. 11).

Altersgruppe	DSCT	40-Zeilen-CT	Mann-Whitney-U-Test (p-Wert)
<b>1</b> [0 < 3 Monate]	- n=0	0,1 ± 0,0 n=2	-
<b>2</b> [0 < 3 Monate]	5,7 ± 2,8 n=13	7,8 ± 3,5 n=3	0,382
<b>3</b> [1 < 5 Jahre]	32,9 ± 12,8 n=36	32,6 ± 18,8 n=9	0,777
<b>4</b> [5 < 10 Jahre]	91,3 ± 15,9 n=11	88,2 ± 17,2 n=8	0,741
<b>5</b> [10 < 15 Jahre]	151,6 ± 18,4 n=5	158,1 ± 17,2 n=11	0,533
<b>6</b> [15 < 18 Jahre]	198,3 ± 12,2 n=10	197,5 ± 9,6 n=11	0,944

Tab. 11: Mittelwerte Alter [Monate] nach Altersgruppen CT-Thorax KM

In der Altersgruppe 6 wurde am 40-Zeilen-CT ein signifikant höheres Körpergewicht der Kinder ermittelt ( $p < 0,05$ ) (Tab. 12). In den weiteren Altersgruppen wurde bezüglich des Körpergewichts kein signifikanter Lageunterschied festgestellt ( $p \geq 0,05$ ).

Altersgruppe	DSCT	40-Zeilen-CT	Mann-Whitney-U-Test (p-Wert)
<b>1</b> [0 < 3 Monate]	- n=0	2,5 ± 0,7 n=2	-
<b>2</b> [0 < 3 Monate]	6,3 ± 1,9 n=13	6,8 ± 2,0 n=3	0,459
<b>3</b> [1 < 5 Jahre]	12,6 ± 2,7 n=36	14,4 ± 6,1 n=9	0,435
<b>4</b> [5 < 10 Jahre]	24,1 ± 5,5 n=11	27,7 ± 3,6 n=8	0,160
<b>5</b> [10 < 15 Jahre]	41,2 ± 14,5 n=5	45,1 ± 10,0 n=11	0,610
<b>6</b> [15 < 18 Jahre]	55,3 ± 15,1 n=10	68,5 ± 17,4 n=11	<b>0,032</b>

Tab. 12: Mittelwerte Körpergewicht [kg] nach Altersgruppen CT-Thorax KM

### 3.4 Strahlendosis

#### 3.4.1 Diagnostische Referenzwerte (DRW)

Die ermittelten DLP-Werte lagen bei 215 CT-Untersuchungen (98,2 Prozent) unterhalb der DRW des Bundesamts für Strahlenschutz.

Am Dual-Source-CT wurden bei allen erhobenen CT-Thorax-Untersuchungen die DRW eingehalten. Am 40-Zeilen-CT hingegen wurde insgesamt viermal der Referenzwert überschritten.

#### 3.4.2 Strahlendosis Studienkollektiv

In der Gesamtanalyse aller CT-Thorax-Untersuchungen der Kinder konnte bei beiden Strahlendosisparametern (DLP und  $CTDI_{vol}$ ) am Dual-Source-CT im Vergleich zum 40-Zeilen-CT eine signifikant niedrigere Strahlendosis gemessen werden ( $p < 0,001$ ). Die Tabelle 13 zeigt, dass sich das Dosislängenprodukt bei CT-Untersuchungen am Dual-Source-CT gegenüber dem 40-Zeilen-CT um 53,9 Prozent reduzierte.

Strahlendosis	DSCT	40-Zeilen-CT	DSCT vs. 40-Zeilen-CT	Mann-Whitney-U-Test (p-Wert)
DLP	$27,1 \pm 34,9$ <i>n=114</i>	$58,8 \pm 63,3$ <i>n=105</i>	-53,9 %	< 0,001
$CTDI_{vol}$	$1,8 \pm 3,0$ <i>n=114</i>	$5,3 \pm 21,3$ <i>n=105</i>	-65,6 %	< 0,001

Tab. 13: Strahlendosis Studienkollektiv (DLP [mGy\*cm],  $CTDI_{vol}$  [mGy])

### 3.4.3 Strahlendosis CT-Thorax nativ

#### 3.4.3.1 Überblick DLP

In diesem Abschnitt werden die Resultate der nativen CT-Thorax-Untersuchungen aufgeführt. Das nachfolgende Punktdiagramm (Abb. 13) beschreibt Verhältnis vom DLP gegenüber dem Körpergewicht des untersuchten Patienten.

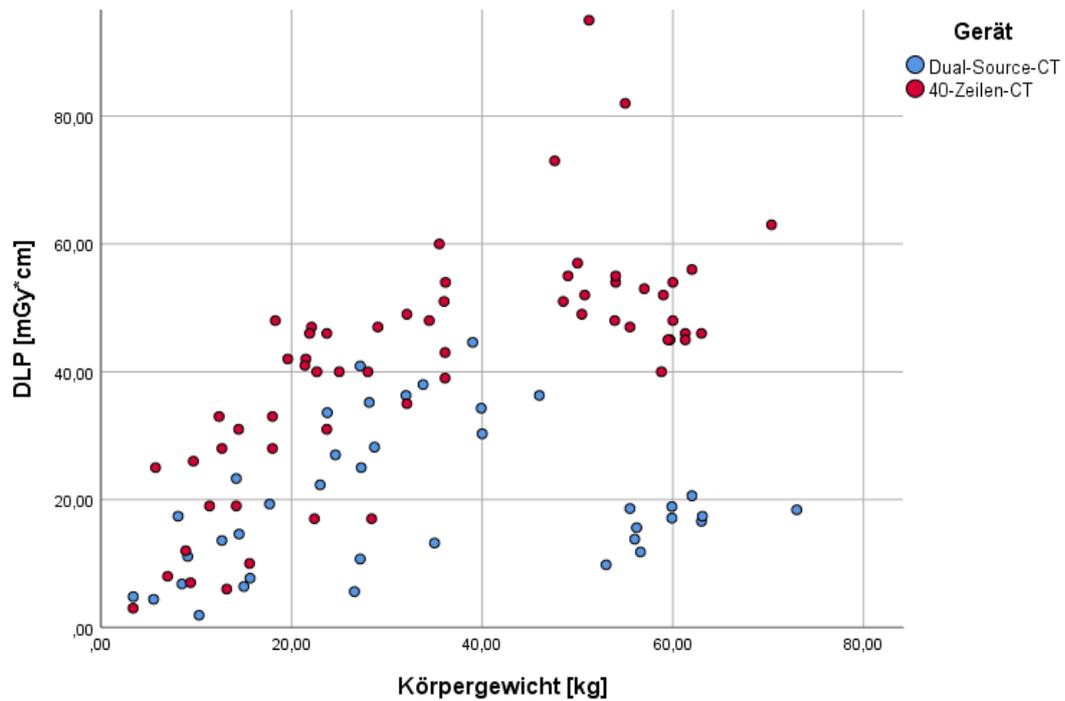


Abb. 13: DLP nach Körpergewicht CT-Thorax nativ

### 3.4.3.2 DLP nach Gewichtgruppen

Die Mittelwerte des DLP waren am Dual-Source-CT jeweils niedriger als am 40-Zeilen-CT. In den Gewichtgruppen 3 bis 6 wurden statistisch signifikant niedrigere DLP-Werte am Dual-Source-CT festgestellt ( $p < 0,05$ ) (Tab. 14, Abb. 14). Der Effekt nach Cohen war bei allen signifikanten Werten stark ( $|d| \geq 0,8$ ). Die Strahlendosisreduktion in diesem Kollektiv lag zwischen 33,4 bis 66,2 Prozent.

Gewichtsgruppe	DSCT	40-Zeilen-CT	DSCT vs. 40-Zeilen-CT	Mann-Whitney-U-Test (p-Wert)
<b>2</b> [5 kg < 10 kg]	9,9 ± 5,7 n=4	15,6 ± 9,2 n=5	-47,2 %	0,268
<b>3</b> [10 kg < 19 kg]	12,4 ± 7,5 n=7	25,5 ± 12,3 n=10	-51,0 %	<b>0,040</b>
<b>4</b> [19 kg < 32 kg]	25,4 ± 11,4 n=9	38,2 ± 10,3 n=13	-33,4 %	<b>0,010</b>
<b>5</b> [32 kg < 56 kg]	29,0 ± 12,2 n=9	54,9 ± 14,1 n=20	-47,1 %	<b>&lt; 0,001</b>
<b>6</b> [≥ 56 kg]	16,7 ± 2,7 n=9	49,4 ± 6,3 n=12	-66,2 %	<b>&lt; 0,001</b>

Tab. 14: DLP [mGy\*cm] nach Gewichtgruppen CT-Thorax nativ

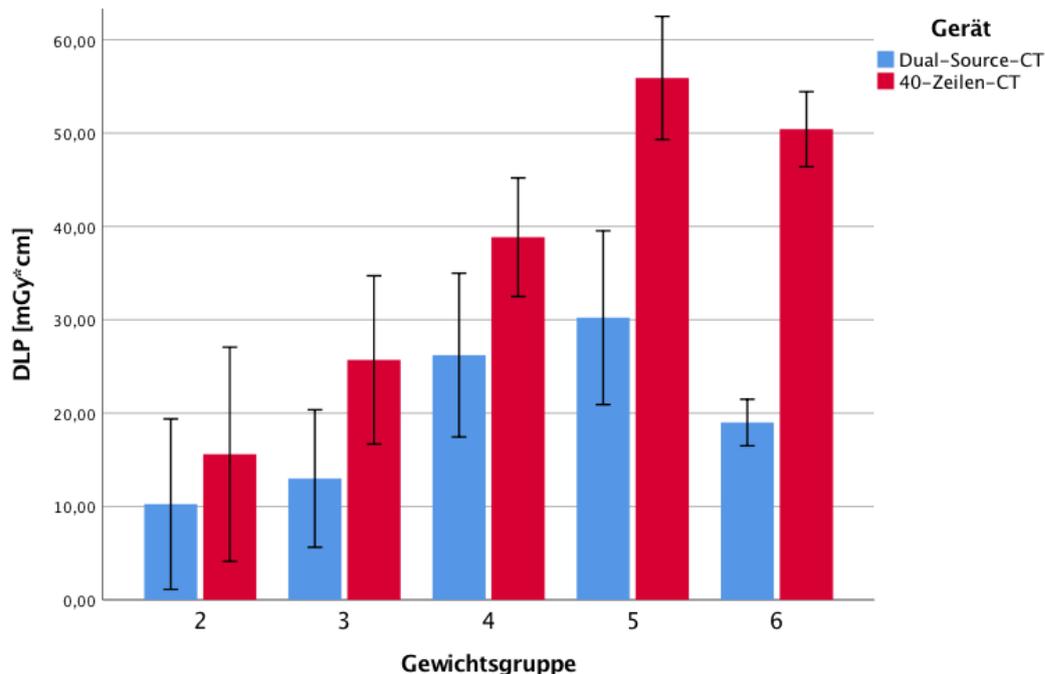


Abb. 14: DLP nach Gewichtgruppen CT-Thorax nativ

### 3.4.3.3 DLP nach Altersgruppen

In allen Altersgruppen wurden am Dual-Source-CT niedrigere DLP-Werte registriert (Tab. 15, Abb. 15). In den Gewichtsgruppen 4 bis 6 wurde eine signifikante Strahlendosisreduktion ermittelt ( $p < 0,05$ ). In den Altersgruppen 4 bis 6 wurde ein starker Effekt festgestellt ( $|d| \geq 0,8$ ).

Altersgruppe	DSCT	40-Zeilen-CT	DSCT vs. 40-Zeilen-CT	Mann-Whitney-U-Test (p-Wert)
<b>2</b> [3 < 12 Monate]	11,5 ± 9,2 n=2	16,5 ± 12,0 n=2	-30,3 %	0,439
<b>3</b> [1 < 5 Jahre]	15,6 ± 9,1 n=10	21,1 ± 10,3 n=12	-26,0 %	0,222
<b>4</b> [5 < 10 Jahre]	25,4 ± 12,1 n=7	38,5 ± 10,6 n=13	-33,9 %	<b>0,017</b>
<b>5</b> [10 < 15 Jahre]	27,5 ± 12,1 n=11	55,4 ± 14,9 n=18	-50,5 %	<b>&lt; 0,001</b>
<b>6</b> [15 < 18 Jahre]	19,0 ± 3,9 n=8	51,9 ± 5,4 n=15	-63,4 %	<b>&lt; 0,001</b>

Tab. 15: DLP [mGy\*cm] nach Altersgruppen CT-Thorax nativ

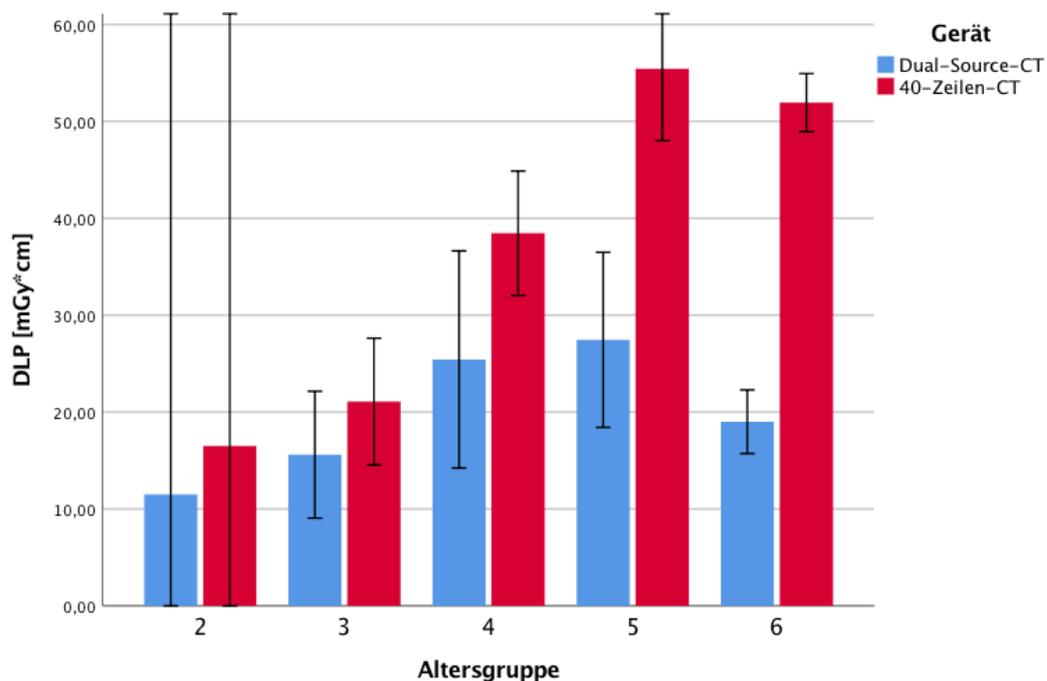


Abb. 15: DLP nach Altersgruppen CT-Thorax nativ

### 3.4.3.4 CTDI<sub>vol</sub> nach Gewichtgruppen

Bei der Auswertung des CTDI<sub>vol</sub> zeigten sich am Dual-Source-CT in den Gewichtgruppen 2 bis 6 niedrigere Werte als am 40-Zeilen-CT (Tab. 16, Abb. 16). Der Unterschied in den Gewichtgruppen 3 bis 6 war signifikant ( $p < 0,05$ ). Es wurde in den Gewichtgruppen mit einem signifikanten Lageunterschied ein starker Effekt ermittelt ( $|d| \geq 0,8$ ).

Gewichtsgruppe	DSCT	40-Zeilen-CT	DSCT vs. 40-Zeilen-CT	Mann-Whitney-U-Test (p-Wert)
<b>2</b> [5 kg < 10 kg]	0,6 ± 0,4 n=4	1,1 ± 0,6 n=5	-47,5 %	0,221
<b>3</b> [10 kg < 19 kg]	0,6 ± 0,3 n=7	1,4 ± 0,6 n=10	-57,0 %	<b>0,008</b>
<b>4</b> [19 kg < 32 kg]	1,1 ± 0,5 n=9	1,7 ± 0,4 n=13	-35,1 %	<b>0,003</b>
<b>5</b> [32 kg < 56 kg]	1,1 ± 0,5 n=9	1,8 ± 0,4 n=20	-38,8 %	<b>0,003</b>
<b>6</b> [≥ 56 kg]	0,5 ± 0,1 n=9	1,5 ± 0,1 n=12	-67,5 %	<b>&lt; 0,001</b>

Tab. 16: CTDI<sub>vol</sub> [mGy] nach Gewichtgruppen CT-Thorax nativ

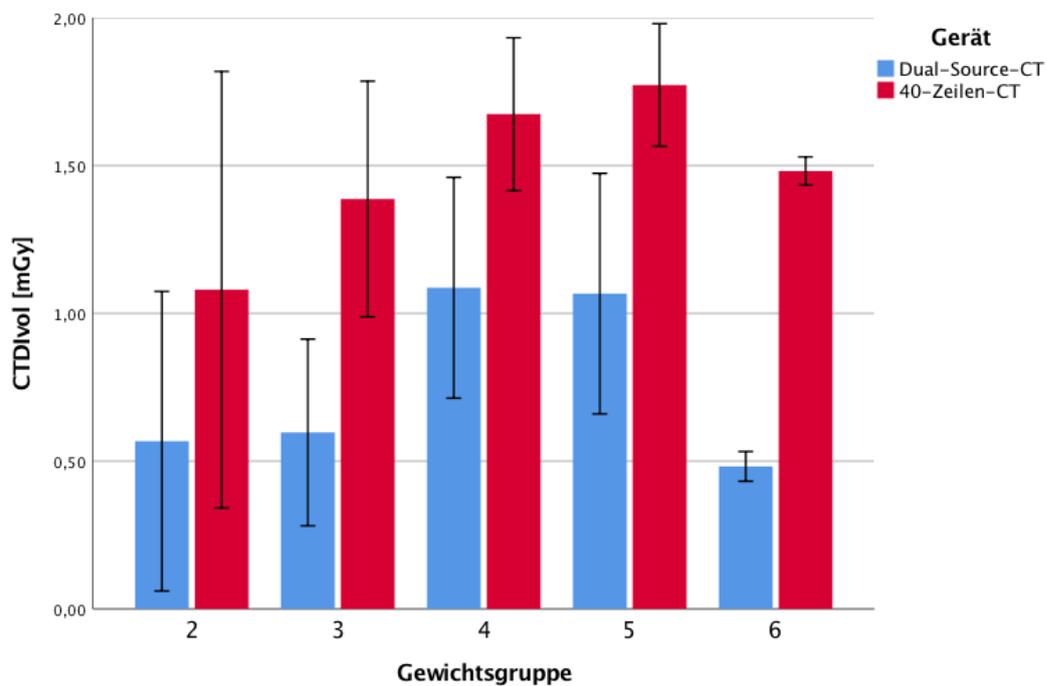


Abb. 16: CTDI<sub>vol</sub> nach Gewichtgruppen CT-Thorax nativ

### 3.4.3.5 CTDI<sub>vol</sub> nach Altersgruppen

In den Gewichtsklassen 3 bis 6 wurden im Kollektiv CT-Thorax nativ am Dual-Source-CT signifikant niedrigere CTDI<sub>vol</sub>-Werte ermittelt ( $p < 0,05$ ) (Tab. 17, Abb. 17). In den Altersgruppen 3 bis 6 wurde ein starker Effekt nach Cohen beobachtet ( $|d| \geq 0,8$ ). In diesem Kollektiv konnten Strahlendosisreduktionen bis 68,7 Prozent festgestellt werden.

Altersgruppe	DSCT	40-Zeilen-CT	DSCT vs. 40-Zeilen-CT	Mann-Whitney-U-Test (p-Wert)
<b>2</b> [3 < 12 Monate]	0,6 ± 0,5 n=2	1,2 ± 0,8 n=2	-47,4 %	0,439
<b>3</b> [1 < 5 Jahre]	0,8 ± 0,4 n=10	1,2 ± 0,5 n=12	-39,1 %	<b>0,040</b>
<b>4</b> [5 < 10 Jahre]	1,0 ± 0,5 n=7	1,7 ± 0,4 n=13	-39,2 %	<b>0,004</b>
<b>5</b> [10 < 15 Jahre]	1,0 ± 0,6 n=11	1,8 ± 0,4 n=18	-47,9 %	<b>&lt; 0,001</b>
<b>6</b> [15 < 18 Jahre]	0,5 ± 0,1 n=8	1,5 ± 0,1 n=15	-68,7 %	<b>&lt; 0,001</b>

Tab. 17: CTDI<sub>vol</sub> [mGy] nach Gewichtsklassen CT-Thorax nativ

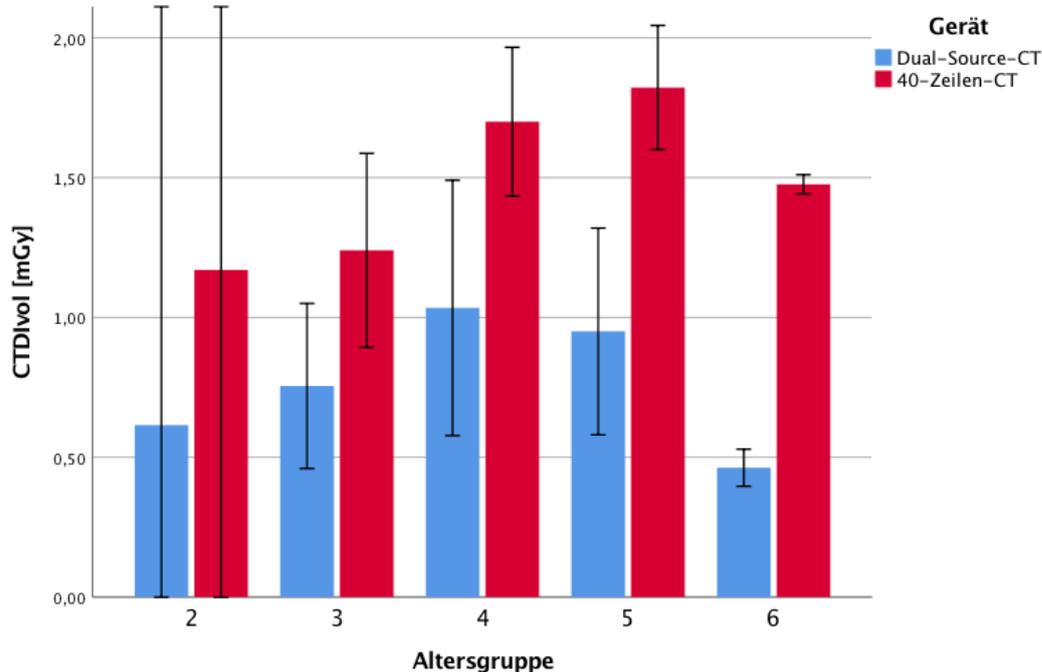


Abb. 17: CTDI<sub>vol</sub> nach Altersgruppen CT-Thorax nativ

### 3.4.4 Strahlendosis CT-Thorax mit KM

#### 3.4.4.1 Übersicht

In diesem Abschnitt werden die Resultate der CT-Thorax-Untersuchungen mit Kontrastmittel aufgeführt. Das nachfolgenden Punktdiagramm (Abb. 18) trägt das DLP im Verhältnis zum Körpergewicht des untersuchten Patienten auf.

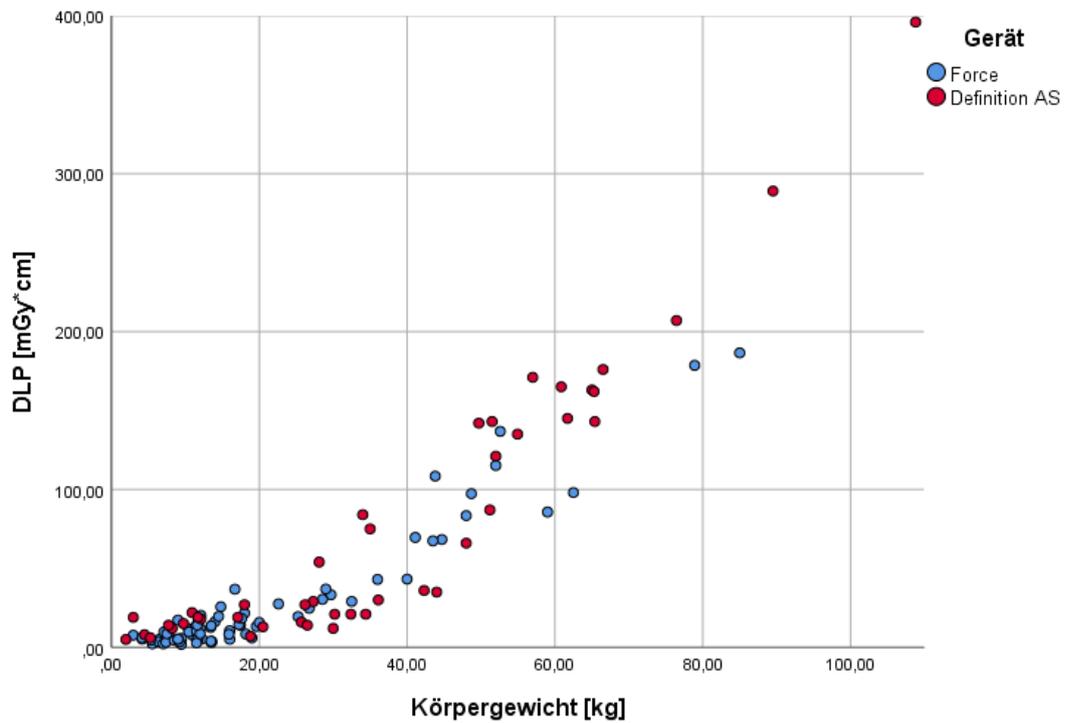


Abb. 18: DLP nach Körpergewicht CT-Thorax mit KM

### 3.4.4.2 DLP nach Gewichtgruppen

Im Kollektiv der CT-Thorax-Untersuchungen mit KM wurden in den Gewichtgruppen 1 bis 4 sowie 6 am Dual-Source-CT niedrigere DLP-Werte beobachtet (Tab. 18, Abb. 19). In der Gewichtgruppe 5 hingegen war das DLP am 40-Zeilen-CT im Mittel niedriger. In der Gewichtgruppe 3 wurde ein signifikanter Unterschied beobachtet ( $p < 0,05$ ). Der Effekt in der Gewichtgruppe 3 war stark ( $|d| \geq 0,8$ ).

Gewichtsgruppe	DSCT	40-Zeilen-CT	DSCT vs. 40-Zeilen-CT	Mann-Whitney-U-Test (p-Wert)
<b>1</b> [3 kg < 5 kg]	6,3 ± 1,2 n=3	10,7 ± 7,4 n=3	-40,6 %	0,513
<b>2</b> [5 kg < 10 kg]	5,7 ± 3,9 n=16	11,8 ± 4,0 n=4	-51,8 %	0,180
<b>3</b> [10 kg < 19 kg]	11,9 ± 7,4 n=32	18,9 ± 6,6 n=6	-35,7 %	<b>0,031</b>
<b>4</b> [19 kg < 32 kg]	23,0 ± 10,2 n=9	23,2 ± 14,0 n=8	-1,0 %	0,630
<b>5</b> [32 kg < 56 kg]	78,3 ± 33,6 n=11	76,0 ± 46,6 n=13	+2,3 %	0,839
<b>6</b> [≥ 56 kg]	137,2 ± 52,7 n=4	201,7 ± 80,4 n=10	-32,0 %	0,396

Tab. 18: DLP [mGy\*cm] nach Gewichtgruppen CT-Thorax KM

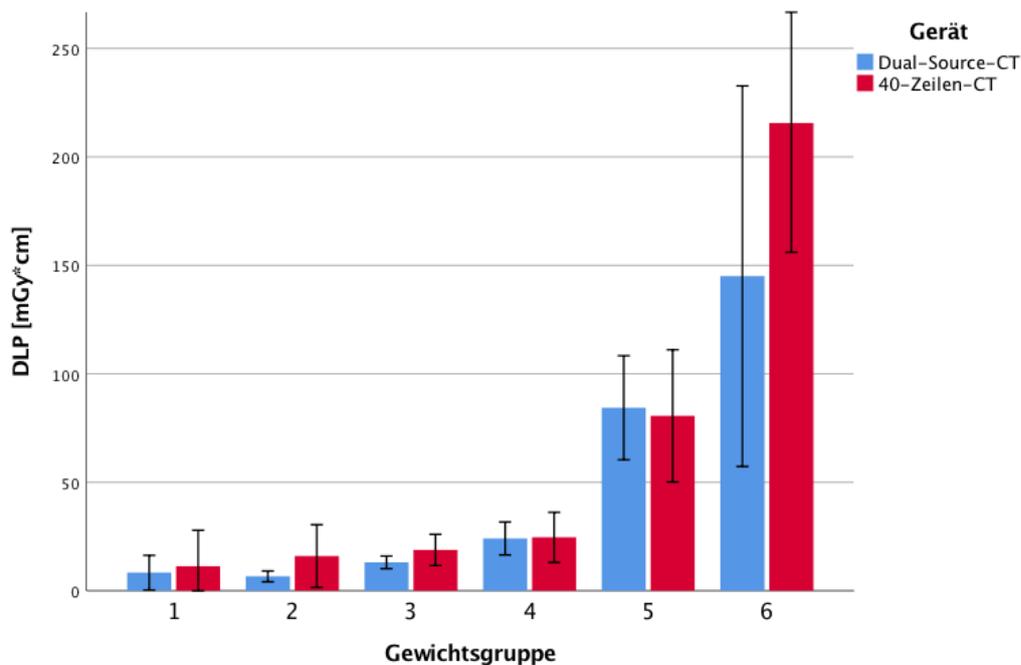


Abb. 19: DLP nach Gewichtgruppen CT-Thorax KM

### 3.4.4.3 DLP nach Altersgruppen

Im Kollektiv CT-Thorax mit KM wurden in allen Altersgruppen am Dual-Source-CT niedrigere DLP-Werte ermittelt (Tab.19, Abb. 20). In den Altersgruppen 2, 3 und 6 wurden signifikante Unterschiede festgestellt ( $p < 0,05$ ). In den Altersgruppen 2 und 6 wurde ein starker Effekt beobachtet ( $|d| \geq 0,8$ ). In der Altersgruppe 3 lag eine mittlere Effektstärke vor ( $|d| = 0,661$ ).

Altersgruppe	DSCT	40-Zeilen-CT	DSCT vs. 40-Zeilen-CT	Mann-Whitney-U-Test (p-Wert)
<b>2</b> [3 < 12 Monate]	5,6 ± 3,0 n=13	16,7 ± 10,3 n=3	-66,3 %	<b>0,022</b>
<b>3</b> [1 < 5 Jahre]	12,3 ± 7,9 n=36	17,2 ± 6,9 n=9	-28,5 %	<b>0,033</b>
<b>4</b> [5 < 10 Jahre]	22,9 ± 9,4 n=11	24,8 ± 13,8 n=8	-7,4 %	0,901
<b>5</b> [10 < 15 Jahre]	57,2 ± 27,6 n=5	84,4 ± 54,2 n=11	-32,2 %	0,496
<b>6</b> [15 < 18 Jahre]	122,1 ± 41,8 n=10	205,0 ± 84,8 n=11	-40,4 %	<b>0,005</b>

Tab. 19: DLP [mGy\*cm] nach Altersgruppen CT-Thorax KM

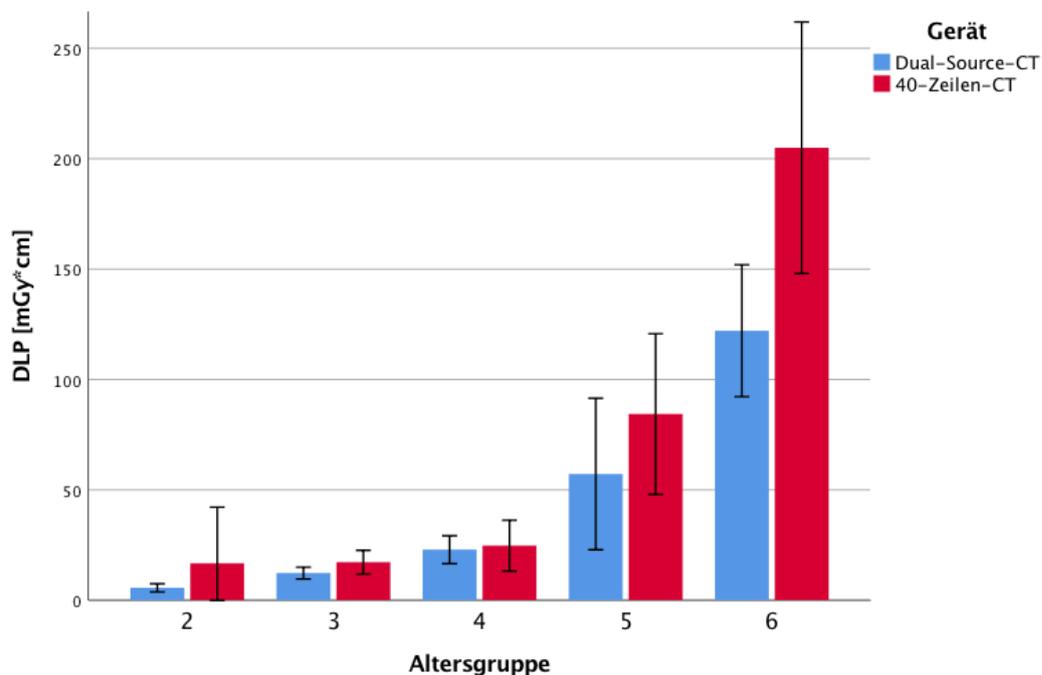


Abb. 20: DLP nach Altersgruppen CT-Thorax KM

### 3.4.4.4 CTDI<sub>vol</sub> nach Gewichtgruppen

In der Analyse des CTDI<sub>vol</sub> zeigte sich, dass die Mittelwerte in jeder Gewichtgruppe am Dual-Source-CT einen geringeren Wert annahmen als am 40-Zeilen-CT (Tab. 20, Abb. 21). Der Unterschied in der Gewichtgruppe 3 konnte als signifikant nachgewiesen werden ( $p < 0,05$ ). In dieser Gewichtgruppe wurde ein starker Effekt beobachtet ( $|d| \geq 0,8$ ).

Gewichtsgruppe	DSCT	40-Zeilen-CT	DSCT vs. 40-Zeilen-CT	Mann-Whitney-U-Test (p-Wert)
<b>1</b> [1 kg < 5 kg]	0,4 ± 0,0 n=3	0,8 ± 0,4 n=3	-54,4 %	0,050
<b>2</b> [5 kg < 10 kg]	0,3 ± 0,2 n=16	0,7 ± 0,3 n=4	-52,9 %	0,058
<b>3</b> [10 kg < 19 kg]	0,6 ± 0,3 n=32	1,1 ± 0,4 n=6	-46,2 %	<b>0,008</b>
<b>4</b> [19 kg < 32 kg]	0,9 ± 0,4 n=9	1,1 ± 0,7 n=8	-12,1 %	0,847
<b>5</b> [32 kg < 56 kg]	2,4 ± 1,0 n=11	2,6 ± 1,5 n=13	-6,5 %	0,839
<b>6</b> [≥ 56 kg]	4,1 ± 1,4 n=4	6,2 ± 2,2 n=10	-34,8 %	0,054

Tab. 20: CTDI<sub>vol</sub> [mGy] nach Gewichtgruppen CT-Thorax KM

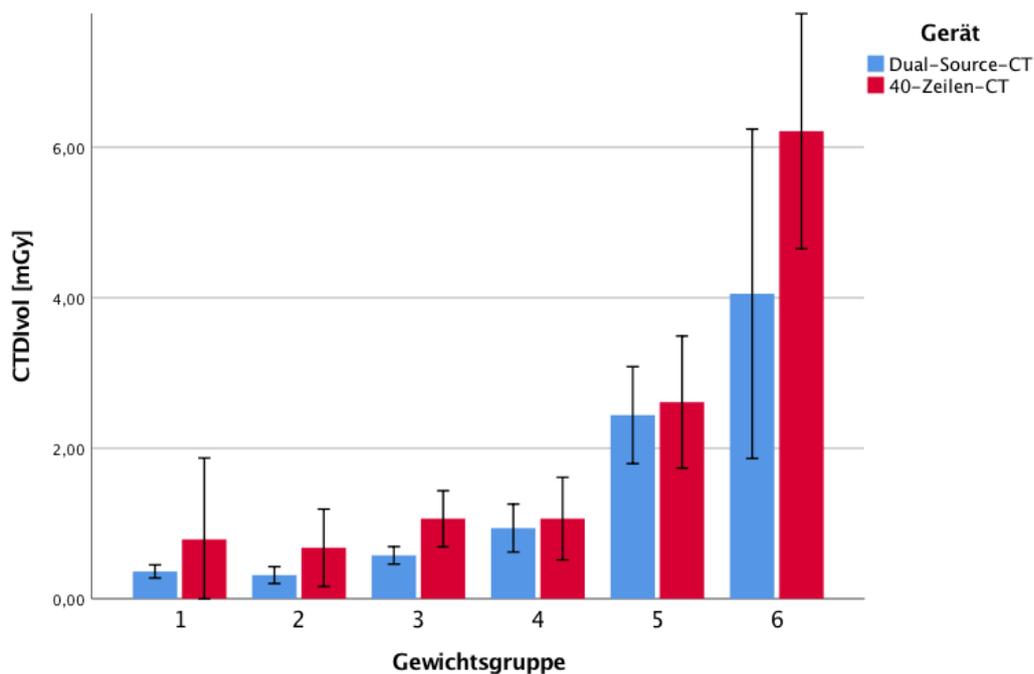


Abb. 21: CTDI<sub>vol</sub> nach Gewichtgruppen CT-Thorax KM

### 3.4.4.5 CTDI<sub>vol</sub> nach Altersgruppen

Im Kollektiv CT-Thorax mit KM wurden bei CT-Untersuchungen am Dual-Source-CT in den Altersgruppen 2, 3 und 6 signifikant niedrigere Werte ermittelt ( $p < 0,05$ ) (Tab. 21, Abb. 22). Bei allen signifikanten Lageunterschieden wurde eine starke Effektstärke nach Cohen festgestellt ( $|d| \geq 0,8$ ). In diesem Kollektiv konnte eine Strahlendosisreduktion bis zu 63,8 Prozent beobachtet werden.

Altersgruppe	DSCT	40-Zeilen-CT	DSCT vs. 40-Zeilen-CT	Mann-Whitney-U-Test (p-Wert)
<b>2</b> [3 < 12 Monate]	0,3 ± 0,1 n=13	0,8 ± 0,2 n=3	-63,8 %	<b>0,009</b>
<b>3</b> [1 < 5 Jahre]	0,5 ± 0,3 n=36	0,9 ± 0,4 n=9	-39,8 %	<b>0,016</b>
<b>4</b> [5 < 10 Jahre]	0,9 ± 0,4 n=11	1,1 ± 0,7 n=8	-14,7 %	0,836
<b>5</b> [10 < 15 Jahre]	1,9 ± 0,9 n=5	2,9 ± 1,7 n=11	-35,3 %	0,462
<b>6</b> [15 < 18 Jahre]	3,4 ± 1,1 n=10	5,8 ± 2,3 n=11	-41,7 %	<b>0,002</b>

Tab. 21: CTDI<sub>vol</sub> [mGy] nach Altersgruppen CT-Thorax KM

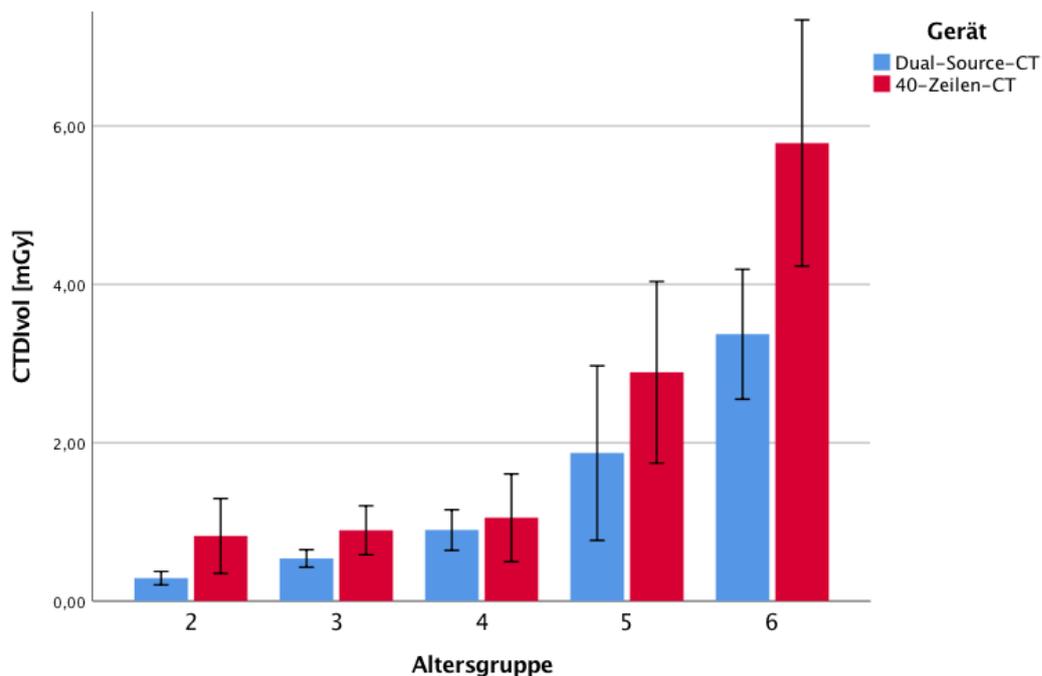


Abb. 22: CTDI<sub>vol</sub> nach Altersgruppen CT-Thorax KM

### 3.5 Kontrastmittel

Im Kollektiv CT-Thorax mit KM wurde das applizierte KM-Volumen je CT-Untersuchung untersucht (Tab. 22). Hierbei zeigte sich in der Gesamtübersicht, dass am Dual-Source-CT im Mittel weniger KM verwendet wurde als am 40-Zeilen-CT. Es konnte ein signifikanter Unterschied festgestellt werden ( $p < 0,05$ ).

Kollektiv	DSCT	40-Zeilen-CT	DSCT vs. 40-Zeilen-CT	Mann-Whitney-U-Test (p-Wert)
<b>Thorax mit KM</b>	20,1 ± 15,6 <i>n=75</i>	48,2 ± 28,6 <i>n=44</i>	-58,4 %	<b>&lt; 0,001</b>

Tab. 22: KM-Volumen [ml] Übersicht CT-Thorax KM

Nach Aufteilung entsprechend der Gewichtsgruppen konnte beobachtet werden, dass in Gruppen am Dual-Source-CT Kontrastmittel eingespart werden konnte (Tab. 23). In den Gewichtsgruppen 2 bis 6 lag je eine signifikante KM-Reduktion vor ( $p < 0,05$ ). In den Gewichtsgruppen 2 bis 6 wurde statistisch ein starker Effekt ermittelt ( $|d| \geq 0,8$ ). Die Kontrastmittelreduktion betrug zwischen 24,9 und 36,9 Prozent.

Gewichtsgruppe	DSCT	40-Zeilen-CT	DSCT vs. 40-Zeilen-CT	Mann-Whitney-U-Test (p-Wert)
<b>1</b> <i>[1 kg &lt; 5 kg]</i>	4,7 ± 0,6 <i>n=3</i>	6,7 ± 3,1 <i>n=3</i>	-30,0 %	0,369
<b>2</b> <i>[5 kg &lt; 10 kg]</i>	7,8 ± 1,3 <i>n=16</i>	11,6 ± 3,1 <i>n=4</i>	-32,8 %	<b>0,019</b>
<b>3</b> <i>[10 kg &lt; 19 kg]</i>	13,3 ± 3,0 <i>n=32</i>	20,7 ± 4,9 <i>n=6</i>	-35,4 %	<b>&lt; 0,001</b>
<b>4</b> <i>[19 kg &lt; 32 kg]</i>	25,5 ± 7,2 <i>n=9</i>	40,5 ± 8,4 <i>n=8</i>	-36,9 %	<b>0,004</b>
<b>5</b> <i>[32 kg &lt; 56 kg]</i>	43,3 ± 5,6 <i>n=11</i>	57,6 ± 13,5 <i>n=13</i>	-24,9 %	<b>0,008</b>
<b>6</b> <i>[≥ 56 kg]</i>	58,0 ± 15,6 <i>n=4</i>	85,9 ± 12,0 <i>n=10</i>	-32,5 %	<b>0,008</b>

Tab. 23: KM-Volumen [ml] nach Gewichtsgruppen CT-Thorax KM

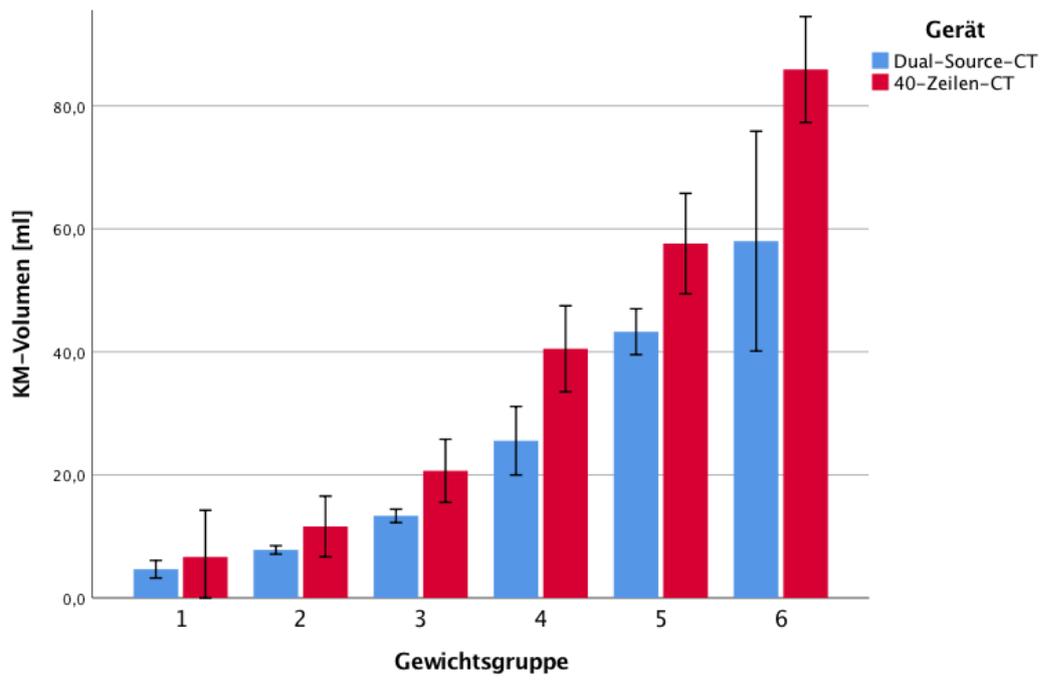


Abb. 23: KM-Volumen CT-Thorax KM

## 3.6 Bildqualität

### 3.6.1 Bildqualität CT Thorax nativ

#### 3.6.1.1 Bildbeispiel Dual-Source-CT

Die dargestellte CT-Untersuchung (Abb. 24, 25) wurde nativ bei einem Patienten (11 Jahre, 32 kg) durchgeführt, der an einem diffusen großzelligen B-Zell-Lymphom (DLBCL, diffuse large B-cell lymphoma) erkrankt war. In der Verlaufskontrolle wurde der Frage nach suspekten Raumforderungen oder Infiltrationen nachgegangen.

Technische Parameter:

- Röhrenspannung: 100 kV
- Röhrenstrom-Zeit-Produkt: 297 mAs
- Kollimation: 0,6 mm
- DLP: 37 mGy\*cm
- CTDI<sub>vol</sub>: 1,21 mGy



Abb. 24: Topogramm

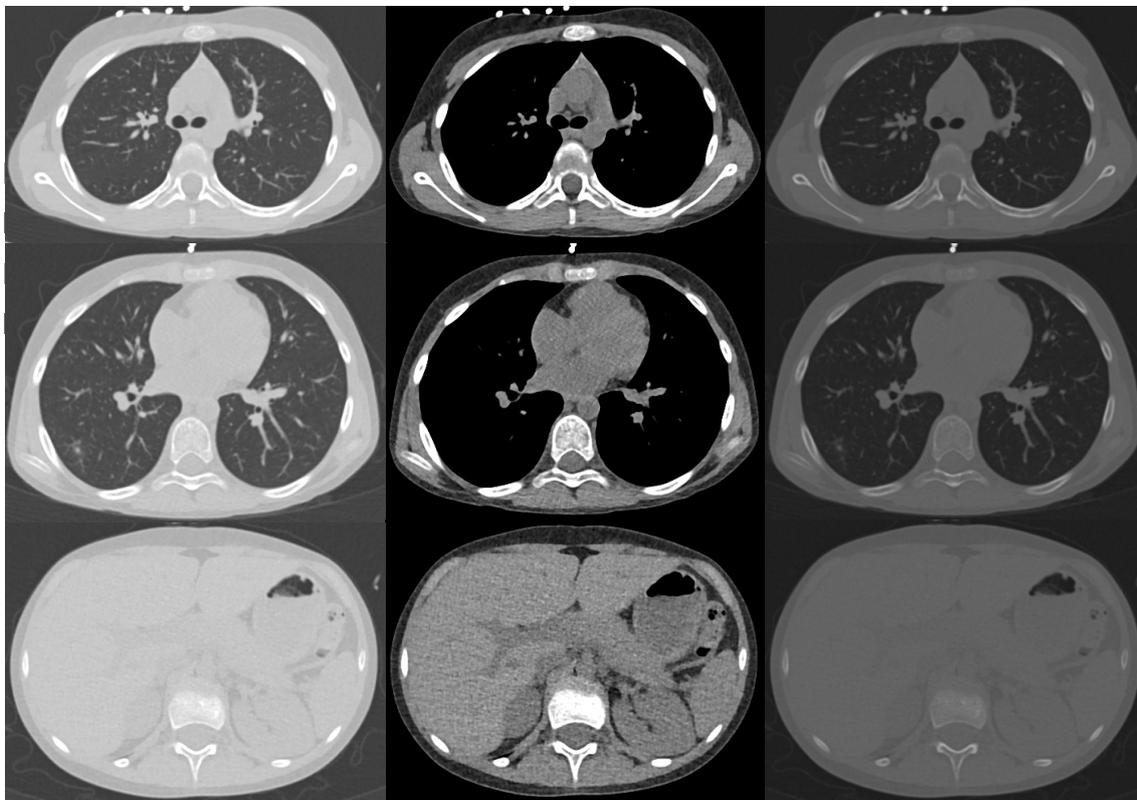


Abb. 25: Bildbeispiel Dual-Source-CT Thorax nativ (LF links, WF Mitte, KF rechts)

### 3.6.1.2 Bildbeispiel 40-Zeilen-CT

Die dargestellte CT-Untersuchung (Abb. 26, 27) wurde bei einer Patientin (6 Jahre, 25 kg) durchgeführt, bei der ein Rezidiv eines zuvor therapierten Wilms-Tumors (Chemotherapie, Nierenteilresektion des rechten Nierenoberpols) festgestellt wurde. Die CT-Untersuchung war zur Detektion von Lungenmetastasen indiziert.

Technische Parameter:

- Röhrenspannung: 100 kV
- Röhrenstrom-Zeit-Produkt: 700 mAs
- Kollimation: 1,2 mm
- DLP: 40 mGy\*cm
- CTDI<sub>vol</sub>: 1,72 mGy



Abb. 26: Topogramm

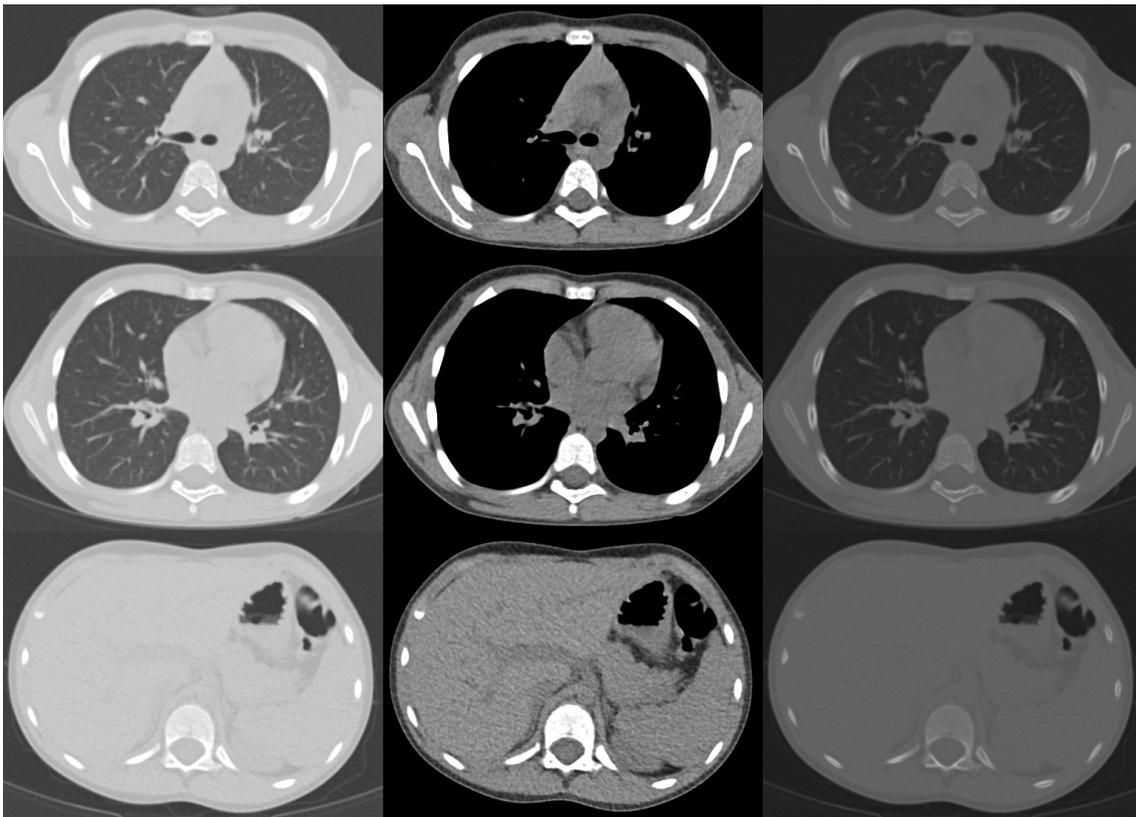


Abb. 27: Bildbeispiel 40-Zeilen-CT Thorax nativ (LF links, WF Mitte, KF rechts)

### 3.6.1.3 Quantitative Bestimmung der Bildqualität

Nach Messung und Berechnung der objektiven Bildparameter der nativen CT-Thorax-Untersuchungen zeigte sich, dass die CNR- sowie SNR-Werte im Mittel beim Dual-Source-CT größer waren als beim 40-Zeilen-CT (Tab. 24). Es konnte ein signifikanter Unterschied festgestellt werden ( $p < 0,05$ ). Das Bildrauschen war im Mittel beim Dual-Source-CT signifikant geringer als beim 40-Zeilen-CT ( $p < 0,001$ ). Bei den Bildparametern CNR Aorta, SNR Aorta und SNR Leber wurde ein mittlerer Effekt ermittelt ( $0,5 \leq |d| < 0,8$ ). Das Bildrauschen zeigte einen signifikanten Unterschied mit einem starken Effekt ( $|d| \geq 0,8$ ).

Bildparameter	DSCT	40-Zeilen-CT	DSCT vs. 40-Zeilen-CT	Mann-Whitney-U-Test (p-Wert)
CNR Aorta	$1,8 \pm 1,2$ <i>n</i> =39	$1,1 \pm 1,1$ <i>n</i> =61	+65,2 %	<b>&lt; 0,001</b>
SNR Aorta	$3,7 \pm 1,2$ <i>n</i> =39	$2,8 \pm 1,1$ <i>n</i> =61	+31,3 %	<b>&lt; 0,001</b>
CNR Leber	$1,6 \pm 1,2$ <i>n</i> =39	$1,1 \pm 0,9$ <i>n</i> =61	+51,0 %	<b>0,011</b>
SNR Leber	$4,7 \pm 1,2$ <i>n</i> =39	$3,5 \pm 1,8$ <i>n</i> =61	+33,0 %	<b>&lt; 0,001</b>
Bildrauschen	$9,0 \pm 2,8$ <i>n</i> =39	$16,2 \pm 12,0$ <i>n</i> =61	-44,2 %	<b>&lt; 0,001</b>

Tab. 24: Quantitative Bildqualitätsparameter CT-Thorax nativ

### 3.6.2 Bildqualität CT-Thorax mit KM

#### 3.6.2.1 Bildbeispiel Dual-Source-CT

Diese CT-Untersuchung (Abb. 28, 29) wurde bei einer Patientin (8 Jahre, 25 kg) durchgeführt, die an einem metastasierten Ewingsarkom erkrankt war. Mittels einer CT-Untersuchung wurde eine Verlaufsbeobachtung der Lungenmetastasen vor Beginn einer Chemotherapie durchgeführt. Die CT-Untersuchung wurde in Spiraltechnik nach intravenöser Injektion eines jodhaltigen Kontrastmittels mit einer Jodeinbringungsrate von 0,5 Gramm Jod pro Kilogramm Körpergewicht durchgeführt. Das Kontrastmittelvolumen betrug 25 Milliliter.

Technische Parameter:

- Röhrenspannung: 80 kV
- Röhrenstrom-Zeit-Produkt: 326 mAs
- Kollimation: 0,6 mm
- DLP: 20 mGy\*cm
- CTDI<sub>vol</sub>: 0,88 mGy



Abb. 28: Topogramm

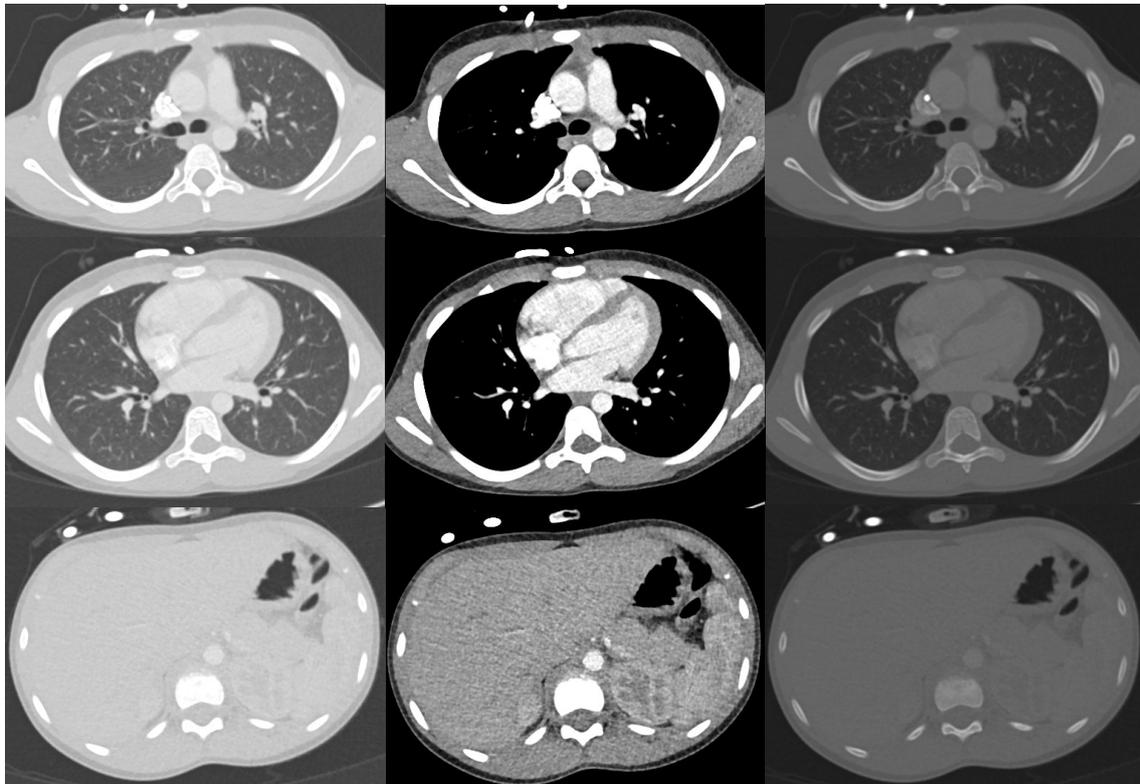


Abb. 29: Bildbeispiel Dual-Source-CT Thorax KM (LF links, WF Mitte, KF rechts)

### 3.6.2.2 Bildbeispiel 40-Zeilen-CT

Die dargestellte Untersuchungsserie (Abb. 30, 31) stammte von einem Patienten (10 Jahre, 32 kg), welcher an einem Rhabdomyosarkom im rechten inguinalen Unterbauch erkrankt war. Zur Metastasensuche wurde die CT-Untersuchung in Spiraltechnik nach intravenöser Applikation von 40 Milliliter jodhaltigem Kontrastmittel durchgeführt.

Technische Parameter:

- Röhrenspannung: 120 kV
- Röhrenstrom-Zeit-Produkt: 848 mAs
- Kollimation: 0,6 mm
- DLP: 76 mGy\*cm
- CTDI<sub>vol</sub>: 3,26 mGy



Abb. 30: Topogramm

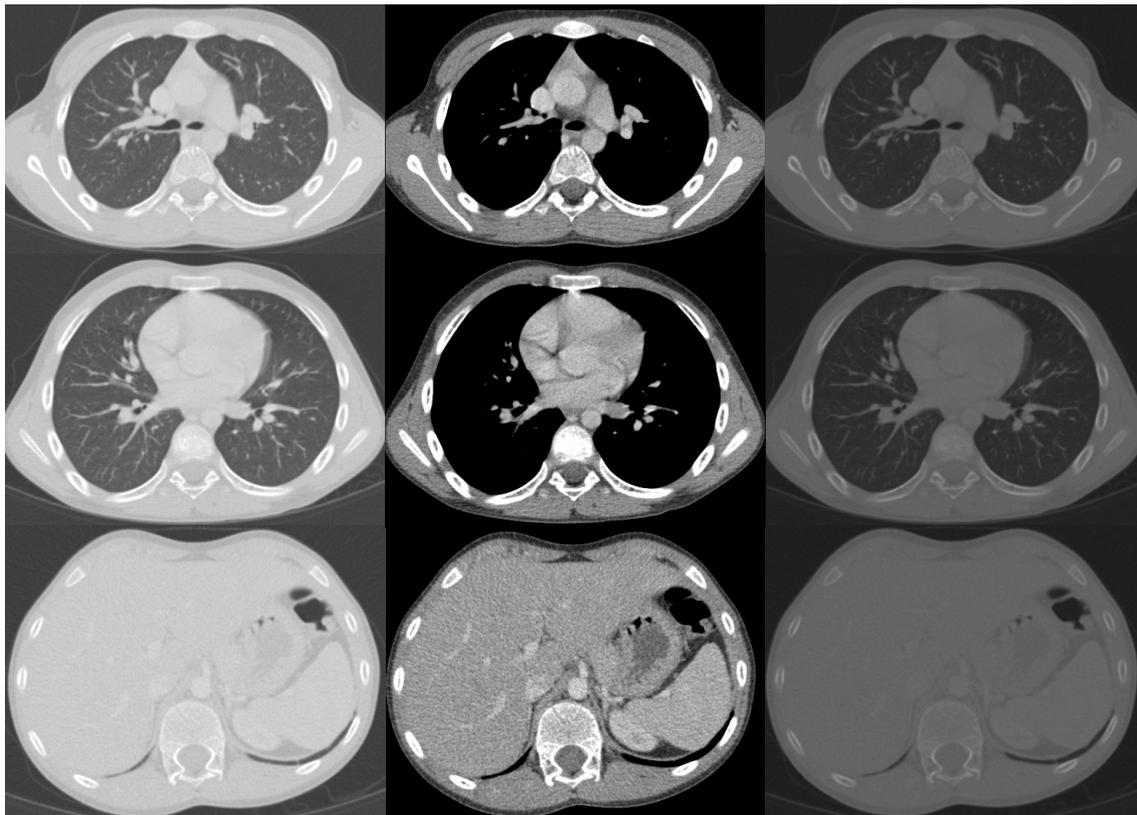


Abb. 31: Bildbeispiel 40-Zeilen-CT Thorax KM (LF links, WF Mitte, KF rechts)

### 3.6.2.3 Quantitative Bestimmung der Bildqualität

Die Messung und Berechnung der objektiven Bildparameter in Kollektiv CT-Thorax mit KM wird in der Tabelle 25 dargestellt. Es zeigte sich, dass die Mittelwerte der CNR- sowie die SNR-Werte beim Dual-Source-CT signifikant höher waren als beim 40-Zeilen-CT ( $p < 0,05$ ). Die Parameter CNR Aorta und SNR Aorta zeigten einen mittleren Effekt nach Cohen ( $0,5 \leq |d| < 0,8$ ). Bei den weiteren Bildparametern CNR Leber, SNR Leber sowie Bildrauschen wurden starke Effekte beobachtet ( $|d| \geq 0,8$ ).

Bildparameter	DSCT	40-Zeilen-CT	DSCT vs. 40-Zeilen-CT	Mann-Whitney-U-Test (p-Wert)
CNR Aorta	19,5 ± 12,2 <i>n</i> =75	13,0 ± 7,9 <i>n</i> =44	+50,0 %	<b>0,003</b>
SNR Aorta	15,6 ± 6,8 <i>n</i> =75	12,3 ± 5,1 <i>n</i> =44	+26,4 %	<b>0,013</b>
CNR Leber	4,5 ± 3,0 <i>n</i> =75	2,3 ± 1,9 <i>n</i> =44	+94,8 %	<b>&lt; 0,001</b>
SNR Leber	6,5 ± 2,2 <i>n</i> =75	4,4 ± 1,8 <i>n</i> =44	+48,7 %	<b>&lt; 0,001</b>
Bildrauschen	12,7 ± 7,9 <i>n</i> =75	17,0 ± 9,2 <i>n</i> =44	-25,1 %	<b>0,002</b>

Tab. 25: Quantitative Bildqualitätsparameter CT-Thorax KM

## **4. Diskussion**

### **4.1 Diskussion der Methodik**

#### **4.1.1 Studienkollektiv**

In dieser Studie wurden ausschließlich medizinisch indizierte CT-Untersuchungen von Kindern eingeschlossen, bei der kein Patient einer medizinisch unbegründeten Strahlenexposition ausgesetzt wurde. Durch den Aufbau der Studie wurde eine Analyse von CT-Untersuchungen von Kindern aus der klinischen Routine ermöglicht. Durch die diversen Gewichtsgruppen sowie die vielfältigen Indikationen wurden unterschiedliche Untersuchungsprotokolle mit teilweise unterschiedlichen technischen Einstellungen verwendet. Der Vorteil anderer Studien, die die Strahlendosisreduktion und Bildqualität bei CT-Untersuchungen von Erwachsenen analysierten, lag darin, dass dort je Gerät ein Standardprotokoll mit einer fest definierten Röhrenspannung oder einem einheitlichen Pitch angewendet wurde (Reitmeier, 2016, Hollmann, 2014). Ein solches Vorgehen konnte in dieser Studie bei der Analyse von CT-Untersuchungen von Kindern nicht verwirklicht werden, da die beiden CT-Geräte nicht zur gleichen Zeit in der kinderradiologischen Diagnostik Verwendung fanden. Gemäß den Herstellerangaben sowie den ersten klinischen Erfahrungen wurden CT-Untersuchungen am Dual-Source-CT im Vergleich zu 40-Zeilen-CT mit einer niedrigeren Strahlendosis durchgeführt. Somit wären die am 40-Zeilen-CT untersuchten Kinder einer wesentlich höheren Strahlendosis ausgesetzt worden. Generell wäre es möglich gewesen, die CT-Untersuchungen im gleichen Zeitraum im direkten Vergleich durchzuführen, da das 40-Zeilen-CT neben dem Dual-Source-CT gleichzeitig in Betrieb war. Hierfür hätte eine Gruppe am Dual-Source-CT und eine Gruppe am 40-Zeilen-CT im direkten Vergleich untersucht werden können. Es wäre jedoch durch die vorhersehbare höhere Strahlenexposition am 40-Zeilen-CT ein ethischer Konflikt entstanden. Das 40-Zeilen-CT wurde seit der Einführung des Dual-Source-CT in der klinischen Routine bei Kindern nur verwendet, wenn dies unvermeidbar war. Hierzu zählten beispielsweise Gerätedefekte bei zeitkritischer Indikation der Untersuchung.

Durch die unterschiedlichen Erhebungszeiträume könnten mögliche Indikationsänderungen sowie unterschiedliches CT-Personal einen Einfluss auf die Untersuchungsprotokolle haben. In dieser Studie waren die CT-Indikationen durchaus vergleichbar. Das wechselnde CT-Personal ließ sich nicht beeinflussen. Dies war aber zu vernachlässigen,

da durch die Einführung der SOPs eine standardisierte Planung und Durchführung erfolgte.

Um eine ausgeglichene Anzahl an CT-Untersuchungen je Gerät zu erhalten, war die Dauer der Datenerhebung am 40-Zeilen-CT etwas länger (Dual-Source-CT: 16 Monate, 40-Zeilen-CT: 20 Monate). Obwohl das Universitätsklinikum Gießen über mehrere pädiatrischen Kliniken sowie diverse Ambulanzen verfügte und beispielsweise in der kinder-kardiologischen Ambulanz etwa 8000 Patientenkontakte pro Jahr gezählt wurden, mussten die langen Erhebungszeiträume von jeweils über einem Jahr gewählt werden.

Im Rahmen der Datenerhebung mussten einige Untersuchungsvorgänge ausgeschlossen werden, da für die Auswertung notwendige Patientenparameter (Körpergewicht, Körpergröße) im KIS und RIS nicht vollständig nachvollzogen werden konnten. Durch die Recherche von zunächst fehlenden Patientendaten konnten fast 85 Prozent der CT-Thorax-Untersuchungen ins Studienkollektiv eingeschlossen werden. Hieraus ergab sich dennoch ein großes Patientenkollektiv.

Im Rahmen der Selektion wurden jene CT-Datensätze einbezogen, die den definierten Voraussetzungen (vollständige Thoraxdarstellung, keine mehrfachen Untersuchungsserien) entsprochen haben. Diese Einschlusskriterien waren aus verschiedensten Gründen wichtig. Wiederholte Untersuchungsserien innerhalb eines Untersuchungsvorgangs verursachen eine höhere Strahlendosis als ein alleiniger Untersuchungsvorgang. Im Gegensatz hierzu haben kleiner gewählte Untersuchungsabschnitte wie bei einer reinen Herzdarstellung oder einer Hiatusherniendarstellung eine niedrigere Strahlendosis zur Folge. Durch die Vollständigkeit der Patienten- und Untersuchungsdaten sowie durch die definierten Vorgaben bei der CT-Aufnahme des Thorax wurde eine Vergleichbarkeit der CT-Untersuchungen ermöglicht.

#### **4.1.2 Gruppeneinteilung**

Die untersuchten Kinder wurden zur Analyse der Strahlendosis in Alters- und Gewichtsgruppen eingeteilt. Ein Neugeborenes ist hinsichtlich der Strahlendosis und des zu injizierenden Kontrastmittelvolumens nicht mit einem ausgewachsenen Jugendlichen zu vergleichen. Der Nachteil war jedoch, dass durch die Gruppensortierung teilweise sehr geringe Gruppengrößen entstanden. Je kleiner die Gruppen, desto niedriger war die statistische Signifikanz der Ergebnisse.

Bei der Betrachtung des analysierten Patientenkollektivs erschien die Gruppenbildung sehr wichtig. Die zu einem Patienten zugeordnete Gewichts- bzw. Altersgruppe konnte durchaus unterschiedlich sein. Beispielsweise war bei adipösen Kindern der Rang der Gewichtsgruppe höher als die entsprechende Altersgruppe. Andersherum konnten physisch retardierte Kinder trotz eines hohen Alters in einer niedrigeren Gewichtsgruppe angesiedelt sein. Bei einigen der Patienten lagen maligne Erkrankungen vor, die mit einer multimodalen Therapie (Chemotherapie, Knochenmarktransplantation, Strahlentherapie) behandelt wurden. Folge der malignen Grunderkrankungen sowie der Behandlung können Wachstumsstörungen der Kinder nach sich ziehen. Hierbei ist mitunter der Zeitpunkt der Krankheitsentstehung entscheidend. Je jünger der Patient, desto höher ist das Risiko für Wachstumsstörungen. Ursächlich für die Wachstumsstörungen können ein durch die Therapie verursachter Wachstumshormonmangel oder therapieassoziierte Komplikationen (Infektionen) sowie Nebenwirkungen (Gewichtsverlust, Inappetenz, Emesis) sein (Denzer et al., 2014). Die Wachstumsretardierung sowie Gewichtsabnahme können durch ein abnormes Abrutschen aus der ursprünglichen Perzentilenkurve sichtbar werden. Durch das geringere Gewicht im Vergleich zu gleichaltrigen Kindern kommt es zu einer Diskrepanz zwischen zugeordneter Gewichts- bzw. Altersgruppe.

Es war daher von großer Bedeutung, dass im Rahmen der Auswertung nicht alleine das Alter der Patienten, sondern insbesondere das Körpergewicht in Betracht gezogen wurde. Darüber hinaus wird die Belichtungsautomatik beim CT durch das Gewicht bzw. die Körpergröße geregelt. Bei sonst gleichen Einstellparametern stellen diese Patientenparameter den Grund für die unterschiedlichen DLP- und  $CTDI_{vol}$ -Werte dar. Die Gruppensortierung nach Gewicht und Alter wurde ebenso in anderen publizierten Studien vorgenommen (Hwang et al., 2015, Lochbühler, 2009).

### **4.1.3 Strahlendosis**

In dieser Studie wurden die in der klinischen Routine gängigen CT-Strahlendosisparameter (DLP und  $CTDI_{vol}$ ) analysiert. Diese CT-spezifischen Dosisparameter dienen auch bei den vom BfS veröffentlichten DRWs als entscheidende Dosisparameter zur Abschätzung der Strahlenexposition (Schegerer, 2016). Sowohl das DLP als der  $CTDI_{vol}$  wurden auch in anderen Studien verwendet und zählen zu den Messparametern für die Abschätzung der Strahlendosis bei Patienten in der CT (Smith-Bindman et al., 2015, Smith-Bindman and Miglioretti, 2011).

Mittels des DLP lässt sich die Strahlenbelastung bei der gesamten CT-Untersuchung abschätzen. Dies erscheint für den einzelnen Patienten zur Abschätzung der Höhe der Strahlenbelastung als durchaus wissenswert. In der Auswertung zeigte das DLP jedoch eine gewisse Schwäche. Trotz der erfolgten Einteilung in Gewichts- und Altersgruppen sowie festgelegter Untersuchungsabschnitte von Lungenspitzen bis Lungenunterrändern, resultierten mitunter signifikante Unterschiede in der Strecke des untersuchten Körperabschnitts (Scanlänge). Da sich die Scanlänge und das DLP proportional zueinander verhalten, steigt das DLP mit größerer Scanlänge an. Der  $CTDI_{vol}$  hingegen schätzt die Strahlendosis für ein Schichtbild ab. Dieser Wert ist gemittelt, da der  $CTDI_{vol}$  durch die Röhrenstrommodulation pro Schicht variiert. Da dieser unabhängig von der Scanlänge bestimmt wird, konnte bei der Analyse des  $CTDI_{vol}$  in einer höheren Anzahl von Gruppen eine signifikante Strahlendosisreduktion beobachtet werden.

#### **4.1.4 Messung der Bildqualität**

Die Beurteilung der Bildqualität erfolgte im Rahmen dieser Studie quantitativ, indem die Werte für das Bildrauschen, das SNR und CNR gemessen bzw. berechnet wurden. Bei den Messungen der Organdichte wurden jeweils mehrere, gleich große ROIs gesetzt, sodass einzelne Ausreißer durch die Mittelwertbildung etwas ausgeglichen werden konnten. Auf eine Messung des Lungengewebes wurde verzichtet, weil sich beim minimalen Versetzen der ROI erhebliche Dichterunterschiede zeigten. Die Streuung dieser Werte war für eine valide Auswertung zu groß.

Die quantitative Beurteilung der Bildqualität zeigte einige Vorteile. Die gemessenen Werte wurden systematisch erhoben und ließen sich reproduzieren. Zudem konnten sie durch die Mittelwertbildung problemlos ausgewertet und gegenübergestellt werden. Die Messungen gaben somit einen metrischen, nachvollziehbaren Hinweis auf die Bildqualität. In einer Studie an der Universität zu Lübeck wurden CT-Thorax-Untersuchungen an einem 16-Zeilen-CT sowie einem 64-Zeilen-CT analysiert. Auch in jener Studie wurden die ermittelten SNR- und CNR-Werte im Vergleich gegenübergestellt (Hollmann, 2014). In weiteren Studien wurden für die Bestimmung der quantitativen Bildqualität die Parameter von Bildrauschen, CNR und SNR analysiert (Lurz et al., 2015, Newell et al., 2015, Winklehner et al., 2015, Meyer et al., 2014, Habibzadeh et al., 2012).

Im klinischen Alltag stellt die subjektive Beurteilbarkeit das entscheidende Bildgütekriterium dar, sodass der subjektive Eindruck eines CT-Bildes maßgeblich für die Befunderstellung und Diagnosefindung ist. In diversen Studien wurde neben der quantitativen

Analyse auch eine qualitative subjektive Analyse durchgeführt. Eine qualitative Analyse kann beispielsweise mittels einer 5-Punkte-Likert-Skala erfolgen (Maiwald et al., 2011). Der Wert 1 steht für die beste Bildqualität, der Wert 5 bezeichnet ein nicht befundbares CT-Bild (Suntharalingam et al., 2016). Der Vorteil der Likert-Skala liegt in der statistischen Auswertbarkeit, da der subjektive Eindruck des Untersuchers in einen messbaren Wert übertragen wird (Knie, 2018). Bei der Kategorisierung einer CT-Bildqualität von sehr gut bis ungenügend werden jedoch keine genauen Qualitätsmerkmale festgelegt. Der individuelle Einfluss des Untersuchers erscheint beim Ausfüllen einer Likert-Skala sehr groß, sodass ein systematischer Fehler die Folge sein könnte. Bei der Bewertung der subjektiven Bildqualität muss neben der Untersucherabhängigkeit auch die Retest-Reliabilität einer Likert-Skala kritisch diskutiert werden. Eine Studie von der Universität Heidelberg hat gezeigt, dass die Reliabilität einer Likert-Skala mitunter großen Schwankungen ausgesetzt ist (Schürer et al., 2013).

Eine weitere Möglichkeit zur Bewertung der subjektiven Bildqualität wurde im Rahmen einer Studie an der Universität zu Lübeck beschrieben. Hier wurde ein umfangreicher Analysebogen erstellt. Es wurden diverse Qualitätsparameter fest definiert und einzelne Organstrukturen separat bewertet (Hollmann, 2014). Dies stellte einen interessanten Ansatz für die Bewertung der Bildqualität dar, erschien jedoch sehr aufwendig, da hierfür die Expertise eines oder mehrerer radiologischer Fachärzte zu Rate gezogen werden müsste.

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurde auf die subjektive Beurteilung der Bildqualität in Form einer messbaren Likert-Skala oder eines Analysebogens verzichtet. Zu jeder CT-Untersuchung wurde ein radiologischer Befundbericht freigegeben. In keinem der Befunde wurde eine Nichtbeurteilbarkeit aufgrund einer ungenügenden Bildqualität beschrieben. Nach Freigabe der Befunde wurden alle in der Studie eingeschlossenen CT-Untersuchungen vom Untersucher nochmals visuell begutachtet. Hierbei waren am Dual-Source-CT sowie am 40-Zeilen-CT keine Einschränkungen in der Bildqualität festzustellen, sodass von einer subjektiv zufriedenstellenden Bildqualität ausgegangen werden konnte.

## **4.2 Diskussion der Ergebnisse**

### **4.2.1 Studienkollektiv**

In der Studie lag an den CT-Geräten eine unterschiedliche Verteilung der CT-Untersuchungen vor. Am Dual-Source-CT wurden mehr CT-Thorax-Untersuchungen mit Kontrastmittel durchgeführt, wohingegen am 40-Zeilen-CT die Anzahl der nativen CT-Thorax-Untersuchungen höher war. Die Ungleichheit in der Anzahl an Untersuchungen wurde in Kauf genommen, da sich durch die Einteilung der Patienten in die Gewichts- bzw. Altersgruppen wiederum unterschiedlich große Gruppen bildeten.

In den Gewichtsgruppen 1 und 2 lagen sehr wenige Untersuchungszahlen vor. Bei einigen Gruppen konnte kein Mittelwert für die Strahlendosis ermittelt werden, sodass diese nicht in den jeweiligen Tabellen aufgeführt wurden (CT-Thorax nativ: Gewichtsgruppe 1, Altersgruppe 1; CT-Thorax mit KM: Altersgruppe 1). Der Grund hierfür war, dass insbesondere bei sehr kleinen und leichten Kindern die Indikation zu einer CT-Untersuchung sehr streng gestellt wurde. Zudem waren in diesen Gewichtsgruppen die Gewichtsintervalle wesentlich geringer als in den anderen Gewichtsgruppen. In den Gewichtsgruppen 3 bis 6 bildeten sich an beiden CT-Geräten größere Gruppen mit mindestens neun CT-Untersuchungen.

Im Rahmen der Auswertung wurde statistisch gezeigt, dass eine Vergleichbarkeit der CT-Untersuchungen in den Gewichtsgruppen vorlag. Das mittlere Körpergewicht in den Gewichtsgruppen zeigte mehrheitlich keinen signifikanten Unterschied. Bei einer Gruppe (CT-Thorax nativ, Gewichtsgruppe 4) lag ein signifikanter Unterschied vor. Hier war jedoch das mittlere Körpergewicht am Dual-Source-CT höher als am 40-Zeilen-CT. Dennoch wurde in dieser Gewichtsgruppe trotz des höheren Körpergewichts am Dual-Source-CT eine Strahlendosisreduktion im Vergleich zum 40-Zeilen-CT beobachtet.

### **4.2.2 Strahlendosis und Bildqualität**

#### **4.2.2.1 Strahlendosisreduktion und Verbesserung der Bildqualität**

In der vorliegenden Arbeit war im Gesamtkollektiv am Dual-Source-CT im Vergleich zum 40-Zeilen-CT eine Strahlendosisreduktion von bis zu 65,6 Prozent zu beobachten. Diese war zum Teil durch die unterschiedliche Gewichtsgruppenverteilung begründet. Da sich

die Strahlendosis proportional zum Körpergewicht verhält, steigt bei einem höheren Körpergewicht die Strahlendosis an. Das durchschnittliche Körpergewicht der Kinder am Dual-Source-CT war mit einer Differenz von etwa 10 Kilogramm signifikant niedriger als bei den Kindern am 40-Zeilen-CT. Mittels der Gruppenbildungen nach Körpergewicht und Alter konnten die Dosiswerte differenzierter betrachtet werden.

Nach erfolgten Gruppenbildungen zeigte sich, dass bei der Verwendung des modernen Dual-Source-CT-Gerätes Thorax-Untersuchungen von Kindern im Mittel mit einer niedrigeren Strahlendosis durchgeführt werden konnten. Bei den nativen CT-Thorax-Untersuchungen waren in vielen Gewichts- sowie Altersgruppen signifikante Strahlendosisreduktionen von über 50 Prozent zu verzeichnen (DLP: Gewichtsgruppen 3 und 6, Altersgruppen 5 und 6; CTDI<sub>vol</sub>: Gewichtsgruppen 3 und 6, Altersgruppe 6). Im Kollektiv der CT-Thorax-Untersuchungen mit KM wurden in ausgewählten Gruppen signifikante Reduktionen von über 40 Prozent erreicht (DLP: Gewichtsgruppen 1 und 2, Altersgruppen 2 und 6; CTDI<sub>vol</sub>: Gewichtsgruppen 1, 2 und 3, Altersgruppe 2 und 6). Die Strahlendosisreduktion zeigte sich bei beiden analysierten Strahlendosisparametern, wobei beim CTDI<sub>vol</sub> mehr signifikante Strahlendosisreduktionen gefunden wurden. In der Analyse der Bildqualität zeigte sich, dass am Dual-Source-CT alle quantitativen Bildparameter signifikant besser waren. Die SNR- und CNR-Werte waren am Dual-Source-CT signifikant höher, wohingegen das Bildrauschen signifikant niedriger war.

Zu vergleichbaren Ergebnissen kamen andere Forschungsgruppen, die Studien über CT-Untersuchungen von Erwachsenen am baugleichen Dual-Source-CT durchgeführt haben. In der Studie von Gordic et al. wurden CT-Thorax-Untersuchungen am Dual-Source-CT analysiert. Die Studie zeigte, dass CT-Thorax-Untersuchungen zur Darstellung von Lungenrundherden mit einer sehr niedrigen Strahlendosis durchgeführt werden konnten. Unter Verwendung einer effektiven Dosis von 0,6 Millisievert konnte eine gute Bildqualität sowie ausreichende diagnostische Aussagekraft erreicht werden (Gordic et al., 2014).

Newell et. al. analysierten CT-Thorax-Untersuchungen unter der Verwendung von iterativer Bildrekonstruktion. Hier konnte resümiert werden, dass Thorax-Aufnahmen mit einer sehr niedrigen Dosis von nur 0,15 Milligray eine zufriedenstellende Bildqualität zeigten (Newell et al., 2015).

Meyer et al. untersuchten CT-Aufnahmen des Schläfenbeins. Es wurden die CT-Aufnahmen vom Dual-Source-CT mit CT-Datensätzen von früheren High-End-CT-Geräten des

Klinikums verglichen. In dieser Studie zeigte sich eine Strahlendosisreduktion von über 60 Prozent bei verbesserter Bildqualität (Meyer et al., 2015).

Ein ähnliches Resultat zeigte die Studie von Morsbach et al., in der Koronar-CT-Angiografien bei einer Strahlendosis von durchschnittlich 0,6 Millisievert durchgeführt wurden. Eine diagnostisch zufriedenstellende Bildqualität konnte bei den Koronar-CT-Untersuchungen mit Herzfrequenzraten von bis zu 75 Schlägen pro Minute festgestellt werden. Neben einer niedrigen Strahlendosis wurde im Rahmen der Studie zudem beobachtet, dass bei Untersuchungen des Dual-Source-CT-Gerätes die Applikation von Betablockern reduziert werden konnte (Morsbach et al., 2014).

#### 4.2.2.2 Keine bzw. geringe Strahlendosisreduktion in den Gewichtgruppen 4 und 5 (CT-Thorax mit KM)

In der vorliegenden Studie wurde nicht in allen Gruppen eine signifikante Strahlendosisreduktion nachgewiesen. In den Gewichtgruppen 4 und 5 des Kollektivs mit KM war eine Strahlendosisreduktion (DLP) nicht bzw. nur minimal zu beobachten. Daher wurden die CT-Untersuchungen dieser beiden Gewichtgruppen im Folgenden näher betrachtet.

Ein erster Erklärungsansatz konnte durch die Gruppeneinteilung ermittelt werden. Die Patienten der Gewichtgruppe 5 in Kollektiv CT-Thorax mit KM hatten ein breites Altersspektrum (9 – 17 Jahre). Am Universitätsklinikum Gießen wurden die dosissparenden Kinderprotokolle bis zu einem Alter von 13 Jahren verwendet. Die Grenze zwischen Kinder- und Erwachsenenprotokolle lag somit innerhalb des Altersspektrums dieser Gewichtgruppe, sodass sowohl Kinder- wie auch Erwachsenenprotokolle Anwendung fanden. Dadurch, dass die Kinder am Dual-Source-CT im Schnitt etwa ein Jahr älter waren als die Kinder am 40-Zeilen-CT, wurden am Dual-Source-CT weniger Kinderprotokolle (9,1 %) als am 40-Zeilen-CT (30,8 %) angewendet.

Ein weiterer Erklärungsansatz erschloss sich durch die Betrachtung des Mittelwerts. Im Vergleich zum arithmetischen Mittelwert zeigte der Median der DLP-Werte eine gegenläufige Tendenz. In der Gewichtgruppe 5 war der Median bei den Untersuchungen am Dual-Source-CT niedriger als beim 40-Zeilen-CT (Dual-Source-CT: 69,6 mGy\*cm; 40-Zeilen-CT: 75,0 mGy\*cm). Zudem war die Standardabweichung der DLP-Werte beim kollektivübergreifenden Vergleich (besonders in der Gewichtgruppe 5) deutlich größer, was durch eine größere Streuung der DLP-Werte zu erklären ist.

In diesem Zusammenhang sollten beide Strahlendosisparameter betrachtet werden. In den Gewichtsgruppen 4 und 5 zeigte der  $CTDI_{vol}$  eine etwas höhere Strahlendosisreduktion. Die Diskrepanz zwischen DLP und  $CTDI_{vol}$  war durch die unterschiedliche Scanlänge bei den Thorax-Untersuchungen zu erklären. Die mittleren Scanlängen waren am Dual-Source-CT bis zu 13,7 Prozent größer (Dual-Source-CT: 24,9 cm (Gewichtsgruppe 4), 31,7 cm (Gewichtsgruppe 5); 40-Zeilen-CT: 21,9 cm (Gewichtsgruppe 4), 29,3 cm (Gewichtsgruppe 5)). Dies war ein Grund, warum das DLP bei den Untersuchungen am Dual-Source-CT größere Werte annahm und eine geringere Strahlendosisreduktion zu beobachten war. Bei Betrachtung der Altersgruppen 4 und 5 war im Vergleich zu den entsprechenden Gewichtsgruppen eine höhere Strahlendosisreduktion zu beobachten. Hier zeigten sowohl das mittlere Körpergewicht als auch das mittlere Alter keine signifikanten Unterschiede. Ein Grund könnte sein, dass bei der Planung der CT-Untersuchung und der Auswahl des Protokolls das Alter des Patienten den entscheidenden Faktor darstellte.

### **4.2.3 Kontrastmittel**

Bei den CT-Untersuchungen am Dual-Source-CT wurde in den einzelnen Gewichtsgruppen eine Kontrastmittelreduktion von 25 Prozent bis etwa 35 Prozent gegenüber den CT-Untersuchungen am 40-Zeilen-CT beobachtet. Die Einsparung von Kontrastmittel wurde auch von Meyer et al. nachgewiesen. In der Studie wurden Koronar-CT-Angiografien untersucht. Es wurde gezeigt, dass bei Koronar-CT-Angiografien mit einer Röhrenspannung von 70 Kilovolt das Kontrastmittelvolumen gesenkt werden konnte. Zudem wurden Reduktionen der effektiven Dosis von 63 Prozent gegenüber einem CT-Gerät der ersten Generation sowie 39 Prozent gegenüber einem CT-Gerät der zweiten Generation verzeichnet (Meyer et al., 2014). Die Bedeutung der KM-Reduktion ist von großem medizinischen Interesse. Die Risiken der KM-Gabe sind allergische Reaktionen, thyreotoxische Krisen, Kreislaufreaktionen bis zum Kreislaufversagen sowie Nierenfunktionsstörungen bei Nierengeschädigten, mit der Maßgabe, dass bei hochgradiger Niereninsuffizienz eine KM-Gabe kontraindiziert ist. Bei den handelsüblichen Kontrastmitteln treten bei Beachtung der Anamnese, Vorerkrankungen und aktuellen Laborparameter (Kreatinin, Thyroidea-stimulierendes Hormon) die Nebenwirkungen jedoch sehr selten auf (von Schulthess, 2017). Dennoch sollte stets darauf geachtet werden, dass die Möglichkeiten einer Kontrastmittelreduktion ausgeschöpft werden. Durch die Reduktion des Kontrastmittelvolumens können Nebenwirkungen sowie Komplikationen reduziert werden, da diese abhängig vom applizierten Volumen sind (Heinz-Peer and Kopsa, 2005).

#### **4.2.4 Einfluss technischer Parameter auf Strahlendosis und Bildqualität**

Um der steigenden Strahlenexposition durch medizinische Anwendungen entgegenzuwirken, spielt in der Entwicklung der Computertomografie die Optimierung der CT-Geräte mit effizienteren Röntgenröhren und Detektoren sowie die Erforschung innovativer Softwaretechnologien zur Dosisreduktion eine große Rolle. Im Folgenden werden Zusammenhänge und Auswirkungen technischer Parameter auf die Strahlendosis und die Bildqualität dargestellt: Kollimation, Pitchfaktor, Röhrenstrom und Röhrenspannung. Es werden zudem einige technische Möglichkeiten beschrieben, die nach dem aktuellen Stand der Technik zur Dosisreduktion eingesetzt werden (automatische Röhrenstrommodulation).

##### **4.2.4.1 Kollimation**

Ein wichtiger technischer Parameter zur Strahlendosisreduktion in der CT ist die Kollimation. Kollimatoren dienen als Blenden. Es wird zwischen primärer und sekundärer Kollimation unterschieden. Primäre Kollimatoren befinden sich an der Röntgenröhre und sekundäre Kollimatoren vor den Detektorzeilen. Die Kollimatoren formen den Strahlenfächer der Röntgenröhre so, dass der Patient nur der für die jeweilige CT-Untersuchung notwendigen Strahlendosis ausgesetzt wird. Je größer die Blendenöffnung, desto höher die resultierende Strahlendosis.

Mittels der primären Kollimation kann somit ein direkter Einfluss auf die Strahlendosis genommen werden. Die sekundäre Kollimation hingegen hat in erster Linie einen Einfluss auf die Bildqualität, da sie sich vor den Detektoren befinden. Durch die sekundären Kollimatoren werden die Detektorelemente vor Streustrahlung geschützt. Dies hat eine Reduktion der Bildartefakte zur Folge. Je kleiner die sekundären Kollimatoren, desto besser ist die örtliche Auflösung (Alkadhi et al., 2011).

##### **4.2.4.2 Pitchfaktor**

Der Pitchfaktor (Pitch) definiert sich aus dem Verhältnis von Tischvorschub und der Breite aller Detektorzeilen. Die Breite aller Detektorzeilen ist das Produkt aus der Anzahl aller aktiven Detektorzeilen und der Kollimation. Der Pitchfaktor ist dimensionslos. Je höher der Pitchfaktor desto größer ist der untersuchte Körperabschnitt nach einer kompletten Umdrehung der Röntgenröhre. Durch die isolierte Erhöhung des Pitch reduziert sich die Strahlendosis. Gleichzeitig verstärkt sich jedoch das Bildrauschen (McNitt-Gray, 2002).

Bei einigen CT-Geräten unterschiedlicher Medizinproduktehersteller (GE Healthcare, Toshiba Healthcare) stellt die Erhöhung des Pitchfaktors eine direkte Methode zur Strahlendosisreduktion dar (Euler et al., 2014). Bei anderen CT-Geräten (Siemens Healthcare, Philips Healthcare) wird bei einer Änderung des Pitchfaktors der Röhrenstrom automatisch angepasst. Dadurch hat bei diesen Geräten die Veränderung des Pitchfaktors keine direkten Auswirkungen auf die Strahlendosis sowie das Bildrauschen (Kalra et al., 2015).

Da die Erhöhung des Pitchfaktors eine kürzere Untersuchungszeit zur Folge hat, reduzieren sich die aus Patientenbewegungen resultierenden Bewegungsartefakte. In der vorliegenden Studie wurde bei den meisten CT-Untersuchungen am Dual-Source-CT ein höherer Pitchfaktor (bis zu 2,4) als am 40-Zeilen-CT gewählt.

Ein Grund für die Strahlendosisreduktion war die schnellere Untersuchungszeit bei den CT-Untersuchungen am Dual-Source-CT. Eine Verkürzung der Untersuchungszeit führt zu einer Verringerung der Strahlendosis, wenn hierfür nicht die Parameter Röhrenspannung und -strom erhöht werden. Die Untersuchungszeit beim Dual-Source-CT war mit 73,7 Zentimeter pro Sekunde etwa dreimal so hoch angegeben wie am 40-Zeilen-CT. So konnte der Thorax eines Kindes innerhalb von nur einer Sekunde vollständig untersucht werden.

#### 4.2.4.3 Röhrenstrom

Durch die Heizstromstärke wird die Glühwendel aufgeheizt, sodass dort Elektronen austreten (Kathode) und über die Röhrenspannung zur Anode hin beschleunigt werden. Diese Elektronen ergeben den Röhrenstrom. Beim Auftreffen der Elektronen auf die Anode entstehen durch Wechselwirkung Photonen (Röntgenstrahlen). In den Untersuchungsprotokollen wird das Röhrenstrom-Zeit-Produkt aufgeführt (Produkt aus Röhrenstrom und Rotationszeit). Es besteht ein linearer Zusammenhang von Röhrenstrom und Strahlendosis. Bei der Halbierung des Röhrenstroms reduziert sich die Strahlendosis um 50 Prozent, gleichzeitig erhöht sich das Bildrauschen um 41 Prozent (Maldjian and Goldman, 2013). Eine zu starke Röhrenstromreduktion geht somit mit einer schlechteren Bildqualität einher. Dies gilt jedoch nicht für alle CT-Untersuchungen. Bei adipösen Patienten führt die Menge an abdominellem Fettgewebe bei CT-Untersuchungen des Abdomens zu einem besseren Bildkontrast mit einem größeren CNR. Aus diesem Grund kann bei adipösen Patienten ein höheres Bildrauschen akzeptiert und der Röhrenstrom

stärker reduziert werden. Normalgewichtige oder kachektische Patienten besitzen hingegen wesentlich weniger abdominelles Fettgewebe, sodass bei CT-Abdomen-Untersuchungen von Kindern mit einem höheren Röhrenstrom ein niedrigeres Bildrauschen erreicht werden sollte (McCollough et al., 2006).

Moderne CT-Geräte verfügen über eine automatische Anpassung des Röhrenstroms. Zunächst wird anhand des Topogramms die Patientenanatomie aufgenommen und anschließend mit einem Referenzmodell verglichen. Je nach Größe, Form und Dichte des untersuchten Körperabschnitts wird der Röhrenstrom automatisch angepasst. Die Röhrenstrommodulation erfolgt entlang der Längsachse (z-Achsenmodulation). Beim Untersuchungsvorgang des Thorax werden Körperbereiche mit unterschiedlicher Dichte durchleuchtet. Auf der Höhe des Schultergürtels ist beispielsweise ein höherer Röhrenstrom als im Bereich des Herzens notwendig. Darüber hinaus erfolgt die Röhrenstrommodulation entlang der Transversalachse (x-y-Achsenmodulation). Durch die elliptische Form des Körpers ist die Sagittalachse kürzer als die Transversalachse. Je nach Stellung der Röntgenröhre erfolgt dann eine automatische Anpassung des Röhrenstroms an die Körpergeometrie.

Mittels der automatischen Röhrenstrommodulation kann die Strahlendosis bei CT-Untersuchungen erheblich reduziert werden. In diversen Studien konnte gezeigt werden, dass bei unterschiedlichen CT-Modellen durch die Anwendung der automatischen Röhrenstrommodulation im Vergleich zum konstanten Röhrenstrom eine Strahlendosisreduktion von 30 bis 65 Prozent zu beobachten ist (Alibek et al., 2011, Mulkens et al., 2005). Bei der automatischen Röhrenstrommodulation stellt sich in den Schichtbildern ein homogenes Bildrauschen dar. Es kann ein höheres Bildrauschen resultieren, wodurch sich die diagnostische Bildqualität nicht besonders reduziert (Söderberg and Gunnarsson, 2010).

#### 4.2.4.4 Röhrenspannung

Die Strahlung einer Röntgenröhre ist das Ergebnis aus der angelegten Röhrenspannung und dem Röhrenstrom, sodass beide Parameter immer gemeinsam betrachtet werden sollten. Die Röhrenspannung wird zur Beschleunigung der Elektronen benötigt. Aus der Höhe der Spannung resultiert das Spektrum der Röntgenstrahlung. Ist die Röhrenspannung zu niedrig, werden zu viele Photonen absorbiert. Ebenso kann eine zu starke Er-

höhung der Röhrenspannung bei gleichem Röhrenstrom die Bildqualität sogar verschlechtern, da bei zu hoher Röhrenspannung weniger Photonen absorbiert werden. Es kommt somit auf die richtige Wahl der technischen Parameter an.

Eine hohe Röhrenspannung geht mit einer erhöhten Strahlendosis einher. Im Gegensatz zum Röhrenstrom verhält sich die Strahlendosis nicht linear, sondern zum Quadrat der Röhrenspannung. Um die Strahlendosis zu reduzieren, kann man den Röhrenstrom (linear zur Strahlendosis) erhöhen sowie die Röhrenspannung (exponentiell zur Strahlendosis) reduzieren ohne Einschränkungen in der Bildqualität zu verzeichnen (Yu et al., 2011). Die Reduzierung der Röhrenspannung besitzt ein großes Potential zur Strahlendosisreduktion. Bei konstant gehaltenem Röhrenstrom kann durch eine Verringerung der Röhrenspannung von 120 Kilovolt auf 80 Kilovolt eine Strahlendosisreduktion von etwa 65 Prozent erreicht werden (Seyal et al., 2015).

Die Röhrenspannung kann manuell oder automatisch angepasst werden. Für die manuelle Wahl der Röhrenspannung wird insbesondere das Körpergewicht des Patienten berücksichtigt. Die automatische Einstellung der Röhrenspannung erfolgt in Berücksichtigung des Topogramms. Mittels der automatischen Selektion der Röhrenspannung sind Strahlendosisreduktionen bei weiterhin guter diagnostischer Bildqualität möglich (Gonzalez-Guindalini et al., 2013, Lee et al., 2012). Auch bei CT-Untersuchungen von Kindern kann die Software zur automatischen Einstellung der Röhrenspannung verwendet werden und dadurch bei erhaltener Bildqualität Strahlendosis eingespart werden (Hojreh et al., 2018, Siegel et al., 2013).

In der vorliegenden Studie zeigte sich, dass am Dual-Source-CT Untersuchungen mit einer geringeren Röhrenspannung als beim 40-Zeilen-CT von bis zu 70 Kilovolt bei signifikant besserer Bildqualität durchgeführt wurden. Für die Selektion der Röhrenspannung wurde bei den CT-Untersuchungen der Kinder die Software des Geräteherstellers verwendet (CARE kV). Im Vergleich zu den Thorax-Untersuchungen mit dem 40-Zeilen-CT wurden am Dual-Source-CT wesentlich mehr CT-Untersuchungen mit einer Röhrenspannung von 70 bis 90 Kilovolt durchgeführt. Durch die höhere Generatorleistung des Dual-Source-CT-Gerätes (2 x 120 kW) konnte trotz der geringen Röhrenspannung eine ausreichende Belichtung gewährleistet werden, sodass bei CT-Untersuchungen am Dual-Source-CT keine Einschränkungen in der Bildqualität zu verzeichnen waren.

### 4.3 Schlussfolgerung und Ausblick

Es wurde gezeigt, dass CT-Untersuchungen des Thorax an einem modernen Dual-Source-CT bei Kindern mit einer niedrigen Strahlendosis durchgeführt werden können. Im Vergleich zu bisherigen High-End-Geräten können Strahlendosisreduktionen bis zu 68 Prozent (CTDI<sub>vol</sub>: Gewichtsgruppe 6 (> 56 kg), CT-Thorax nativ) sowie Kontrastmittelreduktionen bis zu 37 Prozent (Gewichtsgruppe 4 (19 – 32 kg), CT-Thorax mit KM) erzielt werden, ohne Abstriche in der diagnostischen Aussagekraft zu erhalten.

Um eine einheitliche, standardisierte CT-Planung zu erreichen, ist es wichtig genau zu definieren, ob bei der Untersuchungsplanung das Alter oder das Gewicht des Patienten als entscheidender Parameter für die Wahl des CT-Protokolls herangezogen wird. Bei CT-Untersuchungen sollte das Körpergewicht der Kinder priorisiert werden, da es im Gegensatz zum Alter in direkter Beziehung mit der Strahlendosis steht. Damit konnte ein Optimierungsansatz zur Vereinheitlichung der Durchführung von CT-Untersuchungen festgestellt werden, was im klinischen Alltag umgesetzt werden sollte.

Aufgrund der potentiellen Nebenwirkungen wird die Indikation zu einer CT-Untersuchung bei Kindern sehr restriktiv gestellt. Vor jeder Anwendung mit ionisierender Strahlung sollte das Nutzen-Risiko-Verhältnis individuell für den Patienten diskutiert werden. Alle Möglichkeiten der Strahlendosisreduktion müssen ausgeschöpft werden, ohne zu großen Einfluss auf die Bildqualität auszuüben. Bei korrekter Indikationsstellung stellt die CT ein sehr aufschlussreiches diagnostisches Verfahren dar und könnte eine Alternative zum konventionellen Röntgen werden. Die Vorteile der CT liegen eindeutig in der höheren Bildauflösung. Die Nachteile hingegen in der höheren Strahlendosis. Darüber hinaus spielen auch die Kosten eine Rolle, da eine CT-Untersuchung gemäß der Gebührenordnung für Ärzte (GOÄ) teurer als eine konventionelle Röntgenaufnahme ist (Landesärztekammer Baden-Württemberg, 2002).

Bei vielen Patienten wurden vor der CT-Untersuchung eine oder mehrere konventionelle Röntgenaufnahmen durchgeführt. Bei zukünftig noch niedrigerer Strahlendosis von CT-Untersuchungen könnte in bestimmten Fällen auf eine konventionelle Röntgenaufnahme verzichtet und direkt eine CT-Untersuchung durchgeführt werden. Zudem könnte in den kommenden Jahren bei weiterer technischer Entwicklung das Spektrum der CT-Indikationen für Kinder immer größer werden.

Anhand der Ergebnisse der vorliegenden Arbeit sollten zukünftig weitere Studien zum Thema der Strahlendosisreduktion bei CT-Untersuchungen von Kindern durchgeführt werden. Insbesondere könnten CT-Untersuchungen des Abdomens sowie des Herzens analysiert werden. Da das Universitätsklinikum Gießen über ein großes kinder-kardiologisches Institut verfügt, könnte hier ein umfangreiches Patientenkollektiv generiert werden. Die CT ist bei vielen angeborenen sowie erworbenen Herzfehlern sehr aufschlussreich und kann sehr häufig als Methode der Wahl indiziert sein (Siripornpitak et al., 2013). Bereits publizierte Studien über CT-Untersuchungen des Herzens zeigten, dass mittels der EKG-Synchronisierung bei modernen Dual-Source-CT ein großes Potential zur Strahlendosisreduktion sowie eine hohe diagnostische Wertigkeit gegeben ist (Nie et al., 2014, Xu et al., 2014). Darin würde ein interessanter Forschungsansatz liegen.

## 5. Zusammenfassung

Das Ziel dieser Arbeit war es zu evaluieren, in welchem Maße bei CT-Untersuchungen von Kindern durch die Verwendung moderner Dual-Source-CT-Geräte eine Strahlendosisreduktion sowie Auswirkungen in der Bildqualität zu beobachten sind. Um dies herauszufinden wurden medizinisch indizierte CT-Untersuchungen von Kindern aus der klinischen Routinediagnostik analysiert. Die Untersuchungen wurden an einem universitären Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie durchgeführt. Die CT-Thorax-Untersuchungen erfolgten an einem modernen Dual-Source-CT (SOMATOM Force) sowie einem 40-Zeilen-CT (SOMATOM Definition AS). Die Einschlusskriterien der retrospektiven Studie waren CT-Untersuchungen mit einer kompletten Darstellung des Thorax von den Lungenspitzen bis zu den Lungenunterrändern, die ausschließliche Durchführung einer Aufnahmeserie sowie vollständigen Patienten- und Untersuchungsdaten. Insgesamt wurden 219 Untersuchungen analysiert (100 CT-Thorax nativ, 119 CT-Thorax mit KM). Die Patienten wurden in Gewichts- und Altersgruppen eingeteilt. Im Rahmen der Datenerhebung wurden diverse technische Parameter, das Dosislängenprodukt (DLP), der CT-Volumendosisindex (CTDI<sub>vol</sub>) sowie Daten zum Kontrastmittel erhoben. Die Bildqualität wurde quantitativ über die Messung des Bildrauschens sowie die Berechnung des Signal- (SNR) und Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses (CNR) bewertet. Als statistischer Test auf Lageunterschiede wurde in dieser Studie der Mann-Whitney-U-Test verwendet. Das statistische Signifikanzniveau wurde auf  $p < 0,05$  festgelegt.

Die Ergebnisse zeigten, dass Thorax-Untersuchungen mit einer niedrigen Röhrenspannung von bis zu 70 Kilovolt durchgeführt wurden und die diagnostischen Referenzwerte bei allen Kindern am Dual-Source-CT eingehalten wurden. Es konnten signifikante Strahlendosisreduktionen beobachtet werden (CT-Thorax nativ: Gewichtsgruppen 3, 4, 5, 6, Altersgruppen 4, 5, 6; CT-Thorax mit KM: Gewichtsgruppe 3, Altersgruppen 2, 3, 6). Bei CT-Untersuchungen mit Kontrastmittel waren in den Gewichtsgruppen 2, 3, 4, 5 und 6 signifikante Kontrastmittelreduktionen bis zu 37 Prozent zu beobachten. Die quantitativen Bildqualitätsparameter waren am Dual-Source-CT verbessert, sodass ein signifikanter Anstieg von SNR und CNR sowie eine signifikante Reduktion des Bildrauschens von bis zu 44 Prozent (CT-Thorax nativ) verzeichnet wurden.

Schlussfolgernd wurde in der vorliegenden Studie gezeigt, dass durch die technischen Fortschritte in der Computertomografie und der Entwicklung der Dual-Source-Technologie CT-Untersuchungen von Kindern mit einer signifikant reduzierten Strahlendosis bei verbesserter quantitativer Bildqualität durchgeführt wurden.

## 6. Summary

The aim of this work was to evaluate the extent of the radiation dose reduction and the effects on image quality in CT scans of children by using modern dual-source CT scanners. Medically indicated chest CT scan examinations of children from clinical routine diagnostics were analyzed. The CT examinations were performed on a modern dual source CT (SOMATOM Force) as well as on a 40-slice multidetector CT (SOMATOM Definition AS) at a university institute for diagnostic and interventional radiology. This retrospective study included children up to the age of 18 years, a complete imaging of the lungs, the acquisition of only one examination series as well as complete patient and study data. Two hundred and nineteen CT scan examinations were analyzed (100 unenhanced chest CT, 119 contrast-enhanced chest CT). The patients were divided into weight and age groups. As part of the data collection various technical parameters including the dose length product (DLP), the volume CT dose index ( $CTDI_{vol}$ ), and the injected contrast agent were analyzed. The image quality was quantitatively evaluated by the measurement of image noise as well as the calculation of the signal to noise ratio (SNR) and contrast to noise ratio (CNR). The Mann-Whitney U test was used to evaluate the significance of positional differences. Statistical significance was assumed at  $p < 0.05$ .

The results show that chest CT examinations could be performed with a low tube voltage of up to 70 kilovolts. The diagnostic dose reference values were complied in all children on the dual source CT. Significant dose reductions were observed (unenhanced chest CT: weight groups 3, 4, 5, 6, age groups 4, 5, 6; contrast-enhanced chest CT: weight group 3, age groups 2, 3, 6). In the weight groups 2, 3, 4, 5 and 6 of the contrast-enhanced chest CT scans the contrast agent volume decreased up to 37 percent. The quantitative image quality parameters were improved on the dual source CT, showing a significant increase in SNR and CNR, as well as a significant reduction of image noise of up to 44 percent (unenhanced chest CT).

Overall, the present study showed that the technical advances in the CT and the development of the dual source technology enable CT scans of children with significantly decreased dose radiation and improved quantitative image quality.

## Tabellenverzeichnis

Tab. 1: HE-Werte .....	6
Tab. 2: Fensterung CT .....	7
Tab. 3: Diagnostische Referenzwerte für CT-Untersuchungen (Quelle: Schegerer, 2016; Abkürzungen: CTDI <sub>vol</sub> = CT-Volumenindex, DLP = Dosislängenprodukt, kg = Kilogramm) .....	11
Tab. 4: Technische Daten der verwendeten CT-Geräte .....	19
Tab. 5: Indikationsstellungen Studienkollektiv .....	28
Tab. 6: Technische Parameter Studienkollektiv .....	29
Tab. 7: Mittelwerte Körpergewicht [kg] nach Gewichtsgruppen CT-Thorax nativ .....	31
Tab. 8: Mittelwerte Körpergewicht [kg] nach Gewichtsgruppen CT-Thorax KM .....	31
Tab. 9: Mittelwerte Alter [Monate] nach Altersgruppen CT-Thorax nativ .....	33
Tab. 10: Mittelwerte Körpergewicht [kg] nach Altersgruppen CT-Thorax nativ .....	33
Tab. 11: Mittelwerte Alter [Monate] nach Altersgruppen CT-Thorax KM .....	34
Tab. 12: Mittelwerte Körpergewicht [kg] nach Altersgruppen CT-Thorax KM .....	34
Tab. 13: Strahlendosis Studienkollektiv (DLP [mGy*cm], CTDI <sub>vol</sub> [mGy]) .....	35
Tab. 14: DLP [mGy*cm] nach Gewichtsgruppen CT-Thorax nativ .....	37
Tab. 15: DLP [mGy*cm] nach Altersgruppen CT-Thorax nativ .....	38
Tab. 16: CTDI <sub>vol</sub> [mGy] nach Gewichtsgruppen CT-Thorax nativ .....	39
Tab. 17: CTDI <sub>vol</sub> [mGy] nach Gewichtsgruppen CT-Thorax nativ .....	40
Tab. 18: DLP [mGy*cm] nach Gewichtsgruppen CT-Thorax KM .....	42
Tab. 19: DLP [mGy*cm] nach Altersgruppen CT-Thorax KM .....	43
Tab. 20: CTDI <sub>vol</sub> [mGy] nach Gewichtsgruppen CT-Thorax KM .....	44
Tab. 21: CTDI <sub>vol</sub> [mGy] nach Altersgruppen CT-Thorax KM .....	45
Tab. 22: KM-Volumen [ml] Übersicht CT-Thorax KM .....	46
Tab. 23: KM-Volumen [ml] nach Gewichtsgruppen CT-Thorax KM .....	46
Tab. 24: Quantitative Bildqualitätsparameter CT-Thorax nativ .....	50
Tab. 25: Quantitative Bildqualitätsparameter CT-Thorax KM .....	53

## Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Prozentualer Anteil der verschiedenen Röntgenmaßnahmen an der Gesamthäufigkeit und an der kollektiven effektiven Dosis in Deutschland im Jahr 2014 (Quelle: Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung: Jahresbericht 2015, Hrsg. BMUB, Hachenberger et al., 2016) .....	9
Abb. 2: Verteilung CT-Untersuchungen nach CT-Gerät (blau: DSCT; rot: 40-Zeilen-CT).....	17
Abb. 3: Selektion der Stichprobe .....	18
Abb. 4: Beispiel für ein CT-Untersuchungsprotokoll .....	21
Abb. 5: Messung Aorta descendens I.....	23
Abb. 6: Messung Aorta descendens II.....	23
Abb. 7: Messung Rückenmuskulatur .....	24
Abb. 8: Messung Luft.....	24
Abb. 9: Messung Leber.....	25
Abb. 10: Röhrenstrom-Zeit-Produkt Studienkollektiv .....	29
Abb. 11: Gewichtsgruppenverteilung Studienkollektiv .....	30
Abb. 12: Altersgruppenverteilung Studienkollektiv .....	32
Abb. 13: DLP nach Körpergewicht CT-Thorax nativ .....	36
Abb. 14: DLP nach Gewichtsgruppen CT-Thorax nativ .....	37
Abb. 15: DLP nach Altersgruppen CT-Thorax nativ .....	38
Abb. 16: CTDI <sub>vol</sub> nach Gewichtsgruppen CT-Thorax nativ .....	39
Abb. 17: CTDI <sub>vol</sub> nach Altersgruppen CT-Thorax nativ .....	40
Abb. 18: DLP nach Körpergewicht CT-Thorax mit KM .....	41
Abb. 19: DLP nach Gewichtsgruppen CT-Thorax KM .....	42
Abb. 20: DLP nach Altersgruppen CT-Thorax KM.....	43
Abb. 21: CTDI <sub>vol</sub> nach Gewichtsgruppen CT-Thorax KM.....	44
Abb. 22: CTDI <sub>vol</sub> nach Altersgruppen CT-Thorax KM .....	45
Abb. 23: KM-Volumen CT-Thorax KM .....	47
Abb. 24: Topogramm .....	48
Abb. 25: Bildbeispiel Dual-Source-CT Thorax nativ (LF links, WF Mitte, KF rechts).....	48
Abb. 26: Topogramm .....	49
Abb. 27: Bildbeispiel 40-Zeilen-CT Thorax nativ (LF links, WF Mitte, KF rechts).....	49
Abb. 28: Topogramm .....	51
Abb. 29: Bildbeispiel Dual-Source-CT Thorax KM (LF links, WF Mitte, KF rechts).....	51
Abb. 30: Topogramm .....	52
Abb. 31: Bildbeispiel 40-Zeilen-CT Thorax KM (LF links, WF Mitte, KF rechts).....	52

## Literaturverzeichnis

Alibek, S., Brand, M., Suess, C., Wuest, W., Uder, M., Greess, H., 2011. Dose Reduction in Pediatric Computed Tomography with Automated Exposure Control. *Acad. Radiol.* 18, 690–693. <https://doi.org/10.1016/j.acra.2011.01.004>

Alkadhi, H., Leschka, S., Stolzmann, P., Scheffel, H., 2011. *Wie funktioniert CT?* Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-17803-0>

Alzen, G., Benz-Bohm, G., 2011a. Kinderradiologie – Besonderheiten des Strahlenschutzes [WWW Document]. URL <https://www.aerzteblatt.de/archiv/93819/Kinderradiologie-Besonderheiten-des-Strahlenschutzes> (accessed 12.15.17).

Alzen, G., Benz-Bohm, G., 2011b. Radiation Protection in Pediatric Radiology. *Dtsch. Aerzteblatt Online*. <https://doi.org/10.3238/arztebl.2011.0407>

Berrington de González, A., 2009. Projected Cancer Risks From Computed Tomographic Scans Performed in the United States in 2007. *Arch. Intern. Med.* 169, 2071–2077. <https://doi.org/10.1001/archinternmed.2009.440>

Bischoff, B., Hein, F., Meyer, T., Hadamitzky, M., Martinoff, S., Schömig, A., Hausleiter, J., 2009. Impact of a Reduced Tube Voltage on CT Angiography and Radiation Dose. *JACC Cardiovasc. Imaging* 2, 940–946. <https://doi.org/10.1016/j.jcmg.2009.02.015>

Brenner, D.J., Hall, E.J., 2007. Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure. *N. Engl. J. Med.* 357, 2277–2284. <https://doi.org/10.1056/NEJMra072149>

Brüning, R., Küttner, A., Flohr, T. (Eds.), 2008. *Mehrschicht-CT: ein Leitfaden ; mit 92 Tabellen*. Springer Medizin, Heidelberg.

Bücheler, E., Göttliche, T. (Eds.), 2006. *Einführung in die Radiologie: Diagnostik und Interventionen ; 116 Tabellen, 11., völlig überarb. und erw. Aufl. ed.* Thieme, Stuttgart.

Cohen, J., 1988. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*, 2nd ed. ed. L. Erlbaum Associates, Hillsdale, N.J.

Denzer, C., Brabant, G., Brämwig, J., Dörffel, W., Dörr, H.-G., Hauffa, B.P., Langer, T., Müller, H., Ott-Renzer, C., Rohrer, T., Schnabel, D., Vorwerk, P., Wabitsch, M., 2014.

Endokrinologische Nachsorge nach onkologischen Erkrankungen im Kindes- und Jugendalter - Evidenzbasierte Leitlinie (S3) der Deutschen Gesellschaft für Kinderendokrinologie und -diabetologie e. V. (DGKED), der Gesellschaft für Pädiatrische Onkologie und Hämatologie e. V. (GPOH) und der beteiligten medizinisch-wissenschaftlichen Fachgesellschaften.

Ellis, P.D., 2009. Effect size equatations [WWW Document]. URL [http://www.polyu.edu.hk/mm/effectsizefaqs/effect\\_size\\_equations2.html](http://www.polyu.edu.hk/mm/effectsizefaqs/effect_size_equations2.html) (accessed 3.30.19).

Euler, A., Szücs-Farkas, Z., Schindera, S., 2014. Möglichkeiten der Strahlenreduktion bei der CT des Körperstamms. *Radiol. Up2date* 14, 163–176. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1365687>

Gonzalez-Guindalini, F.D., Botelho, M.P.F., Töre, H.G., Ahn, R.W., Gordon, L.I., Yaghamai, V., 2013. MDCT of Chest, Abdomen, and Pelvis Using Attenuation-Based Automated Tube Voltage Selection in Combination With Iterative Reconstruction: An Inpatient Study of Radiation Dose and Image Quality. *Am. J. Roentgenol.* 201, 1075–1082. <https://doi.org/10.2214/AJR.12.10354>

Gordic, S., Morsbach, F., Schmidt, B., Allmendinger, T., Flohr, T., Husarik, D., Baumueler, S., Raupach, R., Stolzmann, P., Leschka, S., Frauenfelder, T., Alkadhi, H., 2014. Ultralow-dose chest computed tomography for pulmonary nodule detection: first performance evaluation of single energy scanning with spectral shaping. *Invest. Radiol.* 49, 465–473. <https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000000037>

Habibzadeh, M.A., Ay, M.R., Asl, A.R.K., Ghadiri, H., Zaidi, H., 2012. Impact of mis-centering on patient dose and image noise in x-ray CT imaging: Phantom and clinical studies. *Phys. Med.* 28, 191–199. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2011.06.002>

Hachenberger, C., Trugenberger-Schnabel, A., Löbke-Reinl, A., Peter, J., 2016. Umwelt-radioaktivität und Strahlenbelastung: Jahresbericht 2015.

Hagelstein, C., Henzler, T., Haubenreisser, H., Meyer, M., Sudarski, S., Schoenberg, S.O., Neff, K.W., Weis, M., 2016. Ultra-high pitch chest computed tomography at 70 kVp tube voltage in an anthropomorphic pediatric phantom and non-sedated pediatric patients: Initial experience with 3rd generation dual-source CT. *Z. Für Med. Phys.* 26, 349–361. <https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2015.11.002>

Heinz-Peer, G., Kopsa, W., 2005. Richtlinien zur Kontrastmittelanwendung. Durchblick, Durchblick - Verband Bildgebende Diagnostik Oesterreich 8. Jahrgang, 4.

Hendee, W.R., International Organization for Medical Physics, 2013. Policy Statement of the International Organization for Medical Physics. *Radiology* 267, 326–327. <https://doi.org/10.1148/radiol.13130567>

Herrmann, T., Baumann, M., Dörr, W., 2006. *Klinische Strahlenbiologie: kurz und bündig*, 4. völlig überarbeitete Auflage. ed. Elsevier, Urban & Fischer, München Jena.

Hojreh, A., Homolka, P., Gamper, J., Unterhumer, S., Kienzl-Palma, D., Balassy, C., Wrba, T., Prosch, H., 2018. Automated tube voltage selection in pediatric non-contrast chest CT. *PLOS ONE* 13, e0204794. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0204794>

Hollmann, S., 2014. Dosisreduktion durch adaptive Dosisanpassung in der Computertomographie: Einfluss auf die Bildqualität in der klinischen Routine. Universität zu Lübeck, Lübeck.

Hwang, J.-Y., Do, K.-H., Yang, D.H., Cho, Y.A., Yoon, H.-K., Lee, J.S., Koo, H.J., 2015. A Survey of Pediatric CT Protocols and Radiation Doses in South Korean Hospitals to Optimize the Radiation Dose for Pediatric CT Scanning: *Medicine (Baltimore)* 94, e2146. <https://doi.org/10.1097/MD.0000000000002146>

Kalra, M.K., Maher, M.M., Toth, T.L., Hamberg, L.M., Blake, M.A., Shepard, J.-A., Saini, S., 2004. Strategies for CT Radiation Dose Optimization. *Radiology* 230, 619–628. <https://doi.org/10.1148/radiol.2303021726>

Kalra, M.K., Sodickson, A.D., Mayo-Smith, W.W., 2015. CT Radiation: Key Concepts for Gentle and Wise Use. *RadioGraphics* 35, 1706–1721. <https://doi.org/10.1148/rg.2015150118>

Knie, T., 2018. Evaluation eines Blended-Learning-Programms zum Thema Evidenzbasierte Medizin. Technische Hochschule Aachen, Aachen.

Landesärztekammer Baden-Württemberg, 2002. Gebührenordnung für Ärzte (GOÄ) vom 9. Februar 1996 - Stand: 01.01.2002 [WWW Document]. URL <https://www.aerztekammer-bw.de/10aerzte/42goae/volltext.pdf> (accessed 4.20.19).

Lee, K.H., Lee, J.M., Moon, S.K., Baek, J.H., Park, J.H., Flohr, T.G., Kim, K.W., Kim, S.J., Han, J.K., Choi, B.I., 2012. Attenuation-based Automatic Tube Voltage Selection and Tube Current Modulation for Dose Reduction at Contrast-enhanced Liver CT. *Radiology* 265, 437–447. <https://doi.org/10.1148/radiol.12112434>

Lell, M.M., May, M., Deak, P., Alibek, S., Kuefner, M., Kuettner, A., Köhler, H., Achenbach, S., Uder, M., Radkowi, T., 2011. High-Pitch Spiral Computed Tomography: Effect on Image Quality and Radiation Dose in Pediatric Chest Computed Tomography. *Invest. Radiol.* 46, 116–123. <https://doi.org/10.1097/RLI.0b013e3181f33b1d>

Lochbühler, N., 2009. Analyse computertomographischer Scanparameter beim kindlichen Thorax-CT und Bildanalysen des High-Resolution-CT der kindlichen Lunge. Ludwig-Maximilians-Universität zu München, München.

Lurz, M., Lell, M.M., Wuest, W., Eller, A., Scharf, M., Uder, M., May, M.S., 2015. Automated Tube Voltage Selection in Thoracoabdominal Computed Tomography at High Pitch Using a Third-Generation Dual-Source Scanner: Image Quality and Radiation Dose Performance. *Invest. Radiol.* 50, 352–360. <https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000000133>

Maiwald, B., Lobsien, D., Kahn, T., Stumpp, P., 2011. Vergleich von 64-Zeilen-MSCT und 3 Tesla-MRT mit Diffusionswichtung bei der Diagnostik des hepatozellulären Karzinoms. *RöFo - Fortschritte Auf Dem Geb. Röntgenstrahlen Bildgeb. Verfahr.* 183. <https://doi.org/10.1055/s-0031-1279265>

Maldjian, P.D., Goldman, A.R., 2013. Reducing Radiation Dose in Body CT: A Primer on Dose Metrics and Key CT Technical Parameters. *Am. J. Roentgenol.* 200, 741–747. <https://doi.org/10.2214/AJR.12.9768>

Mathews, J.D., Forsythe, A.V., Brady, Z., Butler, M.W., Goergen, S.K., Byrnes, G.B., Giles, G.G., Wallace, A.B., Anderson, P.R., Guiver, T.A., McGale, P., Cain, T.M., Dowty, J.G., Bickerstaffe, A.C., Darby, S.C., 2013. Cancer risk in 680 000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians. *BMJ* 346, f2360. <https://doi.org/10.1136/bmj.f2360>

McCollough, C.H., 2016. The Role of the Medical Physicist in Managing Radiation Dose and Communicating Risk in CT. *Am. J. Roentgenol.* 206, 1241–1244. <https://doi.org/10.2214/AJR.15.15651>

McCollough, C.H., Bruesewitz, M.R., Kofler, J.M., 2006. CT Dose Reduction and Dose Management Tools: Overview of Available Options. *RadioGraphics* 26, 503–512. <https://doi.org/10.1148/rg.262055138>

McCollough, C.H., Leng, S., Yu, L., Fletcher, J.G., 2015. Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Radiology* 276, 637–653. <https://doi.org/10.1148/radiol.2015142631>

McGrath, R.E., Meyer, G.J., 2006. When effect sizes disagree: The case of  $r$  and  $d$ . *Psychol. Methods* 11, 386–401. <https://doi.org/10.1037/1082-989X.11.4.386>

McNitt-Gray, M.F., 2002. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT: Radiation Dose in CT. *RadioGraphics* 22, 1541–1553. <https://doi.org/10.1148/rg.226025128>

Meyer, M., Haubenreisser, H., Raupach, R., Schmidt, B., Lietzmann, F., Leidecker, C., Allmendinger, T., Flohr, T., Schad, L.R., Schoenberg, S.O., 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. <https://doi.org/10.1007/s00330-014-3406-4>

Meyer, M., Haubenreisser, H., Schoepf, U.J., Vliegenthart, R., Leidecker, C., Allmendinger, T., Lehmann, R., Sudarski, S., Borggrefe, M., Schoenberg, S.O., Henzler, T., 2014. Closing in on the K edge: coronary CT angiography at 100, 80, and 70 kV-initial comparison of a second- versus a third-generation dual-source CT system. *Radiology* 273, 373–382. <https://doi.org/10.1148/radiol.14140244>

Morsbach, F., Gordic, S., Desbiolles, L., Husarik, D., Frauenfelder, T., Schmidt, B., Allmendinger, T., Wildermuth, S., Alkadhi, H., Leschka, S., 2014. Performance of turbo high-pitch dual-source CT for coronary CT angiography: first ex vivo and patient experience. *Eur. Radiol.* 24, 1889–1895. <https://doi.org/10.1007/s00330-014-3209-7>

Mulkens, T.H., Bellinck, P., Baeyaert, M., Ghysen, D., Van Dijck, X., Mussen, E., Venstermans, C., Termote, J.-L., 2005. Use of an Automatic Exposure Control Mechanism for Dose Optimization in Multi-Detector Row CT Examinations: Clinical Evaluation. *Radiology* 237, 213–223. <https://doi.org/10.1148/radiol.2363041220>

Nekolla, E.A., Schegerer, A.A., Griebel, J., Brix, G., 2017. Häufigkeit und Dosis diagnostischer und interventioneller Röntgenanwendungen: Trends zwischen 2007 und 2014. *Radiol.* 57, 555–562. <https://doi.org/10.1007/s00117-017-0242-y>

Newell, J.D., Fuld, M.K., Allmendinger, T., Sieren, J.P., Chan, K.-S., Guo, J., Hoffman, E.A., 2015. Very Low-Dose (0.15 mGy) Chest CT Protocols Using the COPDGene 2 Test Object and a Third-Generation Dual-Source CT Scanner With Corresponding Third-Generation Iterative Reconstruction Software. *Invest. Radiol.* 50, 40–45. <https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000000093>

Nie, P., Yang, G., Wang, X., Duan, Y., Xu, W., Li, H., Cao, T., Liu, X., Ji, X., Cheng, Z., Wang, A., 2014. Application of Prospective ECG-Gated High-Pitch 128-Slice Dual-Source CT Angiography in the Diagnosis of Congenital Extracardiac Vascular Anomalies in Infants and Children. *PLoS ONE* 9, e115793. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0115793>

Paterson, A., Frush, D.P., Donnelly, L.F., 2001. Helical CT of the Body: Are Settings Adjusted for Pediatric Patients? *Am. J. Roentgenol.* 176, 297–301. <https://doi.org/10.2214/ajr.176.2.1760297>

Pearce, M.S., Salotti, J.A., Little, M.P., McHugh, K., Lee, C., Kim, K.P., Howe, N.L., Ronckers, C.M., Rajaraman, P., Craft, A.W., Parker, L., Berrington de González, A., 2012. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *The Lancet* 380, 499–505. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)60815-0](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)60815-0)

Rassouli, N., Etesami, M., Dhanantwari, A., Rajiah, P., 2017. Detector-based spectral CT with a novel dual-layer technology: principles and applications. *Insights Imaging* 8, 589–598. <https://doi.org/10.1007/s13244-017-0571-4>

Reiser, M., Kuhn, F.-P., Debus, J., Bartenstein, P. (Eds.), 2017. *Duale Reihe Radiologie*, 4., vollständig überarbeitete Auflage. ed, Duale Reihe. Thieme, Stuttgart.

Robert Koch-Institut, 2017. Krebs in Deutschland für 2013/2014. RKI-Bib1 Robert Koch-Inst. <https://doi.org/10.17886/rkipubl-2017-007>

Scheegerer, A.A., 2016. Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen [WWW Document]. Bekanntm. Aktual. Diagn. Referenzwerte Für Diagn. Interv. Röntgenanwendungen. URL <http://www.forum-roev.de/download/drw-roentgen-2016.pdf> (accessed 8.2.18).

Schürer, S., Ganschow, P., Kadmon, M., Nikendei, C., Kadmon, G., 2013. Selbsteinschätzung: Subjektiver Bezug zu Likert Skalen. Jahrestag. Ges. Für Med. Ausbildung. GMA. <https://doi.org/10.3205/13gma087>

Seyal, A.R., Arslanoglu, A., Abboud, S.F., Sahin, A., Horowitz, J.M., 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>

Siegel, M.J., Ramirez-Giraldo, J.C., Hildebolt, C., Bradley, D., Schmidt, B., 2013. Automated Low-Kilovoltage Selection in Pediatric Computed Tomography Angiography: Phantom Study Evaluating Effects on Radiation Dose and Image Quality. *Invest. Radiol.* 48, 584–589. <https://doi.org/10.1097/RLI.0b013e318289f918>

Siemens, 2014a. SOMATOM Force, Datasheet for syngo CT VA50A. Siemens Healthcare GmbH, Erlangen.

Siemens, 2014b. Maximize Outcome. Minimize Dose. SOMATOM Definition AS. Siemens Healthcare GmbH, Erlangen.

Siripornpitak, S., Pornkul, R., Khowsathit, P., Layangool, T., Promphan, W., Pongpanich, B., 2013. Cardiac CT angiography in children with congenital heart disease. *Eur. J. Radiol.* 82, 1067–1082. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2011.11.042>

Sitzmann, F.C., Bartmann, P. (Eds.), 2002. Pädiatrie: 264 Tabellen, 2., vollst. überarb. Aufl. ed, Duale Reihe. Thieme, Stuttgart.

Smith-Bindman, R., Miglioretti, D.L., 2011. CTDI<sub>vol</sub>, DLP, and Effective Dose Are Excellent Measures for Use in CT Quality Improvement. *Radiology* 261, 999–999. <https://doi.org/10.1148/radiol.11111055>

Smith-Bindman, R., Moghadassi, M., Wilson, N., Nelson, T.R., Boone, J.M., Cagnon, C.H., Gould, R., Hall, D.J., Krishnam, M., Lamba, R., McNitt-Gray, M., Seibert, A., Miglioretti, D.L., 2015. Radiation Doses in Consecutive CT Examinations from Five University of California Medical Centers. *Radiology* 277, 134–141. <https://doi.org/10.1148/radiol.2015142728>

Söderberg, M., Gunnarsson, M., 2010. Automatic exposure control in computed tomography – an evaluation of systems from different manufacturers. *Acta Radiol.* 51, 625–634. <https://doi.org/10.3109/02841851003698206>

Strahlenschutzkommission, 2006a. Bildgebende Diagnostik beim Kind, Strahlenschutz, Rechtfertigung und Effektivität, Empfehlung der Strahlenschutzkommission. Bonn.

Strahlenschutzkommission (Ed.), 2006b. 20 Jahre Jahre nach Tschernobyl - Eine Bilanz aus Sicht des Strahlenschutzes: Szellungnahme der Strahlenschutzkommission.

Suntharalingam, S., Wetter, A., Guberina, N., Theysohn, J., Ringelstein, A., Schlosser, T., Forsting, M., Nassenstein, K., 2016. Impact of the scout view orientation on the radiation exposure and image quality in thoracic and abdominal CT. *Eur. Radiol.* 26, 4072–4079. <https://doi.org/10.1007/s00330-016-4285-7>

Vogl, T.J., Balzer, J.O. (Eds.), 2011. Diagnostische und interventionelle Radiologie. Springer, Berlin.

Vogt, H.-G., Schultz, H., Vahlbruch, J.-W., 2011. Grundzüge des praktischen Strahlenschutzes: mit 56 Tabellen und 76 Diagrammen, 6., überarb. Aufl. ed. Hanser, München.

von Schulthess, G.K., 2017. Kontrastmittel und radioaktive Tracer für die medizinische Bildgebung, in: Röntgen, Computertomografie & Co. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, pp. 65–73. [https://doi.org/10.1007/978-3-662-53931-6\\_7](https://doi.org/10.1007/978-3-662-53931-6_7)

Winklehner, A., Gordic, S., Lauk, E., Frauenfelder, T., Leschka, S., Alkadhi, H., Husarik, D.B., 2015. Automated attenuation-based tube voltage selection for body CTA: Performance evaluation of 192-slice dual-source CT. *Eur. Radiol.* 25, 2346–2353. <https://doi.org/10.1007/s00330-015-3632-4>

Xu, J., Zhao, H., Wang, X., Bai, Y., Liu, L., Liu, Y., Wei, M., Li, J., Zheng, M., 2014. Accuracy, Image Quality, and Radiation Dose of Prospectively ECG-Triggered High-Pitch Dual-Source CT Angiography in Infants and Children with Complex Coarctation of the Aorta. *Acad. Radiol.* 21, 1248–1254. <https://doi.org/10.1016/j.acra.2014.04.019>

Yu, L., Bruesewitz, M.R., Thomas, K.B., Fletcher, J.G., Kofler, J.M., McCollough, C.H., 2011. Optimal Tube Potential for Radiation Dose Reduction in Pediatric CT: Principles, Clinical Implementations, and Pitfalls. *RadioGraphics* 31, 835–848. <https://doi.org/10.1148/rg.313105079>

## Eigene Publikationen

Der nachfolgend dargestellte Abstract ist bei dem folgenden Kongress eingereicht:

**Congress:** Swiss Congress of Radiology, 18.06. – 20.06.2020, Fribourg

**Authors:** Michael Kimmeyer<sup>1</sup>, Stefan Schäfer<sup>2</sup>, Fritz C. Roller<sup>3</sup>, Gabriele A. Krombach<sup>4</sup>

**Title:** Radiation dose reduction and image quality of pediatric chest computed tomographic scans by using dual source technology

**Purpose:** The aim of this study was to evaluate the extent of the radiation dose reduction and the effects on image quality in computed tomographic (CT) scans of children by using modern dual-source CT scanners (DSCT).

**Patients and methods:** Two hundred and nineteen medically indicated chest CT scan examinations of children were analyzed (100 unenhanced, 119 contrast-enhanced). CT examinations on a dual source CT (n = 114, 6,3 ± 5,8 years, 25,1 ± 19,2 kg) (SOMATOM Force, Siemens, Erlangen, Germany) and on a 40-slice multidetector CT (n = 105, 9,2 ± 5,8 years, 35,8 ± 21,6 kg) (SOMATOM Definition AS, Siemens, Erlangen, Germany) have been compared. The patients were divided into weight and age groups. The dose length product (DLP), the volume CT dose index (CTDI<sub>vol</sub>), and the injected contrast agent were analyzed. Image noise was measured. Signal to noise ratio (SNR) and contrast to noise ratio (CNR) were calculated.

**Results:** Significant dose reductions on the DSCT were observed in the unenhanced chest CT examinations up to 68,7 percent (p < 0,001) and in the enhanced chest CT examinations up to 66,3 percent (p = 0,022). The quantitative image quality parameters were improved on the DSCT, showing a significant increase in SNR and CNR, as well as a significant reduction of image noise of up to 44,2 percent (p < 0,001).

**Conclusions:** Overall, the present study showed that the dual source technology enable CT scans of children with significantly decreased dose radiation and improved quantitative image quality.

<sup>1-4</sup> *Department of Diagnostic and Interventional Radiology, Justus-Liebig-University Giessen, Klinikstr. 33, 35392, Giessen, Germany*

Die Einreichung weiterer Abstracts ist bei den folgenden Kongressen in Vorbereitung:

**Congress:** Congress of the European Society of Pediatric Radiology (ESPR): 56th Annual Meeting & 42th Post Graduate Course, 01.06. – 05.06.2020, Marseille

**Authors:** Michael Kimmeyer<sup>1</sup>, Stefan Schäfer<sup>2</sup>, Lutz Nährlich<sup>3</sup>, Fritz C. Roller<sup>4</sup>, Gabriele A. Krombach<sup>5</sup>

**Title:** Comparison of two different CT scanners in clinical routine – reduction of radiation dose in native thorax computed tomography examinations in pediatric radiology

<sup>1,2,4,5</sup> *Department of Diagnostic and Interventional Radiology, Justus-Liebig-University Giessen, Klinikstr. 33, 35392, Giessen, Germany*

<sup>3</sup> *Department of Pediatric, Justus-Liebig-University Giessen, Feulgenstr. 12, 35392, Giessen, Germany*

---

**Kongress:** 51. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik, 09.09. – 12.09.2020, Leipzig

**Autoren:** Stefan Schäfer<sup>1</sup>, Michael Kimmeyer<sup>2</sup>, Martin Obert<sup>3</sup>, Fritz C. Roller<sup>4</sup>, Gabriele A. Krombach<sup>5</sup>

**Titel:** Evaluation der aus den technischen Entwicklungen in der Computertomografie resultierenden Veränderungen in der klinischen Routine – Reduktion von Strahlendosis und Kontrastmittelvolumen bei pädiatrischen CT-Untersuchungen

<sup>1-5</sup> *Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Justus-Liebig-Universität Gießen, Klinikstr. 33, 35392, Gießen, Deutschland*

## 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.“

---

Ort, Datum

---

Unterschrift

## **Danksagung**

Zunächst möchte ich Frau Univ.-Prof. Dr. med. Gabriele A. Krombach herzlich für die Überlassung des Themas dieser Arbeit sowie die tatkräftige Betreuung danken.

Bedanken möchte ich mich bei Herrn Dipl. Ing. Stefan Schäfer für die Bereitstellung der CT-Bilder und die sehr hilfreiche Betreuung bei der Fertigstellung der Arbeit.

Ein großer Dank gebührt Herrn Dr. Martin Obert für die jederzeit freundliche und sehr wertvolle Unterstützung. Das kollegiale und zugleich freundschaftliche Miteinander habe ich sehr geschätzt.

Mein besonderer Dank gilt meinen Eltern, die mich stets gefördert, bedingungslos unterstützt und mir so meinen beruflichen und persönlichen Werdegang sowie auch die Durchführung dieser Arbeit ermöglicht haben.