

**Potential der Kontrastmittel- und Dosisreduktion
durch ein Dual-Source CT der 3. Generation im
Vergleich zu einem Dual-Source CT der
1. Generation und Analyse der ökonomischen
Rentabilität**

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

**vorgelegt von Yossarian Varli
aus Gießen**

Gießen 2020

Aus dem Fachbereich Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen
Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie

Gutachterin: Frau Prof. Dr. Krombach

Gutachter: Herr Prof. Dr. Bachmann

Tag der Disputation: 18.05.2021

INHALTSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG	1
2	TECHNIK	4
2.1	Entwicklung der Computertomographie	4
2.2	Aufbau und Prinzip der Computertomographie	5
2.3	Spiraltechnik- und Multidetektor-Computertomographie.....	8
2.4	Strahlendosis und Bildqualität	10
2.5	Intravenöse Kontrastmittel-Gabe in der Computertomographie.....	11
2.6	Dual-Source Computertomographen der 3. Generation.....	12
3	MATERIAL UND METHODEN	16
3.1	Studienmodell.....	16
3.2	Patientenkollektiv	16
3.3	Geräte	18
3.4	Hardware	20
3.5	Zielparameter	20
3.6	Datenerhebung und Statistik	21
4	ERGEBNISSE	22
4.1	Erstes Patientenkollektiv (DSCT 1. Generation)	22
4.2	Zweites Patientenkollektiv (DSCT 3. Generation)	23
4.3	Vergleich der Strahlenexposition am Dual-Source CT der 1. Generation mit der Strahlenexposition am Dual-Source CT der 3. Generation.....	24
4.3.1	Vergleich der Strahlenexposition - Allgemein.....	24
4.3.2	Vergleichsgruppe: CT Stamm Standard.....	26
4.3.3	Vergleichsgruppe: CT Thorax Standard	27
4.3.4	Vergleichsgruppe: CT Thorax nativ low dose	27
4.3.5	Vergleichsgruppe: CT Thorax High Resolution	28

4.3.6	Vergleichsgruppe: CT Thorax High Resolution (In- und Expiration)	29
4.3.7	Vergleichsgruppe: CT Lungenembolie bis Knie	29
4.3.8	Vergleichsgruppe: CT Abdomen Standard	30
4.3.9	Vergleichsgruppe: CT Abdomen venös	31
4.3.10	Vergleichsgruppe: CT Abdomen nativ	31
4.3.11	Vergleichsgruppe: CT Stein – CT Abdomen nativ low dose	32
4.3.12	Vergleichsgruppe: CT Stamm-Angio	32
4.3.13	Vergleichsgruppe: CT Thorax-Angio	33
4.3.14	Vergleichsgruppe: CT Abdomen-Angio	34
4.3.15	Vergleichsgruppe: CT Becken Bein-Angio	34
4.3.16	Vergleichsgruppe: CT Herz i.v.	35
4.3.17	Vergleichsgruppe: CT Herz nativ + i.v.	36
4.3.18	Vergleichsgruppe: CT Herz TAVI	36
4.3.19	Vergleichsgruppe: CT Mittelgesicht nativ	37
4.3.20	Vergleichsgruppe: CT NNH nativ	38
4.3.21	Vergleichsgruppe: CT Schulter nativ	38
4.3.22	Vergleichsgruppe: CT Extremität nativ - Handgelenk	39
4.3.23	Vergleichsgruppe: CT Extremität nativ - Ellenbogen	39
4.3.24	Vergleichsgruppe: CT Becken nativ	40
4.3.25	Vergleichsgruppe: CT Plasmozytom nativ	41
4.3.26	Vergleichsgruppe: CT Sonstige	41
4.3.27	Vergleichsgruppe: Alle CT-Untersuchungen	42
4.4	Vergleich der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge am Dual-Source CT der 1. Generation mit der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge am Dual-Source CT der 3. Generation	43
4.4.1	Vergleich der Kontrastmittelmenge - Allgemein	43
4.4.2	Vergleichsgruppe: CT Stamm Standard	45
4.4.3	Vergleichsgruppe: CT Thorax Standard	45
4.4.4	Vergleichsgruppe: CT Lungenembolie bis Knie	46
4.4.5	Vergleichsgruppe: CT Abdomen Standard	46
4.4.6	Vergleichsgruppe: CT Abdomen venös	47
4.4.7	Vergleichsgruppe: CT Stamm-Angio	47

4.4.8	Vergleichsgruppe: CT Thorax-Angio	48
4.4.9	Vergleichsgruppe: CT Abdomen-Angio	48
4.4.10	Vergleichsgruppe: CT Becken Bein-Angio	49
4.4.11	Vergleichsgruppe: CT Herz i.v.	49
4.4.12	Vergleichsgruppe: CT Herz nativ + i.v.	50
4.4.13	Vergleichsgruppe: CT Herz TAVI.....	50
4.4.14	Vergleichsgruppe: CT Sonstige KM.....	50
4.4.15	Vergleichsgruppe: Alle CT-Untersuchungen.....	51
4.5	Zusammenfassung der Ergebnisse	53
4.5.1	Ergebnisse hinsichtlich der Strahlenexposition	53
4.5.2	Ergebnisse hinsichtlich der Kontrastmittelmenge.....	56
4.6	Vergleich der Bildqualität am Dual-Source CT der 1. Generation mit der Bildqualität am Dual-Source CT der 3. Generation	59
4.7	Vergleich eines Dual-Source CT der 1. Generation mit einem Dual-Source CT der 3. Generation hinsichtlich ökonomischer Rentabilität	65
5	DISKUSSION.....	69
5.1	Diskussion der Ergebnisse	69
5.2	Bedeutung und Ausblick der Studie.....	74
5.3	Diskussion der ökonomischen Rentabilität eines Dual Source CT der 3. Generation	77
6	SCHLUSSFOLGERUNG	80
7	ZUSAMMENFASSUNG	82
8	SUMMARY	84
9	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	86
10	ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	87
11	TABELLENVERZEICHNIS.....	88
12	LITERATURVERZEICHNIS.....	90

13 EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG	97
14 DANKSAGUNG.....	98

1 EINLEITUNG

Die Diagnostische und Interventionelle Radiologie ist ein immer wichtiger werdendes Teilgebiet der Medizin. Ob dem Stellen oder Bekräftigen einer Diagnose, beispielsweise im akuten Notfall, oder dem Entdecken und der Verlaufsbeurteilung eines Tumors, oft geht dem eine Untersuchung mit Röntgenstrahlung voraus. Dabei spielt die Computertomographie (CT) eine besondere Rolle. Sie ist schnell verfügbar und es können in kürzester Zeit qualitativ hochwertige Schnittbilder des ganzen Körpers erstellt werden, die zu einer Beurteilung führen.

Etwa 95 % der zivilisatorischen Strahlenexposition in der deutschen Bevölkerung stammen aus diagnostischen und interventionellen Röntgenanwendungen. Dabei wurden im Jahre 2014 circa 140 Millionen Röntgenanwendungen in Deutschland durchgeführt, davon 40 % im zahnmedizinischen Bereich. Obwohl in den Jahren 2007 bis 2014 nahezu unverändert 1,7 Anwendungen pro Jahr und Einwohner durchgeführt wurden, nahm im selben Zeitraum die Zahl der CT-Untersuchungen um etwa 40 % zu und mit ihr stieg die mittlere effektive Dosis pro Einwohner an [1].

Ionisierende Strahlung kann zu Schäden an den Körperzellen und dem Organismus führen. Das Ausmaß des Schadens hängt dabei unter anderem von der absorbierten Strahlenmenge ab. Es wird zwischen deterministischen und stochastischen Strahlenschäden unterschieden. Deterministische Strahlenschäden treten beim Überschreiten der Strahlendosis über einen Schwellenwert auf (etwa 500 Millisievert). Sie führen zu einem ausgedehnten Absterben von Körperzellen und folglich zu Schäden und Funktionsverlust von Geweben oder Organen. Akute Schäden können beispielsweise ein Erythem der Haut oder Haarausfall sein, späte Schäden eine strahlenbedingte Lungenfibrose. Stochastische Strahlenschäden hingegen haben keinen Schwellenwert, sie können sowohl bei niedriger als auch bei hoher Strahlendosis auftreten, das Risiko steigt mit zunehmender Strahlenexposition. Sie werden durch Erbgutveränderungen einzelner Zellen (DNA) verursacht. Durch die Vermehrung dieser mutierten Zellen kann es Jahre nach der Strahlenexposition (Latenzzeit) zu Tumorerkrankungen und Leukämie oder zu vererbaren Gendefekten kommen [2, 3, 4, 5].

In der heutigen diagnostischen Radiologie und somit in der Computertomographie sind lediglich die stochastischen Strahlenschäden von Bedeutung. Eine Studie von Pearce et al. konnte nachweisen, dass eine CT-Untersuchung mit einer kumulierten Dosis von 50–60 mGy bei Kindern und Jugendlichen bis 22 Jahren das Risiko einer Leukämie oder eines Hirntumors etwa dreifach erhöhen kann [6]. Eine andere Studie von Mathews et al. konnte eine gering erhöhte Inzidenzrate für einen Tumor bei australischen Kindern und Jugendlichen bis 19 Jahren, die mindestens eine CT-Untersuchung erhalten haben, feststellen [7, 8].

Angesichts dieser Entwicklung und der neuen Studienergebnisse, ist der Strahlenschutz der Patienten¹ nach wie vor von immenser Bedeutung. Das ALARA-Prinzip („*As Low As Reasonably Achievable*“) ist eine grundlegende Leitlinie des Strahlenschutzes und somit ein wichtiger Grundsatz in der Radiologie, beispielsweise beim Stellen der rechtfertigenden Indikation. Es sagt aus, dass der Einsatz ionisierender Strahlung so gering wie möglich gehalten werden muss, wie dies mit vernünftigen Mitteln machbar ist. Auf die Radiologie übertragen bedeutet dies, eine für die Fragestellung ausreichend diagnostische Bildqualität bei möglichst geringer Strahlendosis zu erreichen, um das Strahlenrisiko für die Patienten zu minimieren [9, 10].

Ein weiterer wichtiger Punkt, ist die intravenöse Gabe von jodhaltigem, wasserlöslichem Kontrastmittel (KM) im Rahmen der Computertomographie. Das applizierte Kontrastmittel verbessert den Gewebekontrast und steigert so die diagnostische Aussagekraft. Jodhaltige Kontrastmittel können, insbesondere bei bereits nierengeschädigten oder niereninsuffizienten Menschen, eine schädigende Wirkung auf die Nieren haben und zu einem Kontrastmittelinduzierten Nierenschaden führen. Auch wenn neuere Studien zeigen, dass die Gefahr einer Nierenschädigung früher überschätzt wurde, bleibt das Risiko eines Kontrastmittelinduzierten Nierenschadens [11, 12]. Es ist also erstrebenswert, diagnostisch auswertbare Bilder mit geringeren Mengen an intravenösem Kontrastmittel zu erhalten.

¹ Aus Gründen der Lesbarkeit wird im Folgenden die männliche Form „Patient“ verwendet, stellvertretend ist damit auch das weibliche Geschlecht mitgemeint.

Aus diesen Gründen hat die Entwicklung neuer CT-Geräte unter anderem das Ziel, die Strahlendosis und die Kontrastmittelmenge zu senken und dabei die Bildqualität zu steigern. Diese Geräte sollen so eine Hilfe hinsichtlich Diagnose, Therapie und Heilung sein, und gleichzeitig das Risiko eines Strahlen- oder Nierenschadens für den Patienten minimieren.

Zu diesen neuen CT-Geräten gehören auch die Dual-Source Computertomographen der 3. Generation. Diese versprechen eine Senkung der Strahlendosis um bis zur Hälfte und eine deutliche Reduzierung der intravenös verwendeten Kontrastmittelmenge, von der vor allem Patienten mit Niereninsuffizienz profitieren sollen. Dabei sollen technische Fortschritte dieser Geräte eine verbesserte Bildqualität erreichen. Kürzere Scanzeiten beispielsweise würden Bewegungs- und Atemartefakte reduzieren [13].

Im Rahmen dieser Studie soll untersucht und statistisch belegt werden, ob die theoretisch mögliche Verbesserung im klinischen Alltag erreichbar ist. Dazu werden die Strahlendosiswerte und die intravenös applizierten Kontrastmittelmengen, sämtlicher innerhalb eines Monats an einem Dual-Source CT der 1. Generation untersuchten Patienten, mit denen innerhalb des gleichen Monats des folgenden Jahres an einem Dual-Source CT der 3. Generation untersuchten Patienten, verglichen. Der Vergleich soll am Ende zeigen, inwieweit die Strahlendosis tatsächlich gesenkt und Kontrastmittel gespart wurde.

Aufgrund der kostspieligen Anschaffung eines solchen Computertomographen, werden die Daten zudem unter ökonomischer Sicht analysiert. Hierbei soll beantwortet werden, ob die Anschaffung eines solchen Gerätes wirtschaftlich lohnend ist und ob die technischen Neuerungen zusätzliche Vorteile für den Patienten mitbringen.

2 TECHNIK

2.1 Entwicklung der Computertomographie

Die Computertomographie ist eine der wichtigsten bildgebenden Techniken in der diagnostischen, aber auch interventionellen Radiologie. Die mathematischen Grundlagen für diese Technik wurden von Johann Radon im Jahre 1929 (Radontransformation) und Allan M. Cormack im Jahre 1963 (Bildrekonstruktion) gelegt. Der erste Computertomograph wurde jedoch erst von dem damals bei EMI angestellten Elektroingenieur Godfrey Newbold Hounsfield für Schädeluntersuchungen entwickelt und erstmalig im Jahre 1971 im Atkinson-Morley Hospital in Wimbledon eingesetzt. Hounsfield und Cormack erhielten 1979 für ihre Arbeit den Nobelpreis für Physik. Der erste Ganzkörper-Computertomograph wurde im Jahre 1974 installiert [14].

Einzelnschicht-CTs der 1. und 2. Generation haben den Patienten nach jeder einzelnen 360° Rotation, entsprechend der Schichtdicke, vorgeschoben. Diese Geräte wurden in den 70iger Jahren durch CT-Geräte der 3. und 4. Generation abgelöst. Bei Computertomographen der 3. Generation rotiert die Einheit aus Röntgenstrahlenfächer und Detektoren synchron um den Patiententisch, dabei wird der Röntgenfächer komplett von den Detektoren abgedeckt. Computertomographen der 4. Generation besitzen einen festen Detektorkranz, der den gesamten Scanner-Durchmesser (Gantry) umfasst. CT-Geräte der 5. Generation, sogenannte Elektronenstrahl-CTs, konnten sich trotz der Möglichkeit sehr schnell Bilder zu erstellen, genauso wenig im Alltag durchsetzen wie CT-Geräte der 4. Generation [14, 15].

In den 90iger Jahren kam es zu einer Weiterentwicklung durch die Einführung der Spiraltechnik-CT (2-Zeilen-Spiral-CT). Diese Technik brachte Neuheiten hervor, wie die dreidimensionale Bildgebung oder die CT-Angiographie. Seit 1998 ist die Multidetektor-Computertomographie verfügbar, anfangs als 4-Zeilen CT. Diese CT-Geräte erweiterten noch einmal die diagnostischen Möglichkeiten und machten aus der Computertomographie ein dreidimensionales Abbildungsverfahren mit isotroper Auflösung. Unter anderem durch Maximumintensitätsprojektion, also zweidimensionale Projektionsbilder, die aus den dreidimensionalen Bilddatensätzen umgerechnet werden oder durch die virtuelle Koloskopie. Auch für die nichtinvasive Herzdiagnostik waren Multidetektor-

CTs ein wichtiger Fortschritt. Der erste Dual-Source-Scanner, ein CT-Gerät das zwei Röntgenröhren und zwei Detektorkränze besitzt, wurde 2005/06 erstmals von Siemens als 64-Zeilen-Dual-Source-Scanner (CT Somatom Definition) für die kardiale Bildgebung eingesetzt. Im Jahre 2007 wurde der erste 256-Zeilen-Computertomograph entwickelt [14, 15].

Die heute gängigen Computertomographen und deren neuen Entwicklungen (wie Spiral-CT, Multidetektor-CT, Dual-Source CT oder die Röhrenstrommodulation) sind alles CT-Geräte der 3. Generation. Diese haben sich durchgesetzt. Ihr Vorteil liegt in einer besseren Streustrahlenunterdrückung und weniger Detektorelementen [14].

2.2 Aufbau und Prinzip der Computertomographie

Ein Computertomograph besteht aus einem kurzen Ringtunnel (Abtasteinheit), auch Gantry genannt und dem beweglichen Patiententisch, auf dem der Patient liegt. In der Gantry befinden sich die Röntgenröhre und die gegenüberliegenden Röntgendetektoren. Abbildung 1 zeigt vereinfacht den Aufbau eines Computertomographen. Die Röntgenröhren unterscheiden sich unter anderem in ihrer Leistung und der Fokusgröße. Der Fokus (bzw. Brennfleck) entspricht der Fläche der Anode, auf welche die Elektronen aufprallen. Die Spannung (in kV) und die Stromstärke (in mA) der Röntgenröhre können eingestellt und der jeweiligen Untersuchung angepasst werden. Hinter der Röntgenröhre sind Filter zur Strahlaufhärtung, Kollimatoren und Blenden angebracht. Heutige Detektoren bestehen aus mehreren parallelen Detektorzeilen (Mehrzeilen-CTs), die gleichzeitig Röntgenstrahlen empfangen können. Die Elektronik der Detektoren bildet ein konstantes Rauschen (elektronisches Rauschen), das unabhängig von der empfangenen Strahlendosis ist, bei Niedrigdosis-Untersuchungen jedoch einen entscheidenden Faktor für das Bildrauschen darstellt. Streustrahlenraster vor den Detektoren reduzieren die eintreffende Streustrahlung und verbessern so die Bildqualität [14, 15, 16, 17, 18].

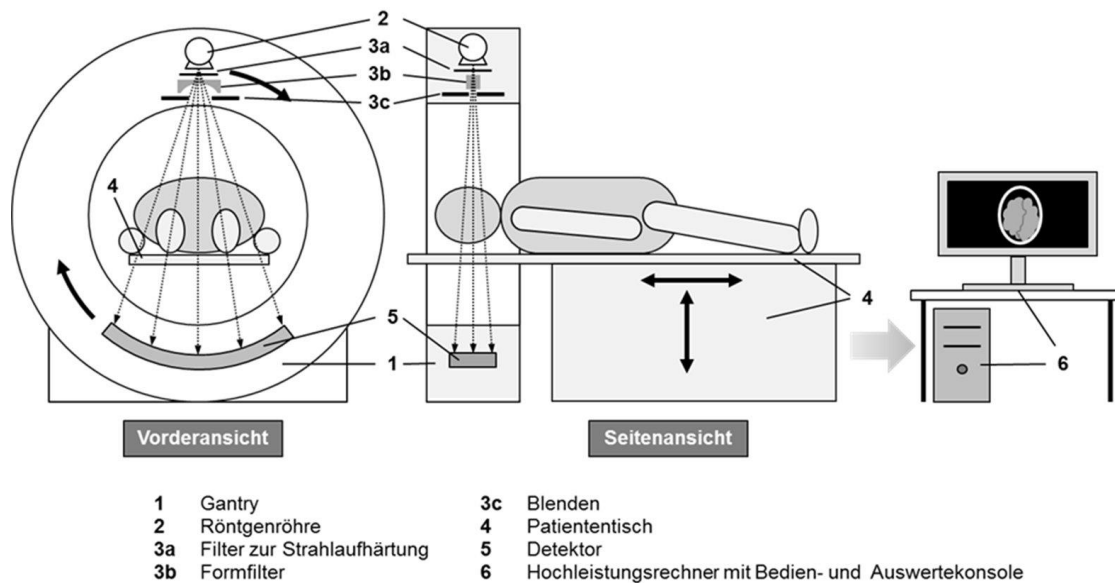


Abbildung 1: Schematischer Aufbau eines Computertomographen [18]

Zur Planung und Lokalisation einer CT-Untersuchung wird bei feststehender Röntgenröhre zunächst eine Übersichtsaufnahme (Topogramm) der zu untersuchenden Körperregion durchgeführt, diese ähnelt einem konventionellen Röntgenbild. Während der Untersuchung rotiert dann die Einheit aus Röntgenröhre und Detektor synchron um 360° um den Patiententisch, dabei wird der Patiententisch kontinuierlich durch die Gantry geschoben. Die von der Röntgenröhre erzeugten Röntgenstrahlen werden durch parallele Kollimation zu einem dünnen Fächer geformt und tasten hierbei das zu untersuchende Objekt aus verschiedenen Richtungen ab. Hierbei wird der Röntgenstrahlenfächer komplett von den Detektoren abgedeckt. Der kollimierte Röntgenstrahl in z-Richtung gibt die Schichtdicke an. Die, durch die Absorption der Strahlung im Patienten, geschwächte Röntgenstrahlung wird in den gegenüberliegenden Detektoren erfasst und erzeugt Signale. Diese Daten werden computergesteuert mehrfach korrigiert und die Signalintensitäten in Schwächungswerte umgewandelt, den CT-Rohdaten. Viele zu einem Punkt in der Untersuchungsschicht gehörende Schwächungswerte bilden das entsprechende Schwächungsprofil [14, 15, 16, 17, 18].

Die Bildrekonstruktion startet mit der Festlegung des interessierenden Bildausschnittes (FOV oder „field of view“). Das Abbilden aller durch einen Punkt hindurchlaufenden Strahlen übereinander (Rückprojektion) führt zunächst zu einem „verwaschenen“ Bild des untersuchten Objekts. Durch Faltung der Schwächungsprofile mit einem kantenbetonenden mathematischen Filter und anschließender Rückprojektion der gefilterten Schwächungsprofile entstehen scharfe Bilder. Der Faltungskern für die gefilterte

Rückprojektion bestimmt die Ortsauflösung und das Bildrauschen der rekonstruierten CT-Schichten [14, 15].

Neben diesen analytischen Rekonstruktionsalgorithmen gibt es die iterativen Rekonstruktionsalgorithmen. Iterative Algorithmen berechnen mehrere simulierte Korrekturprojektionen und gleichen diese an die gemessene Projektion an, dieser Berechnungszyklus wird mehrmals wiederholt [8]. Iterative Algorithmen können das Bildrauschen von Niedrigdosis-Untersuchungen durch Nachverarbeitung reduzieren und so indirekt die Strahlendosis senken [19]. Durch die hohe Rechenleistung brauchen sie jedoch mehr Zeit [8, 20].

Die quadratische Bildmatrix eines CT-Bildes enthält zwischen 256×256 und 1024×1024 Bildpunkten (Pixel). Jeder Bildpunkt entspricht einem kleinen Volumenelement (Voxel) einer CT-Schicht des untersuchten Objektes. Das Field of View (FOV), die Schichtdicke und die Matrixgröße bestimmen somit die Größe des Voxels. Die Bildmatrix (Rekonstruktion der Rohdaten) und die Wiedergabematrix auf dem Betrachtungsmonitor können unterschiedlich sein. Bei der Bildrekonstruktion erhält jedes Voxel einen CT-Wert der dem Schwächungskoeffizienten μ entspricht. Der CT-Wert wird folgendermaßen definiert:

$$CT = 1000 \cdot \frac{\mu - \mu_{Wasser}}{\mu_{Wasser}}$$

und in Hounsfield-Einheiten (HE) angegeben. Der Hounsfield-Wert für Wasser beträgt definitionsgemäß 0, die Hounsfield-Skala fängt bei -1000 für Luft an und hat nach oben kein Ende. Die CT-Werte der einzelnen Voxel einer CT-Schicht werden in Grauwerte kodiert und in der Bild- oder Wiedergabematrix dargestellt [14].

Da das menschliche Auge nur 40 bis 100 Graustufen unterscheiden kann, werden sogenannte Fenster erstellt, z.B. Weichteilfenster, Lungenfenster oder Knochenfenster. In diesen Fenstern wird nur ein Teil der Hounsfield-Skala dargestellt und somit der Fokus auf bestimmte Gewebekontraste gelegt. Ein Fenster charakterisiert sich durch seine Weite (Regelung des Bildkontrastes) und seine Lage (Regelung der Helligkeit) in der Hounsfield-Skala [14].

2.3 Spiraltechnik- und Multidetektor-Computertomographie

Heutzutage werden Computertomographen der 3. Generation als Multidetektor-Spiral-Computertomographie verwendet.

Die Spiral-Computertomographie besitzt eine kontinuierlich rotierende Röntgenröhre. Der Tischvorschub und die Rotation von Röntgenfächer-Detektoren-Einheit erfolgen gleichzeitig und kontinuierlich. Dadurch entsteht eine spiralförmige Abtastbewegung mit Aufnahme eines Datensatzes in kurzer Zeit. Um Artefakte zu vermeiden, muss vor der Bildrekonstruktion eine Interpolation der CT-Rohdaten mittels Interpolationsalgorithmus erfolgen. Der Interpolationsalgorithmus 180°LI ist am weitesten verbreitet. Die Rotationszeit entspricht der Zeit je 360° Rotation und wird in Sekunden angegeben. Die Schichtdicke und der Tischvorschub, also die Geschwindigkeit, mit der sich der Tisch durch die Gantry bewegt, sind variable Parameter. Der Tischvorschub wird durch die Scanlänge L und die Scandauer TI bestimmt. Die Schichtdicke kann für die Bildaufnahme und für die Bildbetrachtung verschieden gewählt werden (Schichtkollimation). Der Tischvorschub und die Schichtkollimation haben Einfluss auf die Strahlendosis und auf Aspekte der Bildqualität. Später können überlappende Schichten rekonstruiert werden, ohne dass eine Erhöhung der Strahlenexposition erfolgt. Der Abstand zwischen zwei Schichten wird Inkrement genannt, er bestimmt den Grad der Überlappung zwischen axialen Schichten. Der Pitch-Faktor beschreibt das Verhältnis von Tischvorschub pro Rotation zur Schichtdicke und hat damit einen direkten Einfluss auf die Strahlenbelastung. Je kleiner der Pitch-Faktor, desto größer die Strahlenbelastung. Vorteil der Spiral-CT ist die schnelle Daten-Akquisition, was zu weniger Atem-Artefakten führt, sowie eine Verringerung des Partialvolumeneffektes durch dünnere Schichten [14, 15].

Eine Multidetektor-Computertomographie verfügt über mindestens zwei parallele Detektorzeilen, die simultan Röntgenstrahlen empfangen können. Dadurch sind eine Verringerung der Schichtdicke, eine Erhöhung der Scanlänge und eine Reduktion der Scandauer möglich. Darüber hinaus ist eine dreidimensionale Datenerfassung mit isotroper Auflösung in allen Raumebenen möglich. Heutzutage sind in der klinischen Routine Computertomographen mit bis zu 256 Zeilen im Einsatz. Die Datenerfassung in einem Multidetektor-CT kann sowohl spiralförmig als auch sequenziell, z.B. bei einem

HR-CT, erfolgen. Die kürzeren Scanzeiten ermöglichen unter anderem die Untersuchung von parenchymatösen Organen in verschiedenen Kontrastmittelphasen oder die Durchführung einer CT-Angiographie [14].

Während Ein-Zeilen-Scanner die unterschiedliche Schichtkollimation lediglich durch Einblendung des Röntgenstrahls nahe der Röntgenröhre regulieren, spielen in Multidetektorsystemen auch die Detektorreihen in der z-Richtung eine Rolle. Matrixdetektoren sind aus mehreren, gleich breiten Detektorreihen aufgebaut. Adaptive Detektoren haben Detektorreihen, die vom Zentrum zur Peripherie an Größe zunehmen. Die geometrische Dosiseffizienz kann hierdurch leicht gesteigert werden. Die inneren Detektorreihen von Hybriddetektoren sind halb so groß wie die äußeren Detektorreihen, auch das verbessert die Dosiseffizienz. Durch die verbesserte Dosiseffizienz benötigen die Detektoren für die gleiche Bildqualität weniger Dosis. Aufgrund der kegelförmigen Strahlung, welche die Röntgenröhre verlässt, benötigen Multidetektor-CTs ausgefeilte Rekonstruktionsalgorithmen mit stärkerer Interpolation und Bearbeitung der Rohdaten, z.B. durch 180° MLI-Interpolation. Die wichtigsten Akquisitionsparameter des Multidetektor-CT sind ähnlich der Spiral-CT die Schichtkollimation, der Tischvorschub pro Rotation und der Pitch. Neben dem Inkrement ist die effektive Schichtdicke ein wichtiger Rekonstruktionsparameter des Multidetektor-CTs. Die effektive Schichtdicke kann nur gleich oder größer als die Schichtkollimation sein. Wobei die Schichtkollimation auch hier die Ortsauflösung in z-Richtung bestimmt. Der Pitch entspricht dem Verhältnis von Tischvorschub pro Rotation zur Gesamtkollimation [14].

Aus den gewonnenen axialen Bilddaten können schließlich Multiplanare Reformationen (MPR), also zweidimensionale umformatierte Bilder, in beliebiger Ebene rekonstruiert werden. Dadurch entstehen koronale und sagittale, aber auch schräge oder gekrümmte Rekonstruktionen. Des Weiteren können Maximumintensitätsprojektionen (MIP) oder 3D-Darstellungen rekonstruiert werden, sie sind z.B. für die CT-Angiographie wichtig [21].

2.4 Strahlendosis und Bildqualität

Die Strahlendosiswerte einer CT-Untersuchung werden von den Scanparametern, den Eigenschaften des CT-Systems und dem Patienten beeinflusst. Insbesondere drei Werte sind gängig, um die Strahlenexposition einer CT-Untersuchung für den Patienten anzugeben. Der volumenbezogene CT-Dosisindex ($CTDI_{vol}$) gibt die durchschnittliche lokale Dosis innerhalb einer Schicht des Untersuchungsvolumens in Milli-Gray (mGy) an. Er wird anhand eines Phantoms bestimmt. Das Dosislängenprodukt DLP gibt die kumulative Dosis (totale Energie) an, welcher der Patient ausgesetzt ist. Es gilt folgender Zusammenhang:

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot \text{Scanlänge } L$$

und wird in mGy*cm angegeben. Die effektive Dosis E ist ein Maß für die Strahlenexposition des untersuchten Patienten und wird in Milli-Sievert (mSv) angegeben. Sie berücksichtigt auch die unterschiedliche Empfindlichkeit der Organe gegenüber ionisierender Strahlung. Durch Multiplikation eines Konversionsfaktors mit der DLP lässt sich die effektive Dosis des untersuchten Patienten schätzen. Für Stammuntersuchungen beträgt der Konversionsfaktor etwa 0,016 [17, 18].

Die Einstellung der Röhrenspannung (kV) und der Stromstärke (mA) während einer CT-Untersuchung hat direkten Einfluss auf die Strahlendosis und die Bildqualität. Wird die Röhrenspannung (kV) bei gleichbleibender Stromstärke (mA) erhöht, so steigt auch die Strahlendosis. Wird hingegen bei gleichem Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs = Milli-Amperesekunde) die Röhrenspannung reduziert, beispielsweise von 140 kV auf 80 kV, so sinkt die Strahlendosis durch Absorption in den Vorfiltern und im subkutanen Gewebe, im gewählten Beispiel um den Faktor 3 bis 4. Die niedrige Dosis führt jedoch zu einem höheren Bildrauschen, aber auch zu einem höheren Röntgenkontrast [22]. Folglich führt eine niedrige Röhrenspannung (kV) zu einem besseren Gewebekontrast, dies spielt beispielsweise bei der Gabe von jodhaltigem Kontrastmittel eine Rolle. Eine Erhöhung der Stromstärke bzw. des Röhrenstrom-Zeit-Produkt hingegen vermindert das Bildrauschen, erhöht aber gleichzeitig die Strahlenexposition für den Patienten [17].

Die Röhrenstrommodulation, also die Anpassung des Röhrenstroms für jede einzelne Schicht der gerade gescannten Körperregion in Quer- und in Längsrichtung, führt in Abhängigkeit von der Gewebedichte und dem Körperbau des Patienten zu einer Senkung der Strahlendosis. Die Dichteunterschiede werden anhand des Topogramms oder der vorangegangenen Rotation ermittelt [8, 23].

Multidetektorsysteme können entweder die schnelle Spiraluntersuchung oder die Volumen-Bildgebung nutzen. Erstere erlaubt eine schnelle Datenakquisition, letztere mehr Detailgenauigkeit. Die meisten Multidetektorsysteme erlauben eine sehr dünne Kollimation. Kollimation, Pitch und Rekonstruktionsalgorithmus entscheiden über die minimal mögliche Schichtdicke. Bildrauschen, Bildqualität und Strahlenexposition werden von der Gerätetechnologie beeinflusst [17].

2.5 Intravenöse Kontrastmittel-Gabe in der Computertomographie

Zur Steigerung des Gewebekontrastes sowie der Qualität und somit der Aussagekraft eines CT-Bildes wird bei CT-Untersuchungen sehr häufig ein jodhaltiges, wasserlösliches Kontrastmittel über eine periphere Vene appliziert. Die applizierte Kontrastmittelmenge hängt vom Körpergewicht des Patienten und dem gewünschten Untersuchungsprogramm ab. Das Kontrastmittel kann manuell als Bolus oder kontinuierlich über eine Kontrastmittel-Hochdruckpumpe verabreicht werden. Es verteilt sich im Blut und schließlich in den verschiedenen Geweben. Da es sich in Abhängigkeit von der Perfusion in den verschiedenen Geweben unterschiedlich schnell verteilt, sind die Kontrastmittelmenge, die Flussrate sowie die Delayzeit, also der zeitliche Abstand zwischen der Kontrastmittelapplikation und dem Beginn der Bildaufnahme, für die erfasste Kontrastmittelphase der Gewebe und die Darstellung von Strukturen entscheidend. Der Delay kann unterschiedlich gewählt werden und so können neben der nativen Aufnahme, z.B. eine arterielle Aufnahme (20 bis 30 Sekunden nach KM-Gabe), eine portalvenöse Aufnahme (40 bis 60 Sekunden nach KM-Gabe), eine venöse Aufnahme (70 bis 80 Sekunden nach KM-Gabe) oder eine Spätaufnahme (einige Minuten nach KM-Gabe), erfolgen. Der Großteil des applizierten Kontrastmittels, wird über die Nieren ausgeschieden. Komplikationen einer Kontrastmittel-Applikation können unter anderem eine KM-Unverträglichkeit, eine jodinduzierte Hyperthyreose / Thyreotoxikose

oder eine Kontrastmittel-Nephropathie sein. Jodhaltiges Kontrastmittel kann durch Schädigung der Nierentubuli sowie durch Veränderung der Hämodynamik nierenschädlich sein. Tritt bei Patienten mit Risikofaktoren (bestehende Niereninsuffizienz, diabetische Nephropathie, große Kontrastmittelmengen oder Dehydration) ein Anstieg des Serumkreatinins um 25 % innerhalb von 48 bis 72 Stunden nach KM-Applikation auf, ist von einer Kontrastmittel-Nephropathie auszugehen [15, 21, 24].

2.6 Dual-Source Computertomographen der 3. Generation

Im Folgenden werden die Dual-Source CTs der 3. Generation, am Beispiel des in dieser Studie untersuchten CT Somatom Force von Siemens (Erlangen, Deutschland) erläutert. Die technischen Parameter, die genannt werden, beziehen sich somit auf das CT Somatom Force.

Dual-Source Computertomographen besitzen zwei zueinander versetzt liegende Einheiten aus Röntgenröhre und Detektoren, die gleichzeitig um den Patienten rotieren und Daten erfassen. Arbeiten die beiden Röntgenröhren mit unterschiedlichen Energieniveaus, so wird von Dual-Energy CT gesprochen.

Die Dual-Source Computertomographen der 3. Generation sind Zwei-Röhren-CTs, deren Gantry eine schnellere Rotation, höhere Datenraten sowie kontaktlose Signal- und Energieübertragung ermöglicht. Des Weiteren erlaubt der Patiententisch höhere Bewegungsgeschwindigkeiten. Diese neuen CT-Geräte besitzen zwei moderne Strahler mit Doppel-Zinn-Filter (VectronTM-Strahler, Somatom Force) sowie moderne Detektoren mit 3D Kollimator (Stellar Infinity Detektoren, Somatom Force) in einem Winkel von 95°. Die Bildrekonstruktion basiert auf einer neuen iterativen Rekonstruktion (ADMIRE, Somatom Force) [13, 25].

Die starke Generatorleistung (von 2×120 kW, Somatom Force) der beiden modernen Röntgenröhren trägt dazu bei, kurze Scans mit sehr hohen Photonen-Fluss durchzuführen. Das erlaubt ultraschnelle Scans bei hoher zeitlicher Auflösung (0,25s Gantry-Rotationszeit). Der Turbo Flash Mode (prospektive getriggerte Hoch-Pitch Spirale - Somatom Force) von 737 mm/s Akquisitionsgeschwindigkeit und die zeitliche Auflösung

bis 65,5 ms bei 250 ms Gantry-Rotationsgeschwindigkeit ermöglichen ganze Stammuntersuchungen in nur einer Sekunde, Atem- und Bewegungsartefakt freie Bilder und z.B. Herzuntersuchungen ohne Atemanhalten oder zusätzliche Medikamentengabe [26]. Die Röntgenröhrenspannung kann in 10 kV Schritten zwischen 70 kV und 150 kV gewählt werden. Trotz niedriger Röhrenspannungen bei 70 kV und 80 kV kann eine maximal hohe Röntgenleistung von 1300 mA gehalten werden. Dies erlaubt ein dosiseffizientes Scannen bei niedrigen Röhrenspannungen von erwachsenen und adipösen Patienten. Dadurch soll eine deutliche Strahlendosisverringerung gegenüber 80 bis 100 kV Scans möglich sein, auch bei adipösen Patienten. Verglichen damit hat das ältere Dual-Source CT der 1. Generation (Somatom Definition, Siemens, Erlangen) zwei Straton-Röntgenröhren (Somatom Definition) mit jeweils 80 kW Generatorleistung, welche die Röhrenspannung von 80 kV bis 140 kV in 20 kV-Schritten ändern können [13, 25, 27, 28, 29, 30].

Die neuen Röntgenröhren haben einen sehr kleinen Brennfleck (bis zu $0,4 \times 0,4 \text{ mm}^2$), der seine Größe unabhängig von der Röhrenspannung und dem Röhrenstrom behält. Dadurch sind eine bessere räumliche Auflösung und ein besserer Bildkontrast möglich. Beide Röntgenröhren können gleichzeitig mit unterschiedlichen Röhrenspannungen betrieben werden, wodurch weniger Bewegungsartefakte und schnellere Aufnahmezeiten entstehen. Dies ermöglicht eine bessere Materialunterscheidung und funktionelle CT. Außerdem können mehr Dual-Energie Scan-Modi ausgewählt werden (70 kV / 150 Sn kV, 80 kV / 150 Sn kV, 90 kV / 150 Sn kV und 100 kV / 150 Sn kV). Hierbei ist der Zinn-Filter (Sn) ein zusätzlicher Vorfilter bei hohen Röhrenspannungen (Energien), der Röntgenstrahlen mit niedriger Energie absorbiert und die spektrale Trennung verbessert [31]. Auch ein normaler Single-Energy-Scan ist mit Zinn-Vorfiltration möglich, z.B. zum Nachweis von Nierensteinen. Dadurch werden sehr niedrige Dosiswerte erreicht [13, 25].

Die neuen Detektoren bestehen aus 96 Detektorzeilen mit einer Kollimationsbreite von 0,6 mm und mit 920 Detektorkanälen pro Reihe sowie einem diagonal fliegenden Brennfleck. Die räumliche Auflösung in einer Ebene wird um 30 % erhöht. Der Detektor zeigt ein geringeres elektronisches Rauschen, was zu einer Dosisreduktion führt [32, 33]. Beide Detektoren sind mit Zweidimensionalen Streustrahlenraster ausgestattet, welche die Streustrahlung reduzieren und zu einem verbesserten Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR) bei geringerer Strahlendosis führen [13, 25].

Die neue iterative Rekonstruktion (ADMIRE) ist ein neuer iterativer Rekonstruktionsansatz. In der CT-Rohdatendomäne wurde ein statistischer Modellierungsschritt hinzugefügt, der die Nachbarschaft jedes Detektorpixels analysiert, um so eine bessere Schätzung der wahren Dämpfungs- und Abwärtsgewichtsmesswerte zu erhalten. Im Bildbereich wurde die statistische Modellierung (modellbasierte Rauscherkennung) modifiziert, um eine größere Nachbarschaft von Bildvoxeln um das betrachtete zentrale Voxel für das Update-Bild zu enthalten. So soll das Bildrauschen reduziert und die Erkennbarkeit von kontrastarmen Objekten verbessert werden, bei Beibehaltung oder sogar Erhöhung der räumlichen Auflösung und Aufrechterhaltung der etablierten Bildrauschtextur eines FBP-Bildes (gefilterte Rückprojektion) [13, 25].

In Kombination mit der neuen iterativen Rekonstruktion und der kleinen Brennfleckgröße der Röntgenröhre können Bildschnitte mit einer minimalen Breite von 0,4 mm rekonstruiert werden [34]. In Routine-Scans wird eine räumliche Auflösung in der Ebene von 14 bis 15 lp/cm erreicht. Bei Verwendung eines speziellen ultrahochauflösenden Kamms ist eine räumliche Auflösung in der Ebene von 26 lp/cm nachgewiesen [13, 25].

Durch eine verbesserte Darstellung kleinster Mengen an Kontrastmittel wird der Bildkontrast optimiert, was eine signifikante Reduktion der Kontrastmitteldosis gegenüber 80 bis 100 kV Scans erlaubt. Die Basis hierfür bilden der Schwächungskoeffizient und die Schwächungskurve von Jod. Dabei ist der Schwächungskoeffizient für jedes Material und jede Energie unterschiedlich. Bei geringeren Röhrenspannungen steigt die Schwächungskurve von Jod stark Richtung K-Kante an. Dadurch steigt im niedrigen Energiebereich auch die Schwächungsdifferenz von Jod zu Weichteilgewebe stark an, denn Weichteilgewebe weisen in diesem Energiebereich einen flachen Kurvenverlauf auf. Folglich ist der Kontrast von Jod zu Weichteilgewebe bei niedrigeren Energien höher. Der Kontrast im CT-Bild wird vergrößert und dadurch kann Kontrastmittel eingespart werden [35, 36].

Abbildung 2 zeigt die unterschiedlichen Schwächungskurven von Jod (mit K-Kante) und anderen Gewebearten, dabei verlaufen die Schwächungskurven von Weichteilgewebe, Blut und Muskel überlappend.

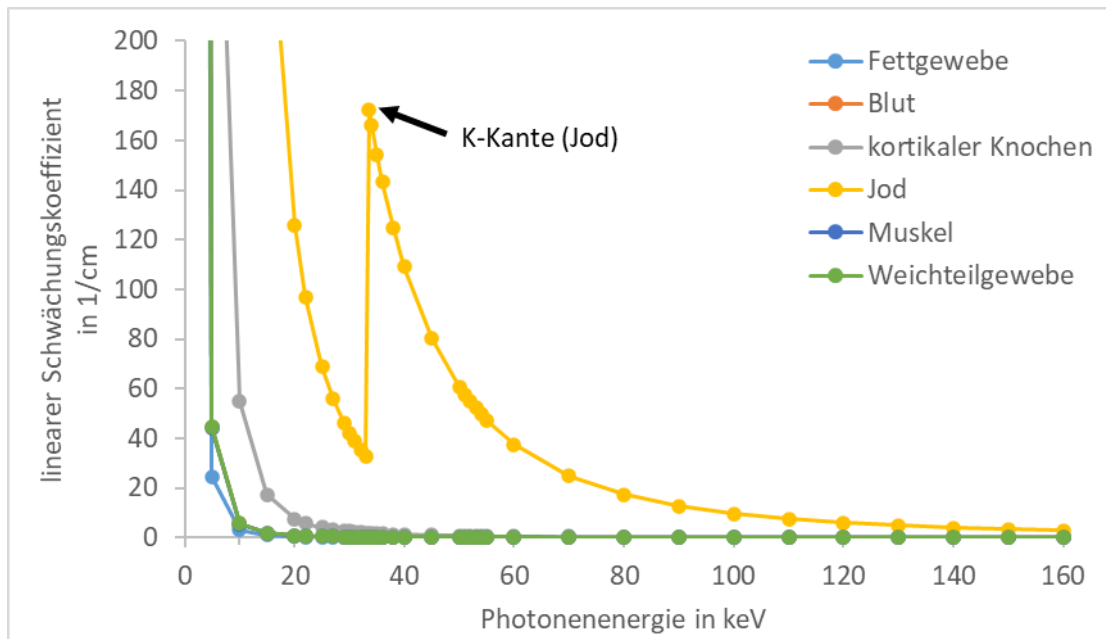


Abbildung 2: Massenschwächungskoeffizienten und K-Kante für Jod [nach ICRU und NIST]

Zudem erlauben 4D-CT Perfusionsuntersuchungen multiparametrische Information zum Geweblutfluss und -blutvolumen. Die 4-D-Bildgebung kann somit die Morphologie sowie die Funktion der Organe und Gefäße darstellen. Dabei erfolgt dies bei hoher Dosisreduktion. Durch neue Dual Energy Paarungen (80/90/100 kV mit 140 und 150 kV Zinn) sind kleinste Läsionen oder Jodmengen genau quantifizierbar [13, 25].

3 MATERIAL UND METHODEN

3.1 Studienmodell

Die vorliegende Arbeit beinhaltet eine retrospektive, statistisch-epidemiologische Studie. Dieses Modell wurde gewählt, um rückblickend einen Vergleich von Untersuchungen am neuen Dual-Source CT der 3. Generation, mit Untersuchungen am ersetzten Dual-Source CT der 1. Generation durchzuführen.

Für die Untersuchung lag ein zustimmendes Votum der Ethikkommission des Fachbereichs Medizin des Universitätsklinikums Gießen vor (Sitzung am 03.03.2016, AZ 18/16).

3.2 Patientenkollektiv

Es wurden retrospektiv CT-Untersuchungsdaten von Patienten in der Diagnostischen und Interventionellen Radiologie am Universitätsklinikum Gießen gesichtet. Dabei wurden Patienten mit CT-Untersuchungen verglichen, die im Oktober 2014 noch am Dual-Source CT der 1. Generation (CT Definition, Siemens, Erlangen Deutschland) und/oder im Oktober 2015 am neuen Dual-Source CT der 3. Generation (CT Somatom Force, Siemens, Erlangen, Deutschland) untersucht wurden. Das Ziel ist es, eine mögliche Einsparung von Strahlendosis und intravenöser Kontrastmittelmenge (quantitativ und qualitativ) am Dual-Source CT der 3. Generation aufzuzeigen.

In beiden Vergleichsmonaten wurden insgesamt 773 CT-Untersuchungen von 751 Patienten beider Geschlechter durchgeführt, davon 379 Untersuchungen am Dual-Source CT der 1. Generation und 394 Untersuchungen am Dual-Source CT der 3. Generation. Darunter befinden sich Patienten, die in einem Vergleichsmonat zwei unterschiedliche CT-Untersuchungen erhielten. Patienten, die am alten CT-Gerät untersucht wurden, waren zum Zeitpunkt der Untersuchung zwischen 11 und 97 Jahre alt. Patienten, die am neuen CT-Gerät untersucht wurden, waren zum Zeitpunkt der Untersuchung zwischen 3 und 93 Jahre alt.

Aus diesem Patientenkollektiv wurden Kinder unter 16 Jahren nicht berücksichtigt. Diese Untersuchungsgruppe war mit 3 Untersuchungen am Dual-Source CT der 1. Generation

und mit 10 Untersuchungen am Dual-Source CT der 3. Generation zu klein, ungleichmäßig verteilt und aufgrund unterschiedlich verwendeter CT-Programme nicht vergleichbar. Zudem zeigt diese Patientengruppe durch die kleinen Körpervolumina und durch die Untersuchung mit Dosis sparenden Programmen teilweise eine deutlich erniedrigte Strahlenexposition im Vergleich zum restlichen Patientenkollektiv.

Patienten, die das CTEPH-Programm erhielten, wurden ebenfalls nicht berücksichtigt, da die technische Durchführung dieses Programmes an beiden CT-Geräten, bezüglich der Strahlenexposition und der Kontrastmittelgabe, nicht vergleichbar ist. Mit dem CTEPH-Programm wurden 10 Untersuchungen am alten CT-Gerät und 14 Untersuchungen am neuen CT-Gerät untersucht. Es sei erwähnt, dass CTEPH-Untersuchungen am Dual-Source CT der 3. Generation, im Durchschnitt eine Senkung der Strahlendosis sowie der applizierten intravenösen Kontrastmittelmenge aufweisen.

Hinsichtlich der Strahlenexposition flossen so 366 Untersuchungen am alten CT-Gerät und 370 Untersuchungen am neuen CT-Gerät in die statistische Berechnung ein. Viele CT-Untersuchungen wurden nativ durchgeführt, also ohne die intravenöse Gabe von jodhaltigem Kontrastmittel (z.B. Abdomen nativ). Aus beiden Vergleichsmonaten lagen von jeweils zwei CT-Untersuchungen die applizierten Kontrastmittelmengen nicht vor, sodass diese Untersuchungen lediglich beim Vergleich der Kontrastmittelmengen nicht berücksichtigt wurden. Hinsichtlich der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge flossen daher 237 Untersuchungen am alten CT-Gerät und 233 Untersuchungen am neuen CT-Gerät in die statistische Berechnung ein.

3.3 Geräte

Verglichen wurden das neue CT Somatom Force von Siemens, ein Dual-Source CT der 3. Generation (siehe Abbildung 4), welches im Jahre 2015 in der Diagnostischen und Interventionellen Radiologie am Uniklinikum Gießen angeschafft wurde und das ersetzte CT Somatom Definition von Siemens, ein Dual-Source CT der 1. Generation (siehe Abbildung 3).



Abbildung 3: CT Somatom Definition



Abbildung 4: CT Somatom Force

Die folgende Tabelle 1 soll einen Überblick über die technischen Unterschiede der beiden Computertomographen geben.

Technischer Vergleich der beiden Dual-Source Computertomographen		
Technischen Merkmale	CT Somatom Definition (DSCT 1. Generation)	CT Somatom Force (DSCT 3. Generation)
Generatorleistung	160 kW (2x80 kW)	240 kW (2x120 kW)
Röntgenröhren	2xStraton-Röntgenröhren	2xVectron™-Röntgenröhren
Brennfleck	0,9 x 1,1 mm (IEC)	0,4 x 0,5 mm (IEC)
Zinnfilter	nein	ja
Detektoren	UFC™-Detektoren	2xStellarInfinity-Detektoren Kollimator mit 3D- Streustrahlenraster
Detektorkonfiguration	32,0 x 0,625 mm	96,0 x 0,6 mm
Anzahl der akquirierten Schichten	128 (2 x 64) Schichten	384 (2 x 192) Schichten
kV-Einstellungen	80 – 140 kV in 20 kV- Schritten	70 - 150 kV in 10 kV- Schritten
Max. Stromstärke	666 mA	1300 mA @ 70, 80, 90 kV
Rotationszeit	bis zu 0,33 s	bis zu 0,25 s
Max. Scangeschwindigkeit	430 mm/s	737 mm/s mit Turbo Flash
Zeitliche Auflösung	bis zu 83 ms	bis zu 66 ms
Räumliche Auflösung	0,33 mm	0,24 mm
Field of view	26 cm	35,5 cm
Iterative Rekonstruktion	IRIS	ADMIRE
Tragkraft des Tisches	max. 220 kg	max. 307 kg

Tabelle 1: Technischer Vergleich der beiden Dual-Source Computertomographen [27, 28, 29, 30, 37]

3.4 Hardware

Zur Sammlung der Daten und statistischen Auswertung wurden das Radiologie-Informationssystem RIS (MEDOS, Nexus AG, Donaueschingen, Deutschland), das radiologische Bildverarbeitungssystem PACS (INFINIT, Infnit HealthCare Co., Seoul, Südkorea), sowie die statistischen Programme EXCEL (Microsoft Corporation, Redmond, USA) und GraphPad PRISM (Graphpad Software Inc., USA) verwendet.

3.5 Zielparameter

Die Daten der CT-Untersuchungen beider Vergleichsmonate wurden zunächst in folgender Reihenfolge tabellarisiert:

- nach Patientenalter und -geschlecht,
- nach Uhrzeit der Untersuchung:
Regeldienst (Montag bis Donnerstag von 07:30-17:00 Uhr und Freitag von 07:30-16:00 Uhr); Bereitschaftsdienst (Montag bis Donnerstag von 17:00-07:30 Uhr); Wochenenddienst (von Freitag 16:00 Uhr bis Montag 07:30 Uhr),
- nach dem CT-Untersuchungsprogramm,
- nach der Strahlenexposition während der Untersuchung (Strahlendosis DLP in mGy*cm und umgerechnet in mSv),
- nach der applizierten intravenösen Kontrastmittelmenge (in ml) und
- ob oral und/oder rektal oder kein weiteres Kontrastmittel appliziert wurde:
0 für kein zusätzliches KM; O für orales KM und/oder R für rektales KM, dabei 1 für röntgenpositives KM (Gastrografin, Bayer Vital GmbH, Leverkusen, Deutschland); 2 für röntgennegatives KM (Wasser) und 3 für Mannitol.

CT-Untersuchungen ohne intravenöse Kontrastmittelgabe wurden nur für den Vergleich der Strahlenexposition herangezogen. Im Falle einer intravenösen Kontrastmittelgabe wurde bei allen CT-Untersuchungen standardmäßig ein jodhaltiges, wasserlösliches Kontrastmittel (Ultravist 370, Bayer Vital GmbH, Leverkusen, Deutschland) mit 0,5 g Jod/kg Körpergewicht appliziert. Für die orale oder rektale Kontrastierung wurden entweder ein Liter 3%ige jodhaltige Lösung (Gastrografin, Bayer Vital GmbH, Leverkusen, Deutschland) oder ein Liter Wasser oder ein Liter 2,5%ige Mannitollösung verwendet.

3.6 Datenerhebung und Statistik

Die Daten der CT-Untersuchungen wurden mit Hilfe des Radiologie-Informationssystems RIS sowie dem radiologischen Bildverarbeitungssystem PACS gesammelt und mit EXCEL nach den oben genannten Zielparametern in Tabellenform gebracht und verschlüsselt. Zur statistischen Auswertung wurden die Daten mit dem Programm GraphPad PRISM bearbeitet. Die Veränderung der Strahlendosis (DLP) und der applizierten Kontrastmittelmenge an den beiden CT-Geräten wurde mit Hilfe des Mann-Whitney-Test nach Signifikanz p geprüft. Dabei wurde unterteilt in nicht signifikant $> 0,05$, signifikant $\leq 0,05$, sehr signifikant $\leq 0,01$ und hoch signifikant $\leq 0,001$.

4 ERGEBNISSE

4.1 Erstes Patientenkollektiv (DSCT 1. Generation)

Am Dual-Source CT der 1. Generation (CT Somatom Definition) konnten 366 Untersuchungen hinsichtlich der Strahlenexposition und 237 Untersuchungen hinsichtlich der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge in die Studie eingeschlossen werden. Diese Patienten waren zum Zeitpunkt der Untersuchung zwischen 16 und 97 Jahre alt, wobei 210 Patienten männlich und 146 weiblich waren. 10 Patienten erhielten in diesem Vergleichsmonat zwei unterschiedliche CT-Untersuchungen.

333 der betrachteten CT-Untersuchungen wurden im Regeldienst, 24 der CT-Untersuchungen im Bereitschaftsdienst und 9 CT-Untersuchungen im Wochenenddienst durchgeführt. Es wurden insgesamt 45 unterschiedliche CT-Programme verwendet, wobei 24 dieser Programme mit den CT-Untersuchungen am Dual-Source CT der 3. Generation vergleichbar sind und 21 dieser Programme unter CT Sonstige zusammengefasst werden mussten, da kein sinnvoller Vergleich möglich ist.

In 221 Untersuchungen wurde kein zusätzliches Kontrastmittel verabreicht. Die Gabe von zusätzlichem Kontrastmittel verteilt sich wie folgt:

- in 128 Untersuchungen wurde Mannitol oral,
- in 6 Untersuchungen wurde ein röntgenpositives Kontrastmittel oral,
- in 8 Untersuchungen wurde ein röntgenpositives Kontrastmittel oral und rektal,
- in einer Untersuchung wurde Mannitol oral und ein röntgenpositives Kontrastmittel rektal,
- in einer Untersuchung wurde Mannitol oral und rektal und
- in einer Untersuchung wurde Kontrastmittel zur Fisteldarstellung gegeben.

4.2 Zweites Patientenkollektiv (DSCT 3. Generation)

Am Dual-Source CT der 3. Generation (CT Somatom Force) konnten 370 Untersuchungen hinsichtlich der Strahlenexposition und 233 Untersuchungen hinsichtlich der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge in die Studie eingeschlossen werden. Diese Patienten waren zum Zeitpunkt der Untersuchung zwischen 16 und 93 Jahre alt, wobei 216 Patienten männlich und 142 weiblich waren. 12 Patienten erhielten auch in diesem Vergleichsmonat zwei unterschiedliche CT-Untersuchungen.

318 der betrachteten CT-Untersuchungen wurden im Regeldienst, 27 der CT-Untersuchungen im Bereitschaftsdienst und 25 CT-Untersuchungen im Wochenenddienst durchgeführt. Es wurden insgesamt 49 unterschiedliche CT-Programme verwendet, wobei 24 dieser Programme mit den CT-Untersuchungen am Dual-Source CT der 1. Generation vergleichbar sind und 25 dieser Programme unter CT-Sonstige zusammengefasst werden mussten, da kein sinnvoller Vergleich möglich ist.

In 258 Untersuchungen wurde kein zusätzliches Kontrastmittel verabreicht. Die Gabe von zusätzlichem Kontrastmittel verteilt sich wie folgt:

- in 5 Untersuchungen wurde ein röntgenpositives Kontrastmittel oral,
- in 88 Untersuchungen wurde ein röntgennegatives Kontrastmittel (Wasser) oral,
- in 10 Untersuchungen wurde ein röntgenpositives Kontrastmittel oral und rektal,
- in 3 Untersuchungen wurde ein röntgennegatives Kontrastmittel oral und ein röntgenpositives Kontrastmittel rektal,
- in 3 Untersuchungen wurde ein röntgenpositives Kontrastmittel nur rektal,
- in einer Untersuchung wurde röntgenpositives Kontrastmittel rektal und über das Stoma und
- in einer Untersuchung wurde röntgennegatives Kontrastmittel oral und röntgenpositives Kontrastmittel retrograd in die Harnblase gegeben.
- In einer Untersuchung hatte der Patient altes Kontrastmittel in der Gallenblase und dem Harntrakt.

4.3 Vergleich der Strahlenexposition am Dual-Source CT der 1. Generation mit der Strahlenexposition am Dual-Source CT der 3. Generation

4.3.1 Vergleich der Strahlenexposition - Allgemein

Das erste und das zweite Patientenkollektiv wurden zunächst hinsichtlich der Strahlendosis, also des Dosislängenproduktes (DLP), miteinander verglichen. Dazu wurden die CT-Untersuchungen zunächst nach den durchgeführten CT-Programmen in Untergruppen aufgeteilt. Anschließend wurden die beiden Untergruppen mit dem gleichen CT-Programm in beiden Vergleichsmonaten miteinander verglichen. Alle nicht miteinander vergleichbaren CT-Programme wurden unter CT-Sonstige zusammengefasst. Unter „Alle CT-Untersuchungen“ wurden alle Untersuchungen der beiden Vergleichsmonate, ausgenommen der Untergruppe CT Sonstige, hinsichtlich der Strahlendosis (DLP) verglichen. In der folgenden Tabelle 2 sind alle Untergruppen (CT-Programme) aufgelistet. Daneben stehen die an dem jeweiligen CT-Gerät durchgeführten Untersuchungszahlen und die Spannweite des Patientenalters.

Vergleich der Strahlendosis (DLP)				
CT-Programm	Untersuchungsanzahl		Patientenalter (Jahre)	
	1. Gen.	3. Gen.	1. Gen.	3. Gen.
CT Stamm Standard	101	79	23-91	26-85
CT Thorax Standard	26	20	32-89	26-82
CT Thorax nativ low dose	4	12	35-76	20-76
CT Thorax High-Resolution	23	27	27-86	28-93
CT Thorax High-Resolution (In- und Expiration)	5	7	60-68	17-77
CT Lungenembolie bis Knie	4	4	46-70	44-78
CT Abdomen Standard	27	20	25-89	40-80
CT Abdomen venös	2	2	74-81	35-67
CT Abdomen nativ	5	6	44-74	45-77
CT Stein - Abdomen nativ ld	5	11	30-73	32-73
CT Stamm-Angio	14	13	37-89	49-76
CT Thorax-Angio	3	7	23-75	50-86
CT Abdomen-Angio	7	6	41-76	49-90
CT Becken Bein-Angio	9	6	58-97	31-79
CT Herz i.v.	3	6	55-66	16-77
CT Herz nativ + i.v.	20	24	34-75	25-74
CT Herz TAVI	7	14	75-89	74-91
CT Mittelgesicht nativ	5	8	32-76	18-53
CT NNH nativ	8	8	17-63	20-69
CT Schulter nativ	8	8	35-89	49-79
CT Extremität nativ - Handgelenk	10	8	27-86	20-85
CT Extremität nativ - Ellenbogen	4	5	37-84	41-68
CT Becken nativ	6	8	43-89	66-92
CT Plasmozytom nativ	5	4	45-70	46-72
CT Sonstige	55	57	16-89	16-89
Alle CT Untersuchungen	366	370	16-97	16-93

Tabelle 2: Vergleich der Strahlendosis (DLP) – Alle Vergleichsgruppen

Für jede Untergruppe (CT-Programm) wurde ein Mittelwert der DLP-Werte und eine Standardabweichung errechnet. Der DLP-Mittelwert wurde in den Einheiten mGy*cm und mSv angegeben. Aus den DLP-Mittelwerten der gleichen, miteinander verglichenen Untergruppen, wurde dann die Änderung vom Dual-Source CT der 1. Generation zum

Dual-Source CT der 3. Generation errechnet und in Prozent angegeben. Anschließend wurde das Ergebnis auf Signifikanz p geprüft. In fast allen Fällen zeigten CT-Untersuchungen, die am Dual-Source CT der 3. Generation durchgeführt wurden, eine Senkung der Strahlendosis.

Im Folgenden werden die Ergebnisse der einzelnen verglichenen Untergruppen aufgelistet, die Tabellen sollen die Veranschaulichung vereinfachen.

4.3.2 Vergleichsgruppe: CT Stamm Standard

Zur Durchführung eines CT Stamm Standard wird zunächst ein Topogramm des Patienten vom Kinn bis einschließlich der Symphyse aufgenommen. In den meisten Fällen wird bereits eine Stunde vor der Untersuchung ein enterales Kontrastmittel getrunken. Es folgt die intravenöse Applikation eines jodhaltigen, wasserlöslichen Kontrastmittels (Ultravist 370, Bayer Vital GmbH, Leverkusen). Nach einer Delayzeit (Monitoring in der Aorta) werden CT-Bilder einer arteriellen Phase von der Lungenspitze bis zum Nierenunterrand akquiriert. Es folgt eine portalvenöse Phase von der höchsten Zwerchfellkuppe bis zum Unterrand der Symphyse. Schließlich werden multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) und Rekonstruktionen im Lungenfenster erstellt.

CT Stamm Standard					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung	Signifikanz
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	1.Gen → 3.Gen in %	p
1249,84 (18,75)	295,83	621,04 (9,32)	241,65	50,31	< 0.0001

Tabelle 3: DLP-Vergleich des Programms CT Stamm Standard

Tabelle 3 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Stamm Standard erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der Strahlendosis (DPL) um 50,31 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „hoch signifikant“.

4.3.3 Vergleichsgruppe: CT Thorax Standard

Zur Durchführung eines CT Thorax Standard wird zunächst ein Topogramm des Patienten vom Apex des Thorax bis einschließlich des Zwerchfells aufgenommen. Es folgt die intravenöse Applikation eines jodhaltigen, wasserlöslichen Kontrastmittels. Nach einer Delayzeit (Monitoring in der Aorta) werden Bilder einer arteriellen Phase von der Lungenspitze bis zum Lungenunterrand beidseits akquiriert. Schließlich werden multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) und Rekonstruktionen im Lungenfenster erstellt.

CT Thorax Standard					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung	Signifikanz
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	1.Gen → 3.Gen in %	p
362,35 (5,44)	121,68	172,3 (2,58)	68,47	52,45	< 0.0001

Tabelle 4: DLP-Vergleich des Programms CT Thorax Standard

Tabelle 4 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Thorax Standard erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der Strahlendosis (DPL) um 52,45 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „hoch signifikant“.

4.3.4 Vergleichsgruppe: CT Thorax nativ low dose

Zur Durchführung eines CT Thorax nativ low dose wird zunächst ein Topogramm des Patienten vom Apex des Thorax bis einschließlich des Zwerchfells aufgenommen. Es folgt die Durchführung eines nativen Scans, also ohne die Gabe eines intravenösen Kontrastmittels, mit niedriger Dosis von der Lungenspitze bis zum Lungenunterrand beidseits. Schließlich werden multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) und Rekonstruktionen im Lungenfenster erstellt.

CT Thorax nativ low dose					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung	Signifikanz
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	1.Gen → 3.Gen in %	p
61,5 (0,92)	20,34	24,67 (0,37)	8,41	59,89	0,0005

Tabelle 5: DLP-Vergleich des Programms CT Thorax nativ low dose

Tabelle 5 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Thorax nativ low dose erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der Strahlendosis (DPL) um 59,89 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „hoch signifikant“.

4.3.5 Vergleichsgruppe: CT Thorax High Resolution

Zur Durchführung eines CT Thorax High Resolution wird zunächst ein Topogramm des Patienten vom Apex des Thorax bis einschließlich des Zwerchfells aufgenommen. Es folgt die Durchführung eines sehr dünn-schichtigen, nativen Scans von der Lungenspitze bis zum Lungenunterrand beidseits (Kollimation 64*0,6). Schließlich werden multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) und Rekonstruktionen im Lungenfenster erstellt.

CT Thorax High Resolution					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung	Signifikanz
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	1.Gen → 3.Gen in %	p
93,91 (1,41)	25,41	74,89 (1,12)	39,37	20,25	0,0038

Tabelle 6: DLP-Vergleich des Programms CT Thorax High Resolution

Tabelle 6 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Thorax High Resolution erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der Strahlendosis (DPL) um 20,25 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „sehr signifikant“.

4.3.6 Vergleichsgruppe: CT Thorax High Resolution (In- und Expiration)

Zur Durchführung eines CT Thorax High Resolution (In- und Expiration) wird zunächst ein Topogramm des Patienten vom Apex des Thorax bis einschließlich des Zwerchfells aufgenommen. Es folgt die Durchführung eines dünn-schichtigen CT Thorax High Resolution zunächst in Inspirationsstellung, anschließend in Expirationsstellung der Lunge. Schließlich werden multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) und Rekonstruktionen im Lungenfenster erstellt.

CT Thorax High Resolution (In- und Expiration)					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung	Signifikanz
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	1.Gen → 3.Gen in %	p
194 (2,91)	70,87	144,57 (2,17)	36,57	25,48	0,2677

Tabelle 7: DLP-Vergleich des Programms CT Thorax High Resolution (In- und Expiration)

Tabelle 7 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Thorax High Resolution (In- und Expiration) erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der Strahlendosis (DPL) um 25,48 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „nicht signifikant“.

4.3.7 Vergleichsgruppe: CT Lungenembolie bis Knie

Zur Durchführung eines CT Lungenembolie bis Knie wird zunächst ein Topogramm des Patienten vom Kinn bis einschließlich beider Knie aufgenommen. Es folgt die intravenöse Applikation eines jodhaltigen, wasserlöslichen Kontrastmittels. Nach einer Delayzeit (Monitoring) werden Bilder einer pulmonal-arteriellen Phase von der Lungenspitze bis zum Oberrand der Zwerchfellkuppen akquiriert. Es folgt eine spätvenöse Phase vom Oberrand der Zwerchfellkuppen bis einschließlich beider Knie. Schließlich werden multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) und Rekonstruktionen im Lungenfenster erstellt.

CT Lungenembolie bis Knie					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung	Signifikanz
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	1.Gen → 3.Gen in %	p
1514,25 (22,71)	211,83	1172,25 (17,58)	623,97	22,59	0.4857

Tabelle 8: DLP-Vergleich des Programms CT Lungenembolie bis Knie

Tabelle 8 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Lungenembolie bis Knie erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der Strahlendosis (DPL) um 22,59 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „nicht signifikant“.

4.3.8 Vergleichsgruppe: CT Abdomen Standard

Zur Durchführung eines CT Abdomen Standard wird zunächst ein Topogramm des Patienten von der Mamillenhöhe bis einschließlich der Symphyse aufgenommen. In den meisten Fällen wird bereits etwa eine Stunde vor der Untersuchung ein enterales Kontrastmittel getrunken. Es folgt die intravenöse Applikation eines jodhaltigen, wasserlöslichen Kontrastmittels. Nach einer Delayzeit (Monitoring in der Aorta abdominalis) werden CT-Bilder einer arteriellen Phase des Oberbauches vom Oberrand der Zwerchfellkuppen bis zum Beckenkamm akquiriert. Es folgt eine portalvenöse Phase von der höchsten Zwerchfellkuppe bis zum Unterrand der Symphyse. Schließlich werden multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) erstellt.

CT Abdomen Standard					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung	Signifikanz
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	1.Gen → 3.Gen in %	p
1002,56 (15,04)	342,88	516,35 (7,75)	214,52	48,5	< 0.0001

Tabelle 9: DLP-Vergleich des Programms CT Abdomen Standard

Tabelle 9 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Abdomen Standard erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der Strahlendosis (DPL) um 48,5 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „hoch signifikant“.

4.3.9 Vergleichsgruppe: CT Abdomen venös

Zur Durchführung eines CT Abdomen venös wird zunächst ein Topogramm des Patienten von der Mamillenhöhe bis einschließlich der Symphyse aufgenommen. In den meisten Fällen wird bereits etwa eine Stunde vor der Untersuchung ein enterales Kontrastmittel getrunken. Es folgt die intravenöse Applikation eines jodhaltigen, wasserlöslichen Kontrastmittels. Nach einer Delayzeit wird eine venöse Phase von der höchsten Zwerchfellkuppe bis zum Unterrand der Symphyse akquiriert. Schließlich werden noch multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) erstellt.

CT Abdomen venös					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung 1.Gen → 3.Gen in %	Signifikanz p
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.		
688 (10,32)	124,45	291 (4,37)	1,41	57,7	0.3333

Tabelle 10: DLP-Vergleich des Programms CT Abdomen venös

Tabelle 10 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Abdomen venös erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der Strahlendosis (DPL) um 57,7 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „nicht signifikant“.

4.3.10 Vergleichsgruppe: CT Abdomen nativ

Zur Durchführung eines CT Abdomen nativ wird zunächst ein Topogramm des Patienten von der Mamillenhöhe bis einschließlich der Symphyse aufgenommen. Es folgt die Durchführung eines nativen Scans von der höchsten Zwerchfellkuppe bis zum Unterrand der Symphyse. Schließlich werden multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) erstellt.

CT Abdomen nativ					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung 1.Gen → 3.Gen in %	Signifikanz p
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.		
491,8 (7,38)	141,83	431,17 (6,47)	225,58	12,33	0,4286

Tabelle 11: DLP-Vergleich des Programms CT Abdomen nativ

Tabelle 11 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Abdomen nativ erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der Strahlendosis (DPL) um 12,33 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „nicht signifikant“.

4.3.11 Vergleichsgruppe: CT Stein – CT Abdomen nativ low dose

Zur Durchführung eines CT Stein (am DSCT der 1. Generation) bzw. eines CT Abdomen nativ low dose (am DSCT der 3. Generation) wird zunächst ein Topogramm des Patienten von der Mamillenhöhe bis einschließlich der Symphyse aufgenommen. Es folgt die Durchführung eines nativen Scans mit niedriger Dosis von der höchsten Zwerchfellkuppe bis zum Unterrand der Symphyse. Schließlich werden multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) erstellt.

CT Stein - CT Abdomen nativ low dose					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung 1.Gen → 3.Gen in %	Signifikanz p
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.		
655,6 (9,83)	247,66	194,09 (2,91)	111,11	70,4	0,0009

Tabelle 12: DLP-Vergleich der Programme CT Stein bzw. CT Abdomen nativ low dose

Tabelle 12 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Abdomen nativ low dose am Dual-Source CT der 3. Generation erhielten, im Durchschnitt eine Senkung der Strahlendosis (DPL) um 70,4 % aufweisen, im Vergleich zu Patienten, die das Programm CT Stein am Dual-Source CT der 1. Generation erhielten. Beide CT-Programme wurden am jeweiligen CT-Gerät zum Nachweis von Konkrementen im Harntrakt durchgeführt. Das Ergebnis ist „hoch signifikant“.

4.3.12 Vergleichsgruppe: CT Stamm-Angio

Zur Durchführung eines CT Stamm-Angio wird zunächst ein Topogramm des Patienten vom Kinn bis einschließlich der Symphyse aufgenommen. Danach erfolgt die Durchführung eines nativen Scans von der Lungenspitze bis zum Unterrand der Symphyse. Anschließend wird ein jodhaltiges, wasserlösliches Kontrastmittel intravenös

appliziert. Nach einer Delayzeit (Monitoring in der Aorta ascendens) werden CT-Bilder einer arteriellen Phase von der Lungenspitze bis zum Unterrand der Symphyse akquiriert. Es folgt eine venöse Phase von der Lungenspitze bis zum Unterrand der Symphyse. Schließlich werden multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) erstellt.

CT Stamm-Angio					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung 1.Gen → 3.Gen in %	Signifikanz p
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.		
3372,86 (50,59)	830,06	1185,62 (17,78)	467,16	64,85	< 0.0001

Tabelle 13: DLP-Vergleich des Programms CT Stamm-Angio

Tabelle 13 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Stamm-Angio erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der Strahlendosis (DPL) um 64,85 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „hoch signifikant“.

4.3.13 Vergleichsgruppe: CT Thorax-Angio

Zur Durchführung eines CT Thorax-Angio wird zunächst ein Topogramm des Patienten vom Kinn bis zum Beckenkamm aufgenommen. Danach erfolgt die Durchführung eines nativen Scans von der Lungenspitze bis zu den Lungenunterrändern beidseits. Anschließend wird ein jodhaltiges, wasserlösliches Kontrastmittel intravenös appliziert. Nach einer Delayzeit (Monitoring in der Aorta) werden CT-Bilder einer arteriellen Phase von der Lungenspitze bis zu den Lungenunterrändern beidseits akquiriert. Es folgt eine venöse Phase von der Lungenspitze bis zu den Lungenunterrändern beidseits. Schließlich werden multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) erstellt.

CT Thorax-Angio					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung 1.Gen → 3.Gen in %	Signifikanz p
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.		
1795 (26,93)	250,07	603,57 (9,05)	184,38	66,37	0,0167

Tabelle 14: DLP-Vergleich des Programms CT Thorax-Angio

Tabelle 14 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Thorax-Angio erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnitt eine Senkung der Strahlendosis (DPL) um 66,37 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „signifikant“.

4.3.14 Vergleichsgruppe: CT Abdomen-Angio

Zur Durchführung eines CT Abdomen-Angio wird zunächst ein Topogramm des Patienten von der Mamillenhöhe bis einschließlich der Symphyse aufgenommen. Danach erfolgt die Durchführung eines nativen Scans vom Oberrand der höchsten Zwerchfellkuppe bis zum Unterrand der Symphyse. Anschließend wird ein jodhaltiges, wasserlösliches Kontrastmittel intravenös appliziert. Nach einer Delayzeit (Monitoring in der Aorta abdominalis) werden CT-Bilder einer arteriellen Phase vom Oberrand der höchsten Zwerchfellkuppe bis zum Unterrand der Symphyse akquiriert. Es folgt eine venöse Phase vom Oberrand der höchsten Zwerchfellkuppe bis zum Unterrand der Symphyse. Schließlich werden multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) erstellt.

CT Abdomen-Angio					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung 1.Gen → 3.Gen in %	Signifikanz p
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.		
2077,57 (31,16)	849,34	545 (8,18)	157,26	73,77	0.0012

Tabelle 15: DLP-Vergleich des Programms CT Abdomen-Angio

Tabelle 15 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Abdomen-Angio erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der Strahlendosis (DPL) um 73,77 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „sehr signifikant“.

4.3.15 Vergleichsgruppe: CT Becken Bein-Angio

Zur Durchführung eines CT Becken Bein-Angio wird zunächst ein Topogramm des Patienten von der Mamillenhöhe bis einschließlich der Füße aufgenommen. Es folgt die intravenöse Applikation eines jodhaltigen, wasserlöslichen Kontrastmittels. Nach einer

Delayzeit (Monitoring in der Aorta abdominalis) werden CT-Bilder einer arteriellen Phase von Höhe BWK 12 bis einschließlich der Füße akquiriert. Schließlich werden multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) erstellt.

CT Becken Bein-Angio					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung 1.Gen → 3.Gen in %	Signifikanz p
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.		
1088,56 (16,33)	400,15	385,83 (5,79)	47,76	64,56	0.0004

Tabelle 16: DLP-Vergleich des Programms CT Becken Bein-Angio

Tabelle 16 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Becken Bein-Angio erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnitt eine Senkung der Strahlendosis (DPL) um 64,56 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „hoch signifikant“.

4.3.16 Vergleichsgruppe: CT Herz i.v.

Zur Durchführung eines CT Herz i.v. werden während der Untersuchung EKG und Blutdruck gemessen. Die Patienten erhalten vor der Untersuchung einen Betablocker und zwei Hübe eines Nitrosprays. Dann wird ein Topogramm des Patienten vom Kinn bis einschließlich des Herzens aufgenommen. Es folgt ein Testbolus mit intravenös applizierten, jodhaltigen, wasserlöslichen Kontrastmittel. Als nächstes werden EKG getriggert, Bilder einer Coronar-CT-Angio von der rechten Pulmonalarterie bis zur Herzbasis akquiriert. Schließlich werden multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) erstellt.

CT Herz i.v.					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung 1.Gen → 3.Gen in %	Signifikanz P
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.		
971 (14,57)	661,95	160,33 (2,4)	180,08	83,49	0.0476

Tabelle 17: DLP-Vergleich des Programms CT Herz i.v.

Tabelle 17 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Herz i.v. erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der Strahlendosis (DPL) um

83,49 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „signifikant“.

4.3.17 Vergleichsgruppe: CT Herz nativ + i.v.

Zur Durchführung eines CT Herz nativ + i.v. müssen während der Untersuchung EKG und Blutdruck gemessen werden. Die Patienten erhalten vor der Untersuchung einen Betablocker und zwei Hübe eines Nitrosprays. Dann wird ein Topogramm des Patienten vom Kinn bis einschließlich des Herzens aufgenommen. Es folgt ein nativer Scan (Ca-Scoring) von der Trachealbifurkation bis zur Herzbasis. Anschließend wird ein Testbolus mit intravenös applizierten, jodhaltigen, wasserlöslichen Kontrastmittel durchgeführt. Als nächstes werden EKG getriggert, Bilder einer Coronar-CT-Angio von der rechten Pulmonalarterie bis zur Herzbasis akquiriert. Schließlich werden multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) erstellt.

CT Herz nativ + i.v.					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung 1.Gen → 3.Gen in %	Signifikanz P
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.		
598,7 (8,98)	305,32	90,25 (1,35)	44,99	84,93	< 0.0001

Tabelle 18: DLP-Vergleich des Programms CT Herz nativ + i.v.

Tabelle 18 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Herz nativ + i.v. erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der Strahlendosis (DPL) um 84,93 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „hoch signifikant“.

4.3.18 Vergleichsgruppe: CT Herz TAVI

Zur Durchführung eines CT Herz TAVI wird zunächst ein Topogramm des Patienten vom Kinn bis einschließlich der Symphyse aufgenommen. Es folgt ein retrospektiv getriggertes CT Herz nativ + i.v.. Als nächstes wird die arterielle Phase einer CT Abdomen-Angio durchgeführt. Schließlich werden multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) erstellt.

CT Herz TAVI					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung	Signifikanz
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	1.Gen → 3.Gen in %	P
1325,57 (19,88)	455,56	816 (12,24)	445,28	38,44	0,0379

Tabelle 19: DLP-Vergleich des Programms CT Herz TAVI

Tabelle 19 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Herz TAVI erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der Strahlendosis (DPL) um 38,44 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „signifikant“.

4.3.19 Vergleichsgruppe: CT Mittelgesicht nativ

Zur Durchführung eines CT Mittelgesicht nativ wird zunächst ein Topogramm des Patienten vom Scheitel bis zum Hals aufgenommen. Es folgt die Durchführung eines nativen Scans vom Oberrand des Sinus frontalis beidseits bis zum Unterrand des Unterkiefers. Schließlich werden multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) und Rekonstruktionen im Knochenfenster erstellt.

CT Mittelgesicht nativ					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung	Signifikanz
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	1.Gen → 3.Gen in %	P
174,8 (2,62)	39,51	227,25 (3,41)	91,28	-30,01	0,2222

Tabelle 20: DLP-Vergleich des Programms CT Mittelgesicht nativ

Tabelle 20 zeigt im Gegensatz zu den bisherigen CT-Untersuchungen, dass Patienten, die das Programm CT Mittelgesicht nativ erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Steigerung der Strahlendosis (DPL) um 30,01 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „nicht signifikant“.

4.3.20 Vergleichsgruppe: CT NNH nativ

Zur Durchführung eines CT NNH nativ wird zunächst ein Topogramm des Patienten vom Scheitel bis zum Hals aufgenommen. Es folgt die Durchführung eines nativen Scans vom Oberrand des Sinus frontalis beidseits bis zum Unterrand des Sinus maxillaris beidseits. Schließlich werden multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) und Rekonstruktionen im Knochenfenster erstellt.

CT NNH nativ					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung 1.Gen → 3.Gen in %	Signifikanz p
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.		
157,75 (2,37)	23,66	51,63 (0,77)	5,95	67,27	0,0002

Tabelle 21: DLP-Vergleich des Programms CT NNH nativ

Tabelle 21 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT NNH nativ erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der Strahlendosis (DPL) um 67,27 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „hoch signifikant“.

4.3.21 Vergleichsgruppe: CT Schulter nativ

Zur Durchführung eines CT Schulter nativ wird zunächst ein Topogramm des Patienten vom Kinn bis zur Ellenbeuge aufgenommen. Es folgt die Durchführung eines nativen Scans der kompletten Clavicula und Schulter. Schließlich werden multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) und Rekonstruktionen im Knochenfenster erstellt.

CT Schulter nativ					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung 1.Gen → 3.Gen in %	Signifikanz p
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.		
466,5 (7)	111,85	265,75 (3,99)	127,07	43,03	0,0047

Tabelle 22: DLP-Vergleich des Programms CT Schulter nativ

Tabelle 22 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Schulter nativ erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der Strahlendosis (DPL) um

43,03 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „sehr signifikant“.

4.3.22 Vergleichsgruppe: CT Extremität nativ - Handgelenk

Zur Durchführung eines CT Extremität nativ – Handgelenk wird zunächst ein Topogramm vom den proximalen Handphalangen bis zum distalen Unterarm aufgenommen. Es folgt die Durchführung eines nativen Scans des Handgelenks. Schließlich werden multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) und Rekonstruktionen im Knochenfenster erstellt.

CT Extremität nativ - Handgelenk					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung	Signifikanz
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	1.Gen → 3.Gen in %	p
120,2 (1,8)	21,37	88,88 (1,33)	31,39	26,06	0,071

Tabelle 23: DLP-Vergleich des Programms CT Extremität nativ – Handgelenk

Tabelle 23 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Extremität nativ – Handgelenk erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der Strahlendosis (DPL) um 26,06 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „nicht signifikant“.

4.3.23 Vergleichsgruppe: CT Extremität nativ - Ellenbogen

Zur Durchführung eines CT Extremität nativ – Ellenbogen wird zunächst ein Topogramm vom distalen Humerus bis zum proximalen Unterarm aufgenommen. Es folgt die Durchführung eines nativen Scans des Ellenbogens. Schließlich werden multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) und Rekonstruktionen im Knochenfenster erstellt.

CT Extremität nativ – Ellenbogen					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung 1.Gen → 3.Gen in %	Signifikanz p
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.		
157,25 (2,36)	59,21	72 (1,08)	24,79	54,21	0,0238

Tabelle 24: DLP-Vergleich des Programms CT Extremität nativ – Ellenbogen

Tabelle 24 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Extremität nativ – Ellenbogen erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der Strahlendosis (DPL) um 54,21 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „signifikant“.

4.3.24 Vergleichsgruppe: CT Becken nativ

Zur Durchführung eines CT Becken nativ wird zunächst ein Topogramm des Patienten von der Brust bis einschließlich der Symphyse aufgenommen. Es folgt die Durchführung eines nativen Scans vom Beckenkamm bis einschließlich der Symphyse. Schließlich werden multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) und Rekonstruktionen im Knochenfenster erstellt.

CT Becken nativ					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung 1.Gen → 3.Gen in %	Signifikanz p
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.		
544,67 (8,17)	240,13	277,5 (4,16)	135,91	49,05	0.0200

Tabelle 25: DLP-Vergleich des Programms CT Becken nativ

Tabelle 25 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Becken nativ erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der Strahlendosis (DPL) um 49,05 % aufwiesen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „signifikant“.

4.3.25 Vergleichsgruppe: CT Plasmozytom nativ

Zur Durchführung eines CT Plasmozytom nativ wird zunächst ein Topogramm des Patienten vom Scheitel bis zu beiden Knien aufgenommen. Es folgt die Durchführung eines nativen Scans vom Scheitel bis zu beiden Knien. Schließlich werden multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) und Rekonstruktionen im Knochenfenster erstellt.

CT Plasmozytom nativ					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung	Signifikanz
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	1.Gen → 3.Gen in %	p
581,4 (8,72)	227	609,5 (9,14)	122,57	-4,83	0.6746

Tabelle 26: DLP-Vergleich des Programms CT Plasmozytom nativ

Tabelle 26 zeigt im Gegensatz zu den meisten CT-Untersuchungen, dass Patienten, die das Programm CT Plasmozytom nativ erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine geringe Steigerung der Strahlendosis (DPL) um 4,83 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „nicht signifikant“.

4.3.26 Vergleichsgruppe: CT Sonstige

In dieser Untergruppe wurden alle übrigen CT-Untersuchungen der jeweiligen Vergleichsmonate zusammengefasst und miteinander verglichen (mit Ausnahme der ausgeschlossenen Untersuchungen, z.B. Kinder unter 16 Jahren – siehe 3.2 Patientenkollektiv). Hierbei handelt es sich um unterschiedlich durchgeführte CT-Programme, die teilweise mit, aber teilweise auch ohne eine intravenöse Kontrastmittelgabe durchgeführt wurden, z.B. CT Stamm nativ oder CT NNH i.v.. Diese CT-Programme waren nicht miteinander vergleichbar, da sie entweder nicht in beiden Vergleichsmonaten untersucht wurden oder in seltenen Fällen, in einem der beiden Monate nur eine CT-Untersuchung des Programmes durchgeführt wurde. Eine einzelne Vergleichsuntersuchung ist nicht repräsentativ, da das Ergebnis vom Durchschnitt stark abweichen kann. Die Ergebnisse sind daher mit Vorsicht zu betrachten.

CT Sonstige					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung	Signifikanz
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	1.Gen → 3.Gen in %	p
726,42 (10,9)	694,48	427,95 (6,42)	325	41,09	0,1107

Tabelle 27: DLP-Vergleich der Untergruppe CT Sonstige

Tabelle 27 zeigt, dass Patienten der Untergruppe CT Sonstige, die eine CT-Untersuchung am Dual-Source CT der 3. Generation erhielten, im Durchschnitt eine Senkung der Strahlendosis (DPL) um 41,09 % aufweisen, im Vergleich zu Patienten der Untergruppe CT Sonstige, die eine CT-Untersuchung am Dual-Source CT der 1. Generation erhielten. Das Ergebnis ist „nicht signifikant“.

4.3.27 Vergleichsgruppe: Alle CT-Untersuchungen

In dieser Gruppe wurden alle CT-Untersuchungen aus den Untergruppen 1 bis 24, die am Dual-Source CT der 1. Generation untersucht wurden, mit allen CT-Untersuchungen aus den Untergruppen 1 bis 24, die am Dual-Source CT der 3. Generation untersucht wurden, verglichen. Die Untergruppe 25 (CT Sonstige) wurde an beiden CT-Geräten ausgeschlossen.

Gesamtwert aller CTs					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung	Signifikanz
DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	DLP-MW in mGy*cm (mSv)	DLP- Stdabw.	1.Gen → 3.Gen in %	p
946,16 (14,19)	790,25	402,62 (6,04)	370,09	57,45	< 0.0001

Tabelle 28: DLP-Vergleich des Gesamtwertes aller CTs

Tabelle 28 zeigt, dass insgesamt Patienten, die eine CT-Untersuchung am Dual-Source CT der 3. Generation erhielten, im Durchschnitt eine Senkung der Strahlendosis (DPL) um 57,45 % aufweisen, im Vergleich zu Patienten, die eine CT-Untersuchung am Dual-Source CT der 1. Generation erhielten. Das Ergebnis ist „hoch signifikant“.

4.4 Vergleich der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge am Dual-Source CT der 1. Generation mit der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge am Dual-Source CT der 3. Generation

4.4.1 Vergleich der Kontrastmittelmenge - Allgemein

Das erste und das zweite Patientenkollektiv wurden anschließend hinsichtlich der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge miteinander verglichen. Dazu wurden die CT-Untersuchungen nach den durchgeführten CT-Programmen in Untergruppen aufgeteilt. Anschließend wurden die beiden Untergruppen mit dem gleichen CT-Programm in beiden Vergleichsmonaten miteinander verglichen. Mit Ausnahme der nativen CT-Untersuchungen, handelt es sich hierbei um dieselben Untergruppen wie beim Vergleich der Strahlendosis (DLP). Zwei Untersuchungen aus der Untergruppe CT Thorax Standard am alten CT-Gerät und zwei Untersuchungen aus der Untergruppe CT Sonstige am neuen CT-Gerät wurden aus dem Vergleich ausgeschlossen, da von diesen die intravenös applizierten Kontrastmittelmengen nicht vorlagen. Alle nicht miteinander vergleichbaren CT-Programme wurden unter CT Sonstige KM zusammengefasst. Unter „Alle CT-Untersuchungen“ wurden alle Untersuchungen der beiden Vergleichsmonate, ausgenommen der Untergruppe CT Sonstige KM, hinsichtlich der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge verglichen. In der folgenden Tabelle 29 sind alle Untergruppen (CT-Programme) aufgelistet. Daneben stehen die an dem jeweiligen CT-Gerät durchgeführten Untersuchungszahlen und die Spannweite des Patientenalters.

Vergleich der intravenösen Kontrastmittelmenge				
CT-Programm	Untersuchungsanzahl		Patientenalter (Jahre)	
	1. Gen.	3. Gen.	1. Gen.	3. Gen.
CT Stamm Standard	101	79	23-91	26-85
CT Thorax Standard	24	20	32-89	26-82
CT Lungenembolie bis Knie	4	4	46-70	44-78
CT Abdomen Standard	27	20	25-89	40-80
CT Abdomen venös	2	2	74-81	35-67
CT Stamm-Angio	14	13	37-89	49-76
CT Thorax-Angio	3	7	23-75	50-86
CT Abdomen-Angio	7	6	41-76	49-90
CT Becken Bein-Angio	9	6	58-97	31-79
CT Herz i.v.	3	6	55-66	16-77
CT Herz nativ + i.v.	20	24	34-75	25-74
CT Herz TAVI	7	14	75-89	74-91
CT Sonstige KM	16	32	34-80	18-88
Alle CT Untersuchungen	237	233	23-97	16-91

Tabelle 29: Vergleich der intravenösen Kontrastmittelmenge – Alle Vergleichsgruppen

Für jede Untergruppe (CT-Programm) wurde ein Mittelwert aus den intravenös applizierten Kontrastmittelmengen und eine Standardabweichung errechnet. Der Mittelwert der Kontrastmittelmengen wurde in der Einheit Milliliter (ml) angegeben. Aus den KM-Mittelwerten der gleichen, miteinander verglichenen Untergruppen, wurde dann die Änderung vom Dual-Source CT der 1. Generation zum Dual-Source CT der 3. Generation errechnet und in Prozent angegeben. Anschließend wurde das Ergebnis auf Signifikanz p geprüft. In allen Fällen zeigten CT-Untersuchungen, die am Dual-Source CT der 3. Generation durchgeführt wurden, eine Senkung der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge.

Im Folgenden werden die Ergebnisse der einzelnen verglichenen Untergruppen aufgelistet, die Tabellen sollen die Veranschaulichung vereinfachen. Da dieselben Untergruppen bereits beim Vergleich der Strahlendosis (DLP) verwendet wurden, wird nicht erneut auf die technische Durchführung der CT-Programme eingegangen.

4.4.2 Vergleichsgruppe: CT Stamm Standard

CT Stamm Standard					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung	Signifikanz
Kontrastmittel-MW (in ml)	KM-Stdabw.	Kontrastmittel-MW (in ml)	KM-Stdabw.	1.Gen → 3.Gen in %	p
98,16	19,48	61,67	12,95	37,17	< 0.0001

Tabelle 30: KM-Vergleich des Programms CT Stamm Standard

Tabelle 30 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Stamm Standard erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge um 37,17 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „hoch signifikant“.

4.4.3 Vergleichsgruppe: CT Thorax Standard

CT Thorax Standard					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung	Signifikanz
Kontrastmittel-MW (in ml)	KM-Stdabw.	Kontrastmittel-MW (in ml)	KM-Stdabw.	1.Gen → 3.Gen in %	p
98,08	21,48	60,6	11,72	38,21	< 0.0001

Tabelle 31: KM-Vergleich des Programms CT Thorax Standard

Tabelle 31 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Thorax Standard erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge um 38,21 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „hoch signifikant“.

4.4.4 Vergleichsgruppe: CT Lungenembolie bis Knie

CT Lungenembolie bis Knie					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung	Signifikanz
Kontrastmittel-MW (in ml)	KM-Stdabw.	Kontrastmittel-MW (in ml)	KM-Stdabw.	1.Gen → 3.Gen in %	p
100	18,26	95,25	9,84	4,75	> 0.9999

Tabelle 32: KM-Vergleich des Programms CT Lungenembolie bis Knie

Tabelle 32 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Lungenembolie bis Knie erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge um 4,75 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „nicht signifikant“.

4.4.5 Vergleichsgruppe: CT Abdomen Standard

CT Abdomen Standard					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung	Signifikanz
Kontrastmittel-MW (in ml)	KM-Stdabw.	Kontrastmittel-MW (in ml)	KM-Stdabw.	1.Gen → 3.Gen in %	p
95,96	18,97	59,6	13,12	37,89	< 0.0001

Tabelle 33: KM-Vergleich des Programms CT Abdomen Standard

Tabelle 33 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Abdomen Standard erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge um 37,89 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „hoch signifikant“.

4.4.6 Vergleichsgruppe: CT Abdomen venös

CT Abdomen venös					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung	Signifikanz
Kontrastmittel-MW (in ml)	KM-Stdabw.	Kontrastmittel-MW (in ml)	KM-Stdabw.	1.Gen → 3.Gen in %	p
101,5	13,44	58,5	10,61	42,36	0.3333

Tabelle 34: KM-Vergleich des Programms CT Abdomen venös

Tabelle 34 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Abdomen venös erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge um 42,36 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „nicht signifikant“.

4.4.7 Vergleichsgruppe: CT Stamm-Angio

CT Stamm-Angio					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung	Signifikanz
Kontrastmittel-MW (in ml)	KM-Stdabw.	Kontrastmittel-MW (in ml)	KM-Stdabw.	1.Gen → 3.Gen in %	p
127,07	15,99	83,38	16,48	34,38	< 0.0001

Tabelle 35: KM-Vergleich des Programms CT Stamm-Angio

Tabelle 35 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Stamm-Angio erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge um 34,38 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „hoch signifikant“.

4.4.8 Vergleichsgruppe: CT Thorax-Angio

CT Thorax-Angio					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung	Signifikanz
Kontrastmittel-MW (in ml)	KM-Stdabw.	Kontrastmittel-MW (in ml)	KM-Stdabw.	1.Gen → 3.Gen in %	p
120	0	77,86	16,16	35,12	0,0167

Tabelle 36: KM-Vergleich des Programms CT Thorax-Angio

Tabelle 36 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Thorax-Angio erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge um 35,12 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „signifikant“.

4.4.9 Vergleichsgruppe: CT Abdomen-Angio

CT Abdomen-Angio					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung	Signifikanz
Kontrastmittel-MW (in ml)	KM-Stdabw.	Kontrastmittel-MW (in ml)	KM-Stdabw.	1.Gen → 3.Gen in %	p
111,43	19,52	74,67	8,33	32,99	0.0017

Tabelle 37: KM-Vergleich des Programms CT Abdomen-Angio

Tabelle 37 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Abdomen-Angio erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge um 32,99 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „sehr signifikant“.

4.4.10 Vergleichsgruppe: CT Becken Bein-Angio

CT Becken Bein-Angio					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung	Signifikanz
Kontrastmittel-MW (in ml)	KM-Stdabw.	Kontrastmittel-MW (in ml)	KM-Stdabw.	1.Gen → 3.Gen in %	p
144,33	1,66	111,5	7,84	22,75	0.0002

Tabelle 38: KM-Vergleich des Programms CT Becken Bein-Angio

Tabelle 38 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Becken Bein-Angio erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge um 22,75 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „hoch signifikant“.

4.4.11 Vergleichsgruppe: CT Herz i.v.

CT Herz i.v.					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung	Signifikanz
Kontrastmittel-MW (in ml)	KM-Stdabw.	Kontrastmittel-MW (in ml)	KM-Stdabw.	1.Gen → 3.Gen in %	p
90	10	70,83	12,01	21,3	0.0595

Tabelle 39: KM-Vergleich des Programms CT Herz i.v.

Tabelle 39 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Herz i.v. erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge um 21,3 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „nicht signifikant“.

4.4.12 Vergleichsgruppe: CT Herz nativ + i.v.

CT Herz nativ + i.v.					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung	Signifikanz
Kontrastmittel-MW (in ml)	KM-Stdabw.	Kontrastmittel-MW (in ml)	KM-Stdabw.	1.Gen → 3.Gen in %	p
88,25	12,49	60	0	32,01	< 0.0001

Tabelle 40: KM-Vergleich des Programms CT Herz nativ + i.v.

Tabelle 40 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Herz nativ + i.v. erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge um 32,01 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „hoch signifikant“.

4.4.13 Vergleichsgruppe: CT Herz TAVI

CT Herz TAVI					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung	Signifikanz
Kontrastmittel-MW (in ml)	KM-Stdabw.	Kontrastmittel-MW (in ml)	KM-Stdabw.	1.Gen → 3.Gen in %	p
105	10,41	87,5	14,24	16,67	0,0061

Tabelle 41: KM-Vergleich des Programms CT Herz TAVI

Tabelle 41 zeigt, dass Patienten, die das Programm CT Herz TAVI erhielten, am Dual-Source CT der 3. Generation durchschnittlich eine Senkung der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge um 16,67 % aufweisen, im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „sehr signifikant“.

4.4.14 Vergleichsgruppe: CT Sonstige KM

In dieser Untergruppe wurden alle übrigen CT-Untersuchungen der jeweiligen Vergleichsmonate zusammengefasst und miteinander verglichen (mit Ausnahme der ausgeschlossenen Untersuchungen, z.B. Kinder unter 16 Jahren – siehe unter 3.2 Patientenkollektiv). Hierbei handelt es sich um unterschiedlich durchgeführte CT-Programme, die mit intravenöser Kontrastmittelgabe gescannt wurden. Diese

CT-Programme waren nicht miteinander vergleichbar, da sie entweder nicht in beiden Vergleichsmonaten untersucht wurden oder in seltenen Fällen, in einem der beiden Monate nur eine CT-Untersuchung des Programms durchgeführt wurde. Die Ergebnisse sind daher mit Vorsicht zu betrachten.

CT Sonstige KM					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung 1.Gen → 3.Gen in %	Signifikanz p
Kontrastmittel- MW (in ml)	KM- Stdabw.	Kontrastmittel-MW (in ml)	KM- Stdabw.		
114,06	23,83	91,66	30,45	19,64	0,0059

Tabelle 42: KM-Vergleich der Untergruppe CT Sonstige KM

Tabelle 42 zeigt, dass Patienten der Untergruppe CT Sonstige KM, die eine CT-Untersuchung am Dual-Source CT der 3. Generation erhielten, im Durchschnitt eine Senkung der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge um 19,64 % aufweisen, im Vergleich zu Patienten der Untergruppe CT Sonstige KM, die eine CT-Untersuchung am Dual-Source CT der 1. Generation erhielten. Das Ergebnis ist „sehr signifikant“.

4.4.15 Vergleichsgruppe: Alle CT-Untersuchungen

In dieser Gruppe wurden alle CT-Untersuchungen aus den Untergruppen 1 bis 12, die am Dual-Source CT der 1. Generation untersucht wurden, mit allen CT-Untersuchungen aus den Untergruppen 1 bis 12, die am Dual-Source CT der 3. Generation untersucht wurden, verglichen. Die Untergruppe 13 (CT Sonstige KM) wurde an beiden CT-Geräten ausgeschlossen.

Gesamtwert aller CTs					
DSCT (1. Generation)		DSCT (3. Generation)		Senkung 1.Gen → 3.Gen in %	Signifikanz p
Kontrastmittel- MW (in ml)	KM- Stdabw.	Kontrastmittel-MW (in ml)	KM- Stdabw.		
101,58	21,55	67,71	17,22	33,34	< 0.0001

Tabelle 43: KM-Vergleich des Gesamtwertes aller CTs

Tabelle 43 zeigt, dass insgesamt Patienten, die eine CT-Untersuchung am Dual-Source CT der 3. Generation erhielten, im Durchschnitt eine Senkung der intravenös applizierten

Kontrastmittelmenge um 33,34 % aufweisen, im Vergleich zu Patienten, die eine CT-Untersuchung am Dual-Source CT der 1. Generation erhielten. Das Ergebnis ist „hoch signifikant“.

4.5 Zusammenfassung der Ergebnisse

4.5.1 Ergebnisse hinsichtlich der Strahlenexposition

Von den 25 verglichenen Untergruppen, einschließlich der Untergruppe CT Sonstige, zeigen 23 Untergruppen am Dual-Source CT der 3. Generation eine Senkung der Strahlendosis (DLP). Demgegenüber zeigen 2 der 25 verglichenen Untergruppen am Dual-Source CT der 3. Generation eine Steigerung der Strahlendosis (DLP).

Tabelle 44 fasst die verglichenen Untergruppen (CT-Programme) nach der Höhe ihrer Senkung oder Steigerung in Prozent zusammen. 13 der 25 verglichenen Untergruppen weisen eine Senkung der Strahlendosis um mehr als 50 % nach. 5 der 25 verglichenen Untergruppen weisen eine Senkung der Strahlendosis zwischen 30 % und 50 % nach. 5 der 25 verglichenen Untergruppen weisen eine Senkung der Strahlendosis zwischen 0 % und 30 % nach. Die übrigen 2 der 25 verglichenen Untergruppen zeigen eine Steigerung der Strahlendosis. Werden alle Untersuchungen (ausschließlich CT Sonstige) zusammengezählt, so ergibt sich eine Senkung der Strahlendosis (DLP) am Dual-Source CT der 3. Generation um 57,45 % im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation.

Senkung (oder Steigerung) der DLP DSCT (1.Gen.) → DSCT (3.Gen.)	
Senkung in %	Anzahl der Untergruppen
≥ 80 - 90	2
≥ 70 - 80	2
≥ 60 - 70	4
≥ 50 - 60	5
≥ 40 - 50	4
≥ 30 - 40	1
≥ 20 - 30	4
≥ 10 - 20	1
≥ 0 - 10	0
< 0 (Steigerung)	2
Gesamtsenkung der DLP um 57,45 %	

Tabelle 44: Senkung (oder Steigerung) des DLP - Aufteilung der Vergleichsgruppen nach Prozent

Neben der größten Untergruppe CT Stamm Standard mit einer DLP-Senkung von 50,31 % am Dual-Source CT der 3. Generation (101 Untersuchungen am DSCT der 1. Generation bzw. 79 Untersuchungen am DSCT der 3. Generation) sind weitere Untergruppen aufgrund ihrer relativ großen Untersuchungszahlen repräsentativ. Dazu gehören das CT Thorax Standard mit einer DLP-Senkung von 52,45 % (26 bzw. 20 Untersuchungen), das CT Thorax High-Resolution mit einer DLP-Senkung von 20,25 % (23 bzw. 27 Untersuchungen), das CT Abdomen Standard mit einer DLP-Senkung von 48,5 % (27 bzw. 20 Untersuchungen), das CT Herz nativ + i.v. mit einer DLP-Senkung von 84,93 % (Herz-CT mit Calcium-Scoring; 20 bzw. 24 Untersuchungen) und das CT Stamm-Angio mit einer DLP-Senkung von 64,85 % (14 bzw. 13 Untersuchungen). Die DLP-Senkung von 9 der 25 verglichenen Untergruppen ist hoch signifikant, von 3 sehr signifikant, von 5 signifikant und von 6 nicht signifikant. Die DLP-Steigerung der 2 übrigen verglichenen Untergruppen ist nicht signifikant (siehe Tabelle 45).

Senkung (oder Steigerung) der DLP DSCT (1.Gen.) → DSCT (3.Gen.)	
Signifikanz der Senkung	Anzahl der Untergruppen
hoch signifikant	9
sehr signifikant	3
signifikant	5
nicht signifikant	6 Senkung + 2 Steigerung
Gesamtsenkung hoch signifikant	

Tabelle 45: Senkung (oder Steigerung) des DLP - Aufteilung der Vergleichsgruppen nach Signifikanz

In der folgenden Abbildung 5 werden die Ergebnisse zusammengefasst dargestellt.

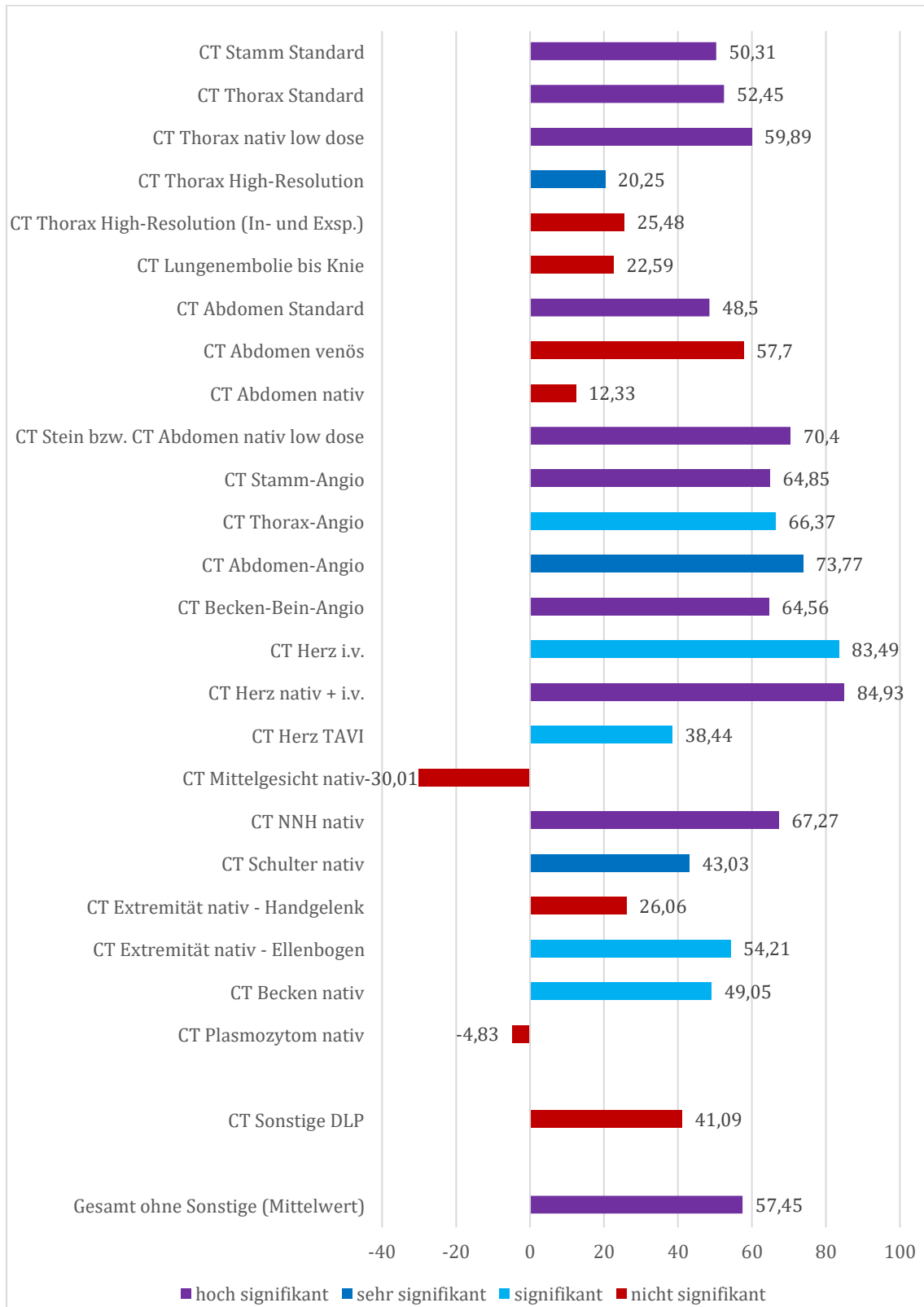


Abbildung 5: Senkung (bzw. Steigerung) des DLP in % (DSCT 1. Gen. → DSCT 3. Gen.)

4.5.2 Ergebnisse hinsichtlich der Kontrastmittelmenge

Alle 13 verglichenen Untergruppen, einschließlich der Untergruppe CT Sonstige KM, zeigen am Dual-Source CT der 3. Generation eine Senkung der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge.

Tabelle 46 fasst die verglichenen Untergruppen (CT-Programme) nach der Höhe ihrer Senkung in Prozent zusammen. Keine der verglichenen Untergruppen zeigt eine Senkung der Kontrastmittelmenge um 50 % oder mehr. Eine der 13 verglichenen Untergruppen weist eine Senkung der Kontrastmittelmenge zwischen 40 % und 50 % nach. 7 der 13 verglichenen Untergruppen weisen eine Senkung der Kontrastmittelmenge zwischen 30 % und 40 % nach. 2 der 13 verglichenen Untergruppen weisen eine Senkung der Kontrastmittelmenge zwischen 20 % und 30 % nach. Weitere 2 der 13 verglichenen Untergruppen zeigen eine Senkung der Kontrastmittelmenge zwischen 10 % und 20 %. Und eine der 13 verglichenen Untergruppen zeigt eine Senkung Kontrastmittelmenge von weniger als 10 %. Werden alle Untersuchungen (ausschließlich CT Sonstige KM) zusammengezählt, so ergibt sich eine Senkung der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge am Dual-Source CT der 3. Generation um 33,34 % im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation.

Senkung der Kontrastmittelmenge DSCT (1.Gen.) → DSCT (3.Gen.)	
Senkung in %	Anzahl der Untergruppen
≥ 50	0
≥ 40 - 50	1
≥ 30 - 40	7
≥ 20 - 30	2
≥ 10 - 20	2
≥ 0 - 10	1
< 0	0
Gesamtsenkung der KM-Menge um 33,34 %	

Tabelle 46: Senkung der Kontrastmittelmenge - Aufteilung der Vergleichsgruppen nach Prozent

Neben der größten Untergruppe CT Stamm Standard mit einer KM-Senkung von 37,17 % am Dual-Source CT der 3. Generation (101 Untersuchungen am DSCT der 1. Generation bzw. 79 Untersuchungen am DSCT der 3. Generation) sind weitere Untergruppen

aufgrund ihrer relativ großen Untersuchungszahlen repräsentativ. Dazu gehören das CT Thorax Standard mit einer KM-Senkung von 38,21 % (24 bzw. 20 Untersuchungen), das CT Abdomen Standard mit einer KM-Senkung von 37,89 % (27 bzw. 20 Untersuchungen), das CT Herz nativ + i.v. mit einer KM-Senkung von 32,01 % (Herz-CT mit Calcium-Scoring; 20 bzw. 24 Untersuchungen) und das CT Stamm-Angio mit einer KM-Senkung von 34,38 % (14 bzw. 13 Untersuchungen).

Die Senkung der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge von 6 der 13 verglichenen Untergruppen ist hoch signifikant, von 3 sehr signifikant, von einer signifikant und von 3 nicht signifikant (siehe Tabelle 47).

Senkung der Kontrastmittelmenge DSCT (1.Gen.) → DSCT (3.Gen.)	
Signifikanz der Senkung	Anzahl der Untergruppen
hoch signifikant	6
sehr signifikant	3
signifikant	1
nicht signifikant	3
Gesamtsenkung hoch signifikant	

Tabelle 47: Senkung der Kontrastmittelmenge - Aufteilung der Vergleichsgruppen nach Signifikanz

In der folgenden Abbildung 6 werden die Ergebnisse zusammengefasst dargestellt.

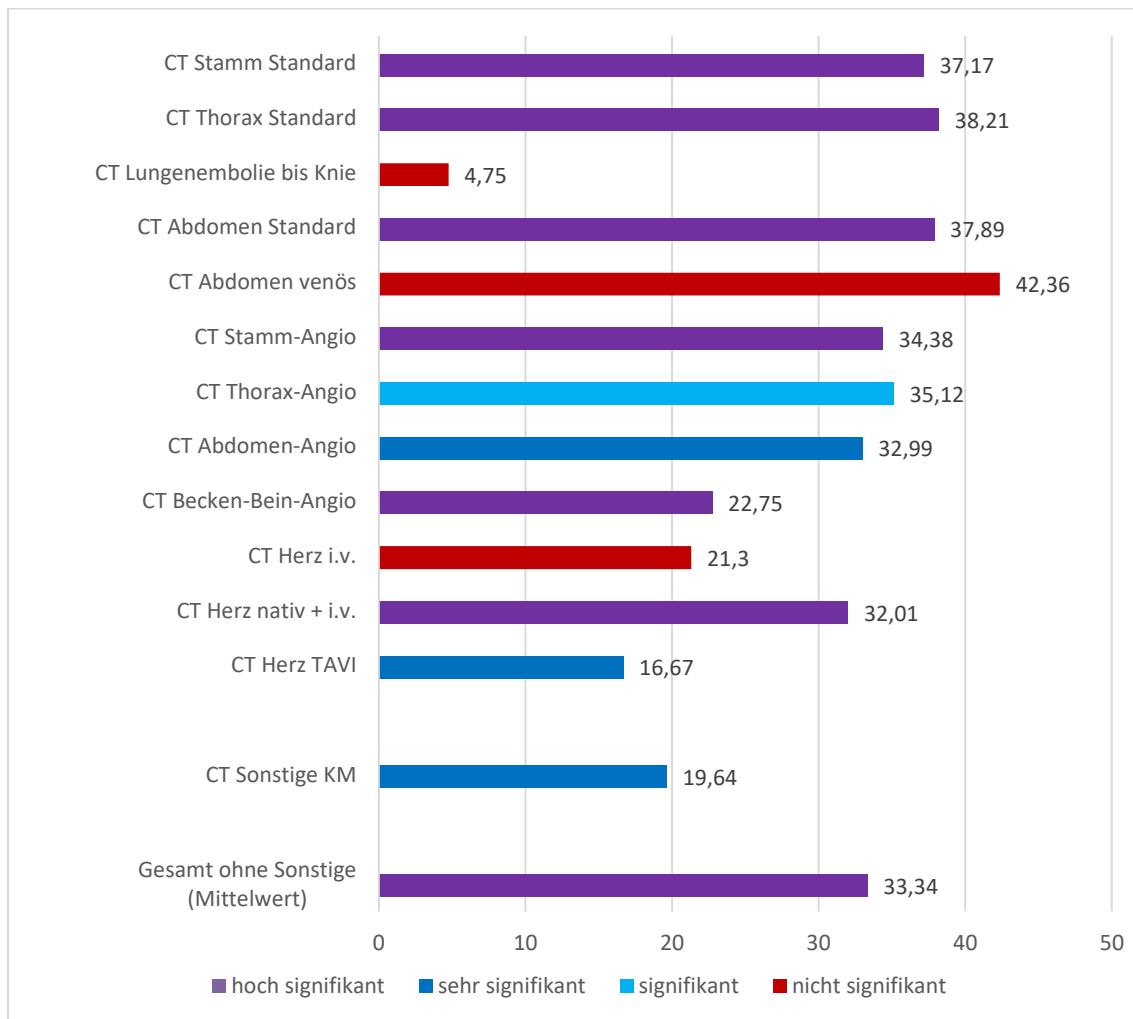


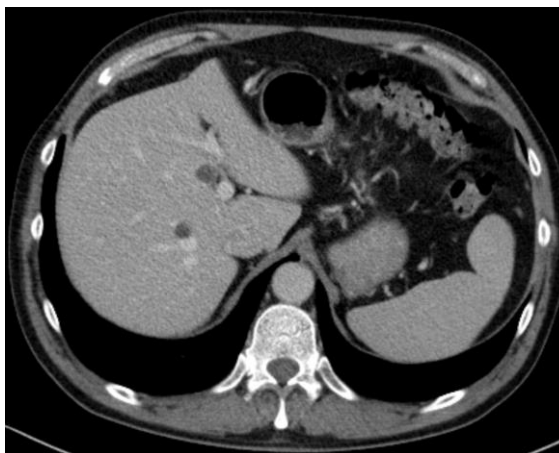
Abbildung 6: Senkung der Kontrastmittelmenge in % (DSCT 1. Gen. → DSCT 3. Gen.)

4.6 Vergleich der Bildqualität am Dual-Source CT der 1. Generation mit der Bildqualität am Dual-Source CT der 3. Generation

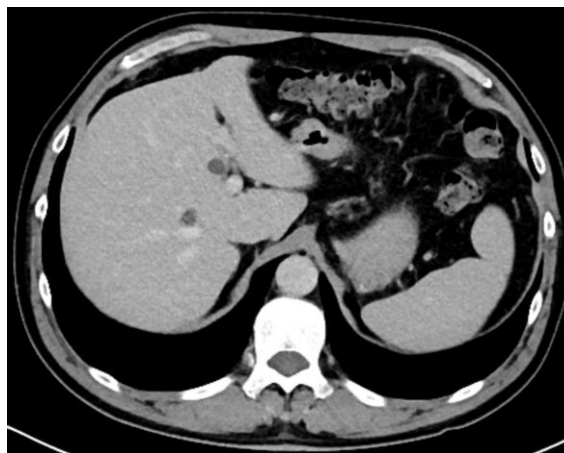
Die Senkung der Strahlendosis und der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge am Dual-Source CT der 3. Generation im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation ist natürlich nur relevant, wenn die Bildqualität an den neuen Geräten nicht darunter leidet. Die Hersteller versprechen trotz Senkung von Strahlendosis und Kontrastmittelmenge sogar eine Verbesserung der Bildqualität.

Um dies zu prüfen, wurden vier Patienten aus dieser Studie ausgesucht, die sowohl am Dual-Source CT der 1. Generation als auch am Dual-Source CT der 3. Generation eine CT-Untersuchung mit dem gleichen Untersuchungsprogramm erhielten. Aus den Untersuchungen beider Vergleichsmonate wurden ähnliche CT-Bildausschnitte dokumentiert, um sie visuell hinsichtlich der Bildqualität zu vergleichen.

Patient 1 erhielt in beiden Vergleichsmonaten eine CT Stamm Standard Untersuchung. Die drei folgenden Bildvergleiche sind aus diesen beiden Untersuchungen. Links sind die Bildausschnitte aus der Untersuchung am Dual-Source CT der 1. Generation dokumentiert und rechts davon jeweils die dazugehörigen Bildausschnitte aus der Untersuchung am Dual-Source CT der 3. Generation.



**Abbildung 7: Patient 1 -
Bildvergleich 1 (DSCT 1. Gen.)**



**Abbildung 8: Patient 1 -
Bildvergleich 1 (DSCT 3. Gen.)**

Der erste Bildvergleich zeigt einen axialen Ausschnitt des Oberbauches in der venösen Phase und im Weichteilfenster. Abbildung 7 wurde am Dual-Source CT der 1. Generation und Abbildung 8 am Dual-Source CT der 3. Generation gescannt. Die Leber, die beiden

Leberzysten, die Milz und die feinen Gefäße sind in Abbildung 8 (DSCT der 3. Generation) schärfer abgrenzbar, das Parenchym der Organe erscheint hier homogener.

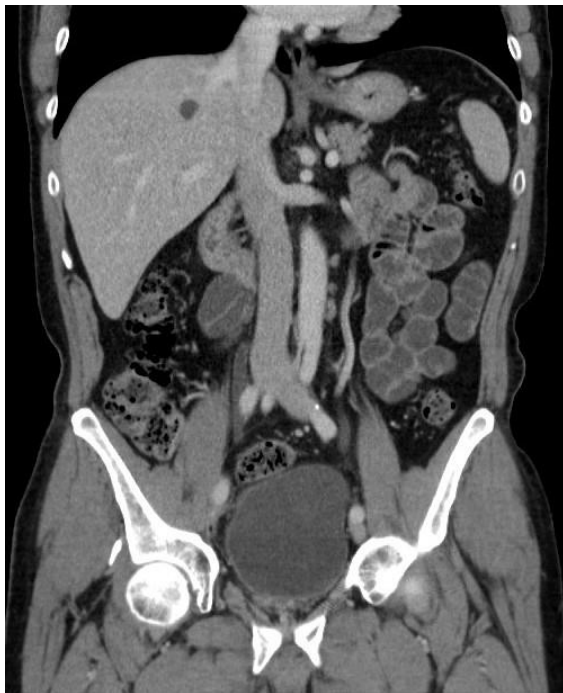


Abbildung 9: Patient 1 –
Bildvergleich 2 (DSCT 1. Gen.)

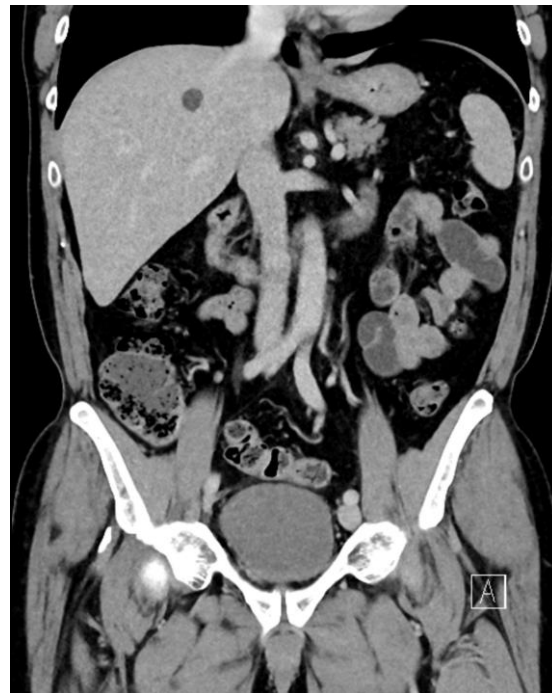
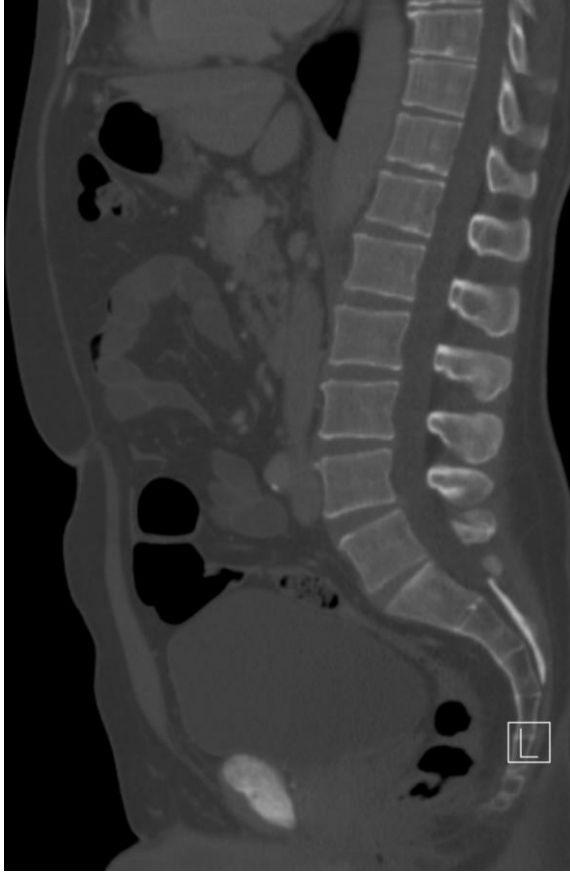


Abbildung 10: Patient 1 –
Bildvergleich 2 (DSCT 3. Gen.)

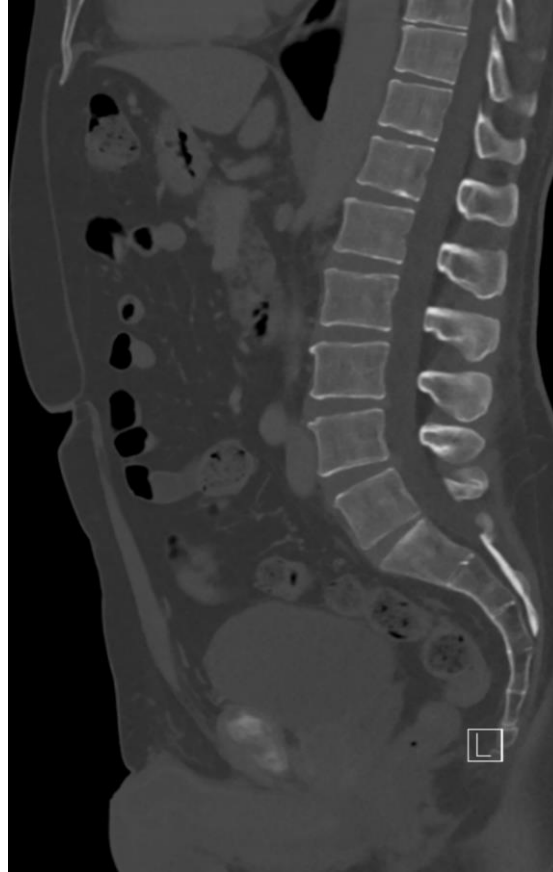
Der zweite Bildvergleich zeigt einen koronalen Ausschnitt des gesamten Abdomens in der venösen Phase und im Weichteilfenster. Abbildung 9 wurde am Dual-Source CT der 1. Generation und Abbildung 10 am Dual-Source CT der 3. Generation gescannt. Die Organe und Strukturen sind auch hier am Dual-Source CT der 3. Generation (Abbildung 10) schärfer abgrenzbar.

Der folgende dritte Bildvergleich zeigt einen sagittalen Ausschnitt des gesamten Abdomens im Knochenfenster. Abbildung 11 wurde am Dual-Source CT der 1. Generation und Abbildung 12 am Dual-Source CT der 3. Generation gescannt. Hier zeigt sich ein enormer Unterschied in der Qualität der erfassten Wirbelsäule. In Abbildung 12 (DSCT der 3. Generation) ist die Knochenstruktur der Wirbelsäule schärfer und feiner abgrenzbar.

Zusammenfassend lässt sich für Patient 1 festhalten, die Bildqualität ist am neueren Gerät, dem Dual-Source CT der 3. Generation, besser.



**Abbildung 11: Patient 1 –
Bildvergleich 3 (DSCT 1. Gen.)**



**Abbildung 12: Patient 1 –
Bildvergleich 3 (DSCT 3. Gen.)**

Patient 2 erhielt in beiden Vergleichsmonaten eine CT Stamm-Angio Untersuchung, die beiden folgenden Bildvergleiche sind aus diesen Untersuchungen.



**Abbildung 13: Patient 2 –
Bildvergleich 1 (DSCT 1. Gen.)**



**Abbildung 14: Patient 2 –
Bildvergleich 1 (DSCT 3. Gen.)**

Der erste Bildvergleich zeigt axiale Bildausschnitte des Oberbauches in der arteriellen Phase und im Weichteilfenster. Abbildung 13 wurde am Dual-Source CT der

1. Generation und Abbildung 14 am Dual-Source CT der 3. Generation gescannt. Der in die Aorta eingebrachte Stent und die in die A. mesenterica superior verlaufende Dissektionsmembran sind in beiden Untersuchungen gut zu erkennen. Auch die zum Teil erfassten Organe und Darmstrukturen sind in beiden Untersuchungen gut erkennbar. Insgesamt ist hier kein wesentlicher Unterschied in der Bildqualität zu erkennen.



**Abbildung 15: Patient 2 –
Bildvergleich 2 (DSCT 1. Gen.)**



**Abbildung 16: Patient 2 –
Bildvergleich 2 (DSCT 3. Gen.)**

Der zweite Bildvergleich zeigt sagittale Bildausschnitte des gesamten Stamms in der arteriellen Phase und im Weichteilfenster. Abbildung 15 wurde am Dual-Source CT der 1. Generation und Abbildung 16 am Dual-Source CT der 3. Generation gescannt. Die Aorta, der in die Aorta eingebrachte Stent, der thrombosierte Anteil der Aortendisektion sowie die übrigen Strukturen des Thorax und des Abdomens sind in Abbildung 16 (DSCT der 3. Generation) schärfer abgrenzbar als in Abbildung 15. In diesem Fallbeispiel ist die Bildqualität am Dual-Source CT der 3. Generation somit besser.

Patient 3 erhielt in beiden Vergleichsmonaten eine CT Stamm Standard Untersuchung, der folgende Bildvergleich zeigt axiale Bildausschnitte des Thorax früharteriell und im Weichteilfenster. Abbildung 17 wurde am Dual-Source CT der 1. Generation und Abbildung 18 am Dual-Source CT der 3. Generation gescannt.

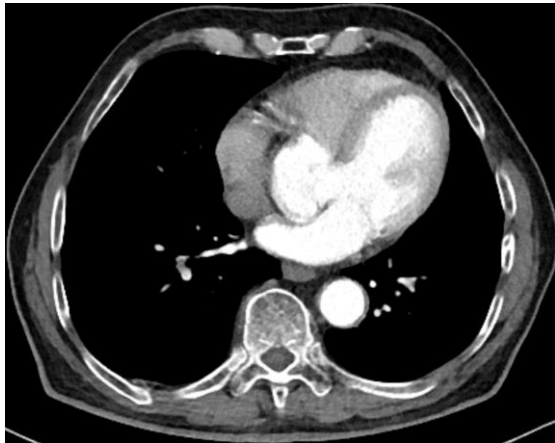


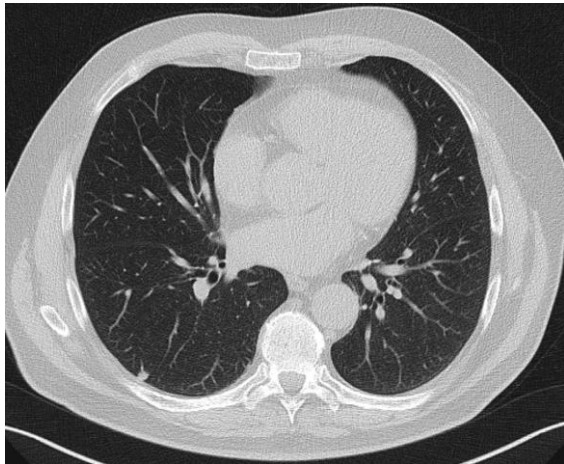
Abbildung 17: Patient 3 –
Bildvergleich 1 (DSCT 1. Gen.)



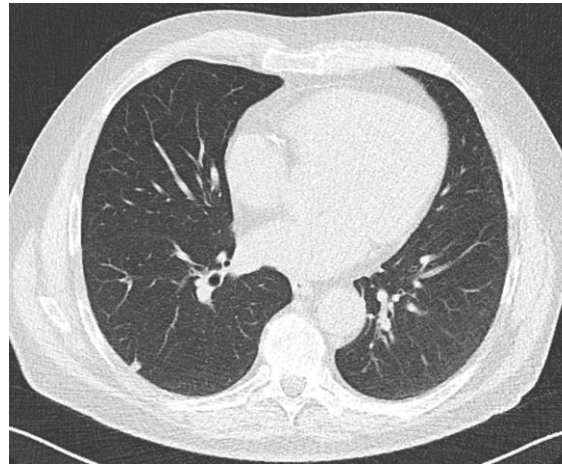
Abbildung 18: Patient 3 –
Bildvergleich 1 (DSCT 3. Gen.)

Die Strukturen des Herzens, die Aorta sowie die Strukturen der Thoraxwand sind in Abbildung 18 (DSCT der 3. Generation) schärfer und genauer abgrenzbar als in Abbildung 17. Die Bildqualität am Dual-Source CT der 3. Generation ist somit auch hier besser.

Patient 4 erhielt am Dual-Source CT der 1. Generation eine CT Thorax nativ Untersuchung (siehe Abbildung 19) und am Dual-Source CT der 3. Generation eine CT Thorax nativ low dose Untersuchung (siehe Abbildung 20). Der folgende Bildvergleich zeigt axiale Bildausschnitte des Thorax im Lungenfenster. Es handelt sich dabei um zwei ähnliche, aber von den Scanparameter nicht gleiche Untersuchungen. Die CT Thorax nativ Untersuchung am Dual-Source CT der 1. Generation ist keine low dose Untersuchung und wurde mit mehr Strahlendosis durchgeführt. Die CT Thorax nativ Untersuchung hat ein DLP von 121 mGy*cm (1,82 mSv), die CT Thorax nativ low dose Untersuchung hat ein DLP von 33 mGy*cm (0,5 mSv), was einer Senkung um 72,73 % entspricht. Es wäre also zu erwarten, dass die Bildqualität der CT Thorax nativ Untersuchung am Dual-Source CT der 1. Generation besser ist.



**Abbildung 19: Patient 4 –
Bildvergleich 1 (DSCT 1. Gen.)**



**Abbildung 20: Patient 4 –
Bildvergleich 1 (DSCT 3. Gen.)**

In beiden Untersuchungen sind der kleine, pleuraständige Rundherd, der Lappenspalt rechts, die Lungengefäße und das Lungenparenchym gut abgrenzbar. Allerdings erscheinen die Lungengefäße, die Rippen und der Weichteilmantel am Dual-Source CT der 1. Generation (Abbildung 19) schärfer abgebildet. Zusammenfassend zeigt sich jedoch kein wesentlicher Unterschied in der Qualität und der Beurteilbarkeit der beiden Untersuchungen, obwohl die Untersuchung am Dual-Source CT der 3. Generation (Abbildung 20) mit 72,73 % weniger Strahlendosis durchgeführt wurde.

Zusammenfassend zeigen die ausgewählten Bildvergleiche, dass die Bildqualität am Dual-Source CT der 3. Generation mindestens gleich gut, aber in den meisten Fällen sogar besser ist als am Dual-Source CT der 1. Generation. Die beschriebene Senkung der Strahlendosis und der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge am Dual-Source CT der 3. Generation im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation ist somit relevant, da sie bei mindestens gleicher, in den meisten Fällen sogar besserer Bildqualität erreicht wird. Mehrere Studien, die unterschiedliche CT Programme mit einem Dual-Source CT der 3. Generation untersucht haben, kommen zu gleichen Ergebnissen [38, 39, 40, 41].

4.7 Vergleich eines Dual-Source CT der 1. Generation mit einem Dual-Source CT der 3. Generation hinsichtlich ökonomischer Rentabilität

Ein Vergleich der beiden CT-Geräte hinsichtlich ökonomischer Rentabilität ist zunächst schwierig. Neben den Anschaffungskosten für die Geräte kommen Kosten für bauliche Maßnahmen sowie Wartungs- und Unterhaltungskosten hinzu. Darüber hinaus hängt die Rentabilität eines CT-Gerätes auch von seiner Überlebensdauer und seiner Störanfälligkeit ab. Eine Analyse dieser Punkte ist nicht ausreichend möglich, da keine genauen Daten vorliegen. Hinzu kommt, dass insbesondere die Anschaffungskosten der Geräte vom ausgehandelten Vertrag der Klinik bzw. Praxis abhängig sind und somit Schwankungen zeigen.

Eine Studie des Bundesamtes für Gesundheit (BAG) in der Schweiz hat 2016 die Kosten und Rentabilitäten von kostenintensiven Infrastrukturen, Geräten und Einrichtungen sowie damit verbundene Leistungen in der ambulanten Medizin untersucht. Dabei wurden auch die Kosten von Computertomographen anhand von Daten aus der Schweiz und Deutschland recherchiert. Die Studie ist zu dem Ergebnis gekommen, dass die Preise für CTs zwischen 0,2 und 4,7 Millionen Schweizer Franken bzw. mehrheitlich zwischen 0,6 und 1,3 Millionen Schweizer Franken liegen. Während im Jahr 2001 der Mittelwert noch bei 0,5 Millionen Schweizer Franken lag, ist dieser bis zum Jahr 2009 auf 1,5 Millionen Schweizer Franken angestiegen und hat sich in den folgenden Jahren bei 1 bis 1,1 Millionen Schweizer Franken eingependelt. Des Weiteren liegen die Preise für ein CT Somatom von Siemens zwischen 0,2 und 2,2 Millionen Schweizer Franken bzw. mehrheitlich zwischen 0,4 und 1,1 Millionen Schweizer Franken. Nach 2012 konnten für dieses Gerät keine Preisangaben mehr gefunden werden. Der Wert von 1 Millionen Schweizer Franken lag zum Zeitpunkt der Studie bei etwa 932.675 Euro [42]. Darüber hinaus kommt die Studie zum Ergebnis, dass die Wartungskosten vom Anschaffungspreis abhängig sind. Prinzipiell liegen diese umso höher, desto teurer das Gerät. Die Unterhaltskosten betragen insgesamt 5 bis 15 % des Anschaffungspreises [43].

Heutige Dual-Source CTs der 3. Generation haben einen Listenpreis von etwa 2 Millionen Euro [44]. Wird die Studie des Bundesamtes für Gesundheit (BAG) aus der Schweiz als Grundlage genommen, so muss davon ausgegangen werden, dass sowohl die Anschaffungskosten, als auch die Wartungs- und Unterhaltungskosten eines Dual-Source

CT der 3. Generation zunächst höher liegen als die eines Dual-Source CT der 1. Generation zu seiner Zeit.

Bei der Analyse der ökonomischen Rentabilität sind jedoch zwei weitere Punkte von Bedeutung. Einerseits, das sagen die Hersteller und das zeigen auch die ausgewerteten Ergebnisse, spart ein Dual-Source CT der 3. Generation, im Vergleich zu einem älteren CT-Gerät, an intravenösem Kontrastmittel. Diese Studie zeigt im Durchschnitt eine Einsparung der Kontrastmittelmenge um 33,34 %, andere Studien kommen sogar zu höheren Senkungen [13]. Da Kontrastmittel kostenintensiv ist, können so sicherlich die Gesamtkosten auf längere Zeit gesenkt werden. Eine genaue Prüfung der Kostensenkung ist auch hier aufgrund fehlender Daten nicht möglich. Werden allerdings die beiden Vergleichsmonate dieser Studie als Grundlage für die verbrauchte Kontrastmittelmenge an beiden CT-Geräten genommen, so erhalten wir einen groben Überblick über die mögliche KM-Einsparung.

Hierbei werden alle in beiden Vergleichsmonaten durchgeführten CT-Untersuchungen betrachtet, also auch die, die nicht in Studie eingeflossen sind. Am Dual-Source CT der 1. Generation wurden innerhalb eines Monats 25.475 ml Kontrastmittel in 248 KM-Untersuchungen von insgesamt 379 Untersuchungen appliziert. Im Gegensatz dazu wurden am Dual-Source CT der 3. Generation innerhalb eines Monats 18.032 ml Kontrastmittel in 253 KM-Untersuchungen von insgesamt 394 Untersuchungen appliziert. Dies entspricht einer durchschnittlichen Kontrastmittelmenge von 102,72 ml je Untersuchung am Dual-Source CT der 1. Generation und von 71,27 ml je Untersuchung am Dual-Source CT der 3. Generation. Im Folgenden wird zum genaueren Vergleich der Durchschnittswert von 250 KM-Untersuchungen pro Monat am jeweiligen CT-Gerät als Basis genommen. Dies entspricht einer Kontrastmittelmenge von 25.680 ml am Dual-Source CT der 1. Generation und von 17.818 ml am Dual-Source CT der 3. Generation.

Wird von einem Preis von 0,26 € pro ml jodhaltiges Kontrastmittel (Ultravist 370, Bayer Vital GmbH, Leverkusen) ausgegangen [44], so entstehen am Dual-Source CT der 1. Generation Kontrastmittelkosten von etwa 6.677 € und am Dual-Source CT der 3. Generation Kontrastmittelkosten von etwa 4.633 €. Dies entspricht einer Einsparung von etwa 2044 € in nur einem Monat. Auf ein ganzes Jahr hochgerechnet, ergibt dies bereits eine Kostensenkung von etwa 24.528 €. In 10 Jahren würde dies eine Kosten-

einsparung von etwa 245.280 € bedeuten. Natürlich handelt es sich hierbei nur um ein vereinfachtes Rechenbeispiel zur Veranschaulichung des Einsparungspotentials. Bei dieser Rechnung wurden beispielsweise die im Sommer gering sinkenden Untersuchungszahlen, die von der Untersuchungsart abhängige Kontrastmittelmenge oder die grundsätzlich ansteigende Nachfrage an CT-Untersuchungen, nicht mit einbezogen.

Darüber hinaus sind in der Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie am Universitätsklinikum Gießen neben dem Dual-Source CT der 3. Generation täglich zwei weitere Computertomographen im Einsatz, davon eins im Schockraum. Folglich werden die Untersuchungen auf diese Geräte verteilt. Das heißt, die Untersuchungszahlen und die verbrauchte Kontrastmittelmenge innerhalb eines Monats liegen in Wirklichkeit deutlich höher. Sicherlich ist es möglich einen größeren Anteil dieser Untersuchungen und insbesondere KM-Untersuchungen am Dual-Source CT der 3. Generation durchzuführen, folglich würde die Einsparung von Kontrastmittel höher liegen.

Des Weiteren stellt sich die Frage, ob durch die schnelleren Scanzeiten der neuen CT-Geräte, am Ende des Tages mehr CT-Untersuchungen durchgeführt werden können und so der Klinik bzw. der Praxis mehr Einnahmen zukommen. Bei standardisierten Abläufen sollte dies rein theoretisch der Fall sein. Allerdings muss dabei bedacht werden, dass die komplexen, zeitintensiven Rechenvorgänge der neuen iterativen Rekonstruktion für eine längere Dauer der Bildrekonstruktion sorgen. Ein Teil der beim Scan gewonnen Zeit geht also hierbei wieder verloren.

Werden Daten aus der Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie am Universitätsklinikum Gießen als Grundlage genommen, so wurden in den Jahren 2013 und 2014 am Dual-Source CT der 1. Generation im Durchschnitt 4.384 CT-Untersuchungen pro Jahr durchgeführt. Nach der Inbetriebnahme des Dual-Source CTs der 3. Generation, wurden in den Jahren 2016 und 2017 im Durchschnitt 6.079 CT-Untersuchungen pro Jahr durchgeführt, dabei im Jahr 2017 sogar 6.411 CT-Untersuchungen. Dies lässt zunächst vermuten, dass durch die schnelleren Scangeschwindigkeiten mehr Untersuchungen durchgeführt werden konnten. Allerdings zeigen die Untersuchungszahlen an einem weiteren CT-Gerät des Universitätsklinikum Gießen eine ähnliche Tendenz. Dabei handelt es sich um ein Single-Source CT (CT Somatom Definition AS, Siemens, Erlangen). Hier wurden in den Jahren 2013 und 2014 im Durchschnitt 5.893 CT-Untersuchungen pro Jahr und in den Jahren 2016 und 2017 im Durchschnitt 6.583 CT-Untersuchungen durchgeführt. Im selben Zeitraum sind die

Untersuchungszahlen auch hier angestiegen. Obwohl die Scanzeiten an diesem Gerät langsamer als am Dual-Source CT der 3. Generation sind, wird die Anzahl der am Dual-Source CT der 3. Generation durchgeführten Untersuchungen sogar übertroffen.

Das heißt, dass auch andere Faktoren eine wichtige Rolle spielen müssen. Eine direkte Schlussfolgerung, dass die vermehrten Untersuchungszahlen am Dual-Source CT der 3. Generation durch die schnelleren Scanzeiten realisiert werden, ist also nicht möglich.

5 DISKUSSION

5.1 Diskussion der Ergebnisse

Die moderne Medizin ist ohne die Computertomographie nicht mehr denkbar. Diese dient beispielsweise dem Stellen einer Diagnose oder der Verlaufsbeurteilung einer Krankheit. Sie ist schnell verfügbar und es können in kürzester Zeit qualitativ hochwertige Bilder des ganzen Körpers erstellt werden. Dadurch kann eine schnelle Aussage getroffen werden. Mithilfe von intravenös appliziertem, jodhaltigem Kontrastmittel kann zudem die Aussagekraft der Bilder deutlich gesteigert werden, da dies den Gewebekontrast verbessert.

Der große Nachteil der Computertomographie ist die entstehende Strahlenexposition. Der Patient wird ionisierender Strahlung ausgesetzt und diese kann Schäden am Patienten verursachen. Dabei handelt es sich primär um stochastische Strahlenschäden. Wird jodhaltiges Kontrastmittel appliziert, kann dies insbesondere bei bereits niereninsuffizienten Menschen zu einem Kontrastmittelinduzierten Nierenschaden führen. Auch wenn neuere Studien zeigen konnten, dass Patienten nach Kontrastmittelgabe nicht häufiger unter Nierenschäden leiden als Patienten, bei denen dieselben Eingriffe oder Untersuchungen ohne Kontrastmittel durchgeführt wurden und somit das Risiko einer Nierenschädigung früher überschätzt wurde. Das Risiko eines Kontrastmittelinduzierten Nierenschadens bleibt [11, 12].

Daher ist es wichtig, dass moderne Computertomographen entwickelt werden, welche die Strahlendosis und die Kontrastmittelmenge einer Untersuchung weiter senken und dabei gleichzeitig die Bildqualität steigern. Zu diesen modernen Geräten gehören die Dual-Source Computertomographen der 3. Generation.

Die Hersteller versprechen bei verbesserter Bildqualität eine Senkung der Röntgendosis um bis zu 52 %, und eine Senkung der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge um bis zu 45 % gegenüber herkömmlichen CT-Systemen [13].

Eine Studie um Dr. Mathias Meyer vom Institut für Radiologie und Nuklearmedizin der Universitätsklinik Mannheim konnte belegen, dass die Untersuchung der Herzkranz-

gefäße mit einem Dual-Source CT der 3. Generation mit 70 kV eine deutliche Senkung der Strahlendosis (mit einem Mittelwert von 0,44 mSv) und eine Einsparung der applizierten Kontrastmittelmenge (mit einem mittleren Volumen von 45 ml) im Vergleich zu einem Dual-Source CT der 2. Generation erreichte [38].

In einer anderen Studie um Andrea Agostini am University Hospital Ospedali Riuniti in Ancona (Italien) wurden pädiatrische Patienten unter 20 Jahren untersucht, die entweder ein Staging-CT (Hals, Brust, Bauch) oder ein niedrig dosiertes CT Thorax erhielten. Diese wurden in zwei aufeinanderfolgenden Jahren untersucht, 2017 an einem herkömmlichen Computertomographen (16 Zeiler) und 2018 an einem Dual-Source CT der 3. Generation. Dabei wurden die beiden Untersuchungsprogramme Staging-CT und CT Thorax in je 2 Altersgruppen unterteilt (Kinder ≤ 10 Jahre und Kinder > 10 Jahre). Die Studie kommt zum Ergebnis, dass das Dual-Source CT der 3. Generation eine verbesserte Bildqualität mit verringertem Bewegungsartefakten liefert und gleichzeitig die Strahlendosis um ein Vielfaches senkt [45].

Diese Studie kommt im klinischen Alltag zu ähnlichen Ergebnissen. Es wurden Patienten mit CT-Untersuchungen in der Diagnostischen und Interventionellen Radiologie am Universitätsklinikum Gießen verglichen, die innerhalb eines Oktobermonats an einem Dual-Source CT der 1. Generation und/oder im Oktobermonat des darauffolgenden Jahres an einem Dual-Source CT der 3. Generation untersucht wurden. Hinsichtlich Strahlenexposition wurden 366 CT-Untersuchungen am Dual-Source CT der 1. Generation mit 370 CT-Untersuchungen am Dual-Source CT der 3. Generation verglichen. Hinsichtlich intravenös applizierter, jodhaltiger Kontrastmittelmenge wurden 237 CT-Untersuchungen am Dual-Source CT der 1. Generation mit 233 CT-Untersuchungen am Dual-Source CT der 3. Generation verglichen.

Die Studie zeigt, dass an einem Dual-Source CT der 3. Generation eine Senkung der Strahlendosis (DLP) um 57,45 %, im Vergleich zu einem Dual-Source CT der 1. Generation, erreicht wird. Dabei beträgt das mittlere DLP am Dual-Source CT der 3. Generation 402,62 (6,04 mSv) und am Dual-Source CT der 1. Generation 946,16 (14,19 mSv). Das Ergebnis ist „hoch signifikant“.

Werden die einzelnen Untergruppen (Untersuchungsprogramme) betrachtet, so zeigen CT-Untersuchungen der Nasennebenhöhle (CT NNH nativ) oder CT-Angiographie

Programme (CT Stamm-Angio, CT Thorax-Angio, CT Abdomen-Angio oder CT Becken-Bein-Angio) eine Senkung der Strahlendosis um mehr als 60 %, CT-Untersuchungen des Herzens (CT Herz i.v. oder CT Herz nativ+i.v.) weisen sogar eine Senkung der Strahlendosis um mehr als 80 % nach. Die größte Vergleichsgruppe CT Stamm Standard, mit 79 Untersuchungen am Dual-Source CT der 3. Generation und 101 Untersuchungen am Dual-Source CT der 1. Generation, ist aufgrund der Größe und der Bedeutung im klinischen Alltag (z.B. zur Verlaufsbeurteilung von Tumoren) besonders repräsentativ. Das mittlere DLP am Dual-Source CT der 3. Generation beträgt hier 621,04 (9,32 mSv) und am Dual-Source CT der 1. Generation 1249,84 (18,75 mSv), was einer Senkung um 50,31 % entspricht ($p < 0,0001$).

Zusammengefasst zeigen 13 der 25 verglichenen Untergruppen eine Senkung der Strahlendosis um mehr als 50 %, 5 der Untergruppen eine Senkung der Strahlendosis zwischen 30 % und 50 % und 5 weitere Untergruppen eine Senkung der Strahlendosis zwischen 0 % und 30 %. Dabei ist die DLP-Senkung von 9 der 25 verglichenen Untergruppen hoch signifikant, von 3 Untergruppen sehr signifikant und von 5 Untergruppen signifikant. Die Ergebnisse der restlichen 6 Untergruppen sind nicht signifikant.

Im Gegensatz dazu weisen die beiden Programme, CT Mittelgesicht nativ und CT Plasmozytom nativ, eine Steigerung der Strahlendosis auf. Beim CT Mittelgesicht nativ ist ein Ausreißer in der Patientengruppe, die am Dual-Source CT der 3. Generation untersucht wurde, die Ursache. Diese Untersuchung hat ein deutlich erhöhtes DLP von 422 mGy*cm, welches in der kleinen Patientengruppe ins Gewicht fiel und den Durchschnitt anhub. Beim CT Plasmozytom nativ sind die unterschiedlichen technischen Einstellungen die Ursache. Während Plasmozytom-Untersuchungen am neuen CT mit Röhrenstrommodulation durchgeführt wurden und daher größere Schwankungen der DLP-Werte aufweisen, wurden diese am alten CT mit festen, niedrig eingestellten Parametern untersucht. Dies erklärt die niedrigere Strahlendosis am alten CT. Im Gegenzug ist die Bildqualität am neuen CT deutlich besser.

Hinsichtlich der Einsparung von intravenös appliziertem, jodhaltigem Kontrastmittel am Dual-Source CT der 3. Generation im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation, zeigt die Studie am Dual-Source CT der 3. Generation insgesamt eine Senkung der

Kontrastmittelmenge um 33,34 %. Dabei beträgt die mittlere KM-Menge 67,71 ml für das Dual-Source CT der 3. Generation und 101,58 ml für das Dual-Source CT der 1. Generation. Das Ergebnis ist „hoch signifikant“.

Werden die einzelnen Untergruppen (Untersuchungsprogramme) betrachtet, so ist auch hier die größte Vergleichsgruppe CT Stamm Standard, mit 79 Untersuchungen am Dual-Source CT der 3. Generation und 101 Untersuchungen am Dual-Source CT der 1. Generation besonders repräsentativ. Die mittlere KM-Menge beträgt hier 61,67 ml für das Dual-Source CT der 3. Generation und 98,16 ml für das Dual-Source CT der 1. Generation, was einer Senkung um 37,17 % entspricht ($p < 0,0001$). Die größte Senkung der Kontrastmittelmenge wird mit 42,36 % beim Programm CT Abdomen venös erreicht. 7 der 13 verglichenen Untergruppen zeigen eine Senkung der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge zwischen 30 % und 40 %, 2 der Untergruppen eine Senkung der Kontrastmittelmenge zwischen 20 % und 30 %, weitere 2 Untergruppen eine Senkung der Kontrastmittelmenge zwischen 10 % und 20 % und mit 4,75 % weist das Programm CT Lungenembolie bis Knie die geringste Senkung der Kontrastmittelmenge nach. Dabei ist die Senkung der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge von 6 der 13 verglichenen Untergruppen hoch signifikant, von 3 Untergruppen sehr signifikant, von einer Untergruppe signifikant und von 3 Untergruppen nicht signifikant.

Ein Vergleich der Bildqualität und der Aussagekraft der CT-Bilder konnte an ausgewählten Fällen zeigen, dass die Bildqualität und die Aussagekraft am Dual-Source CT der 3. Generation mindestens gleich gut und in den meisten Fällen besser ist, als am Dual-Source CT der 1. Generation.

Zusammenfassend kommt diese Studie zum Ergebnis, dass die von den Herstellern angegebene Senkung der Strahlendosis an einem Dual-Source CT der 3. Generation um 52 % im Vergleich zu herkömmlichen CT-Systemen, mit 57,46 % in dieser Studie sogar übertroffen wird. Die von den Herstellern angegebene Senkung der intravenös applizierten Kontrastmittelmenge an einem Dual-Source CT der 3. Generation um 45 % im Vergleich zu herkömmlichen CT-Systemen wird mit 33,34 % in dieser Studie nicht erreicht. Dabei ist die Bildqualität am Dual-Source CT der 3. Generation im Wesentlichen besser als am Dual-Source CT der 1. Generation. Die Ergebnisse dieser Studie stimmen somit mit denen anderer Studien überein.

Erreicht wird dieses Ergebnis durch den neuen technischen Fortschritt der Dual-Source CTs der 3. Generation. Eine schnelle Gantry-Rotationsgeschwindigkeit und schnelle Akquisitionsgeschwindigkeiten ermöglichen ganze Stammuntersuchungen ohne Atem- und Bewegungsartefakte. Die neuen leistungsstarken Röntgenstrahler erlauben hohe Stromstärken bei niedriger Spannung, gleichzeitig kann die Röhrenspannung nun in 10er Schritten zwischen 70 und 150 kV variiert werden. Der Brennfleck der neuen Röntgenröhren ist sehr klein und behält seine Größe unabhängig von Röhrenspannung und Röhrenstrom, was die Bildqualität erhöht. Doppel-Zinn-Filter vor der Röntgenröhre verbessern zudem das Röntgenspektrum. Die neuen Detektoren mit 3D Kollimator zeigen ein geringeres elektronisches Rauschen und sind mit Zweidimensionalen Streustrahlenraster ausgestattet. Außerdem wird eine neue, modelbasierte Technologie zur iterativen Bildrekonstruktion genutzt [13, 25, 27, 28].

Ein Vorteil dieser Studie ist das große Patientenkollektiv, welches untersucht wurde. Des Weiteren ermöglicht die Betrachtung aller CT-Untersuchungen der beiden Vergleichsmonate einen Vergleich der unterschiedlichen Untersuchungsprogramme miteinander. So ist beispielweise ein Vergleich aller Patienten, die einen CT Thorax Standard am Dual-Source CT der 1. Generation erhielten mit allen Patienten, die einen CT Thorax Standard am Dual-Source CT der 3. Generation erhielten möglich. Dies erlaubt einen ausgedehnten Vergleich vieler in der Computertomographie durchgeführten Untersuchungsprogramme und nicht nur einzelner Untersuchungsprogramme (z.B. der Herzkranzgefäße). Neben der größten Untergruppe CT Stamm Standard, sind weitere Untergruppen aufgrund der großen Untersuchungszahlen besonders repräsentativ. Dazu gehören das CT Thorax Standard, das CT Thorax High-Resolution, das CT Abdomen Standard, das CT Herz nativ + i.v. (Herz-CT mit Calcium-Scoring) und das CT Stamm-Angio.

Ein Nachteil ist jedoch, dass in manchen Untergruppen nur eine kleine Untersuchungszahl miteinander verglichen werden konnte. In kleinen Vergleichsgruppen fallen Ausreißer mehr ins Gewicht und können das Ergebnis verfälschen.

Darüber hinaus ist zu erwähnen, dass das Dual-Source CT der 3. Generation (CT Somatom Force) erst kurz vor der Datenerhebung in Betrieb genommen worden ist. Es stellt sich also die Frage, ob in der Zwischenzeit die Einstellungsparameter für die einzelnen Untersuchungsprogramme weiter verbessert worden sind oder ob diese noch

verbessert werden können. In diesen Fällen könnte die Senkung der Strahlendosis und der Kontrastmittelmenge sogar stärker ausfallen.

5.2 Bedeutung und Ausblick der Studie

Die Entwicklung von neuen CT-Geräten ist immens wichtig, da die Computertomographie im medizinischen Alltag immer mehr an Bedeutung gewinnt und die Untersuchungszahlen weiter ansteigen.

Werden die neuesten Leitlinien vieler medizinischer Fachbereiche betrachtet, von der Onkologie bis zur Unfallchirurgie, so werden immer mehr CT-Kontrollen verlangt und durchgeführt. Ob es die Kontrolle einer operativ versorgten Fraktur ist oder die Verlaufsbeurteilung einer Tumorerkrankung während der Therapie, immer häufiger müssen die Patienten eine CT-Untersuchung durchführen lassen. Dies geschieht nicht grundlos, denn mit jeder Kontrolle kann die Therapie besser angepasst oder verändert werden und so eine bessere Heilung und eine bessere Prognose erzielt werden. Auf der anderen Seite steigt mit jeder CT-Untersuchung natürlich auch die Strahlenexposition für den Patienten und insbesondere bei niereninsuffizienten Patienten die Gefahr eines Kontrastmittelinduzierten Nierenschadens.

Mit den neuen CT-Geräten, wie den Dual-Source CTs der 3. Generation, werden die zunehmenden Untersuchungszahlen mit einer Senkung der Strahlendosis und der applizierten Kontrastmittelmenge erreicht. Dies senkt das Schadensrisiko für den Patienten und ermöglicht ihm gleichzeitig eine optimale individuelle Behandlung. Werden beispielsweise bei der Krebsbehandlung neue, oft teure Therapien oder Medikamente eingesetzt, so lässt sich durch ein optimiertes CT-Monitoring früher erkennen, ob die Behandlung anschlägt oder ob die Therapie geändert werden sollte. Dies erhöht die Heilungs- und Überlebenschancen des Patienten und kann nebenbei die Gesamtkosten einer Therapie senken. Die neuen CT-Geräte ermöglichen dieses CT-Monitoring bei erheblich reduzierter kumulierter Strahlendosis [46].

Im klinischen Alltag sollten vor allem Kinder, Patienten jungen und mittleren Alters, Patienten mit Niereninsuffizienz, Schwerkranke und adipöse Patienten an den neuen

Geräten untersucht werden, um gerade bei ihnen mögliche Spätschäden, beispielsweise einen Tumor oder eine Leukämie die nach einer Latenzzeit auftreten können, zu vermeiden. Auch Schwangere können in seltenen Notfallsituationen von der Reduktion der Strahlendosis und des verabreichten Kontrastmittels dieser Geräte profitieren.

Darüber hinaus zeigen wissenschaftliche Studien, wie die um Dr. Sonja Gordic vom Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie des Universitätsspitals Zürich, dass sich ein nativer Scan des Thorax zur Detektion von Lungenherden, bei hoher Bildqualität und Aussagekraft, mit sehr niedrigen Dosiswerten von 0,06 mSv durchführen lässt. Die Strahlendosis eines nativen CT-Thorax und einer konventionellen Röntgenthorax-Aufnahme liegen somit auf dem gleichen Niveau [47, 48].

Eine andere Studie um Prof. John D. Newell Jr. vom Institut für Radiologie an der Universität von Iowa (USA) kommt zu ähnlichen Ergebnissen. Sie konnten mit einem Dual-Source CT der 3. Generation exakte CT-Scans des Thorax mit akzeptablem Bildrauschen bei sehr niedriger Dosis von 0,15 Milligray durchführen [48, 49].

Des Weiteren kommt eine Studie um K. Martini vom Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie am Universitätsklinikum Zürich zum Ergebnis, dass ein CT-Thorax mit der Strahlendosis einer konventionellen Röntgenaufnahme möglich ist. Dabei gelingt der Nachweis einer Lungeninfektion mit hoher Sensitivität, wohingegen die Genauigkeit zum Nachweis von Rundherden nur mäßig ist. [50].

In dieser Studie zeigen native low dose Untersuchungen des Thorax (CT Thorax nativ low dose) eine mittlere DLP von 24,67 (0,37 mSv) am Dual-Source CT der 3. Generation, was im Vergleich zum Dual-Source CT der 1. Generation einer Senkung um 59,89 % entspricht ($p = 0,0005$). Die Untersuchung mit der niedrigsten Dosis in dieser Gruppe (DSCT 3. Generation) hat eine DLP von 11 (0,17 mSv). Somit zeigt auch diese Studie die dieselbe Tendenz.

Solche Dosiswerte werden unter anderem durch die neuen Zinnfilter vor der Röntgenröhre und der neuen Technologie zur iterativen Bildrekonstruktion erreicht. Dies eröffnet neue Möglichkeiten für die Diagnostik und die Erforschung der Lunge. Wenn es nämlich keinen Unterschied mehr in der Strahlendosis gibt, dann stellt sich die Frage, ob

konventionelle Röntgenthorax-Aufnahmen in naher Zukunft obsolet sind und durch native CT-Thorax-Scans ersetzt werden sollten. Schließlich sind die Bildqualität und Aussagekraft eines nativen CT-Thorax um ein Vielfaches höher. Des Weiteren würde eine routinemäßige Untersuchung von Lungen mittels CT zur genaueren Erforschung von Lungenkrankheiten und zur Verbesserung von Behandlungen beitragen [48].

Native CT-Scans des Thorax mit so niedrigen Dosiswerten, wie sie bei einem Dual-Source CT der 3. Generation erreichbar sind, würden sich auch für Screeningverfahren der Lunge, beispielsweise bei der Bekämpfung von Lungenkrebs anbieten. Eine Studie des US-amerikanischen, randomisierten National Lung Screening Trial (NLST) kam zum Ergebnis, dass die Früherkennung von Lungenkrebs mit jährlich durchgeführten Niedrigdosis-Computertomographien bei starken Rauchern, anstatt von konventionellen Röntgenthorax-Aufnahmen, zu einer Senkung der Sterberate um 20 % führen könnte [46, 51].

Auch bei der Überwachung der Strahlenschutzgesetze bringen die neuen dosiseffizienten CT-Geräte Vorteile mit sich. Es kommt zu weniger Überschreitungen der diagnostischen Referenzwerte und zu einer geringeren Strahlenbelastung für den Patienten. Folglich entsteht weniger Arbeitsaufwand, da Überschreitungen der diagnostischen Referenzwerte nach neuem/neuer Strahlenschutzgesetz/-Verordnung intensiver zu untersuchen und zu begründen sind.

Abgesehen von der Senkung der Strahlendosis und der Kontrastmittelmenge, können die neuen CT-Geräte, durch die schnellen Akquisitionsgeschwindigkeiten ganze Stamm-Untersuchungen in einer Sekunde scannen. Bewegungs- und Atmungsartefakte werden so reduziert und die Untersuchung des Thorax kann ohne Atemanhalten durchgeführt werden. Das heißt, dass Kinder beispielsweise nicht mehr für jede Untersuchung sediert werden müssen [52]. Die schnellen Akquisitionsgeschwindigkeiten sind auch für Untersuchungen des Herzens von Vorteil. Sie verringern Bewegungsartefakte, die Herzstrukturen werden besser dargestellt und die Patienten benötigen seltener Betablocker, um ihren Puls vor dem Scan zu verlangsamen [53]. Mit 4D-CT Perfusionsuntersuchungen können Morphologie und Funktion der Organe und Gefäße multiparametrisch dargestellt werden und das bei hoher Dosisreduktion [13, 25]. Zudem bringen die neuen CT-Geräte Neuerungen im Bereich der Bildbearbeitung oder der

Reduzierung von Metallartefakten bei Patienten mit Fremdkörpern, beispielsweise Gelenkprothesen.

Letztendlich stellt sich die Frage, ob die technischen Neuerungen im klinischen Alltag angewendet werden und falls nicht, ob die neuen CT-Geräte wirklich vorteilhaft sind. Tatsächlich sind die neuen CT-Geräte allein durch die Senkung des Schadensrisikos am Patienten bei verbesserter Bildqualität vorteilhaft. Darüber hinaus werden in der Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie am Universitätsklinikum Gießen täglich Kinder, junge/mittelalte Patienten oder niereninsuffiziente Patienten am neuen Dual Source CT der 3. Generation gescannt und genießen so die Vorteile des Gerätes. Kinder werden regelmäßig auch ohne Sedierung untersucht. Immer öfter werden CT-Untersuchungen des Herzens durchgeführt, auch dafür sind die neuen Dual Source CTs optimal und werden nahezu täglich eingesetzt. Kontrollen von Prothesen werden primär am neuen Gerät durchgeführt, da es Metallartefakte deutlich verringern kann und die Aussagekraft z.B. hinsichtlich einer Lockerung verbessert. Zudem ermöglicht das neue Gerät spezielle Untersuchungen, wie beispielsweise das „Triple-Rule-Out“, also ein Untersuchungsprogramm, das es erlaubt, gleich drei Verdachtsdiagnosen (Lungenembolie, Aortendissektion oder Herzinfarkt) abzuklären [54]. Die technischen Neuerungen dieser CT-Geräte werden also im klinischen Alltag genutzt und machen die neuen CT-Geräte vorteilhaft.

5.3 Diskussion der ökonomischen Rentabilität eines Dual Source CT der 3. Generation

Heutige Dual-Source CTs der 3. Generation haben einen Listenpreis um die 2 Millionen Euro [44]. Sowohl die Anschaffungskosten als auch die Wartungs- und Unterhaltungskosten eines Dual-Source CT der 3. Generation liegen zunächst höher als die eines Dual-Source CT der 1. Generation zu seiner Zeit [43].

Bei der Analyse der ökonomischen Rentabilität spielen vor allem die Vorteile dieses neuen CT-Gerätes eine Rolle. Durch die Senkung der benötigten Kontrastmittelmenge können über Jahre Kosten deutlich gesenkt werden. Ein einfaches, jedoch nicht repräsentatives Rechenbeispiel zeigt bereits eine Kostensenkung von etwa 24.528 € pro

Jahr. Es ist davon auszugehen, dass die gesparten Kosten höher ausfallen könnten. Einerseits können an einem Dual-Source CT der 3. Generation insgesamt sicherlich mehr CT-Untersuchungen und insbesondere mehr Kontrastmitteluntersuchungen durchgeführt werden, als es im Vergleichsmonat dieser Studie geschehen ist. Andererseits zeigen andere Studien sogar höhere prozentuale Kontrastmitteleinsparungen als in dieser Studie. Die höheren Anschaffungs- und Unterhaltungskosten für ein Dual-Source CTs der 3. Generation, lassen sich daher zum Teil durch Einsparungen von Kontrastmittel wieder senken.

Des Weiteren sollten durch die schnelleren Scanzeiten der neuen CT-Geräte mehr CT-Untersuchungen durchgeführt werden können. Der Klinik bzw. der Praxis würden so mehr Einnahmen bleiben. Diese Theorie konnte hier nicht belegt werden. Bei der Betrachtung von Daten aus der Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie am Universitätsklinikum Gießen zeigen sich zwar Hinweise dafür, dass am Dual-Source CT der 3. Generation jährlich mehr Untersuchungen durchgeführt worden sind als noch am Dual-Source CT der 1. Generation. Gleichzeitig zeigt ein weiteres CT-Gerät, ein Single-Source CT, eine ähnliche, teilweise höhere Steigerung der Untersuchungszahlen. So dass dieser Effekt von anderen Faktoren abhängig sein muss.

Die Verwendung der neuen CT-Geräte bei der Früherkennung von Krankheiten und dem Erstellen oder dem Wechsel von Behandlungsmethoden (z.B. von Medikamenten) kann ebenfalls dazu beitragen, dem Gesundheitswesen immense Kosten zu sparen. Schließlich werden so die Heilungschancen des Patienten erhöht und teure Therapien, die nicht anschlagen, können früh erkannt und geändert werden. Hierbei spielen insbesondere die Verbesserungen im Bereich der 4D-Bildgebung eine wichtige Rolle. Diese erlauben bei deutlich reduzierter Strahlendosis, Veränderungen in der Perfusion eines Tumors, beispielsweise nach Therapiebeginn, früh zu erkennen und dementsprechend zu reagieren [46].

Zusammenfassend lässt sich sagen, die zunächst höheren Kosten eines Dual-Source CTs der 3. Generation auf längere Zeit durch die Vorteile des Gerätes gesenkt werden können und die Geräte zunehmend rentabel machen. Darüber hinaus können Dual-Source CTs der 3. Generation, bei verbesserter Bildqualität, die Strahlendosis und die Kontrastmittelmenge deutlich senken und somit den Schaden am Patienten minimieren. Allein diese

Tatsache ist von hohem ethnischen Wert, hilft bei der Einhaltung des ALARA-Prinzips und macht die Anschaffung eines neuen CT-Gerätes sinnvoll.

6 SCHLUSSFOLGERUNG

Die vorliegende Studie soll erforschen, ob neue Computertomographen eine Verbesserung im klinischen Alltag bringen und wirtschaftlich rentabel sind.

Die Studie kommt zum Ergebnis, dass mit einem Dual-Source CT der 3. Generation eine Senkung der Strahlendosis um 57,46 %, sowie eine Einsparung von intravenös appliziertem, jodhaltigem Kontrastmittel um 33,34 %, im Vergleich zu einem Dual-Source CT der 1. Generation, erreicht werden kann. Dabei ist die Bildqualität am Dual-Source CT der 3. Generation in den meisten Fällen besser, was entsprechende Bildvergleiche verdeutlichen, oder mindestens gleich gut.

Die steigende Zahl an CT-Untersuchungen dient einer verbesserten Diagnosefindung, einer optimalen individuellen Behandlung und schließlich einer besseren Heilung. Dual-Source CTs der 3. Generationen können diese neuen Anforderungen mit einer Minimierung des Schadensrisikos für den Patienten erreichen. Vor allem Kinder, Patienten jungen und mittleren Alters, Patienten mit Niereninsuffizienz, Schwerkranke und adipöse Patienten, aber auch Schwangere profitieren von den neuen Geräten.

Darüber hinaus bringen die neuen CT-Geräte weitere technische Verbesserungen, die im klinischen Alltag genutzt werden können. Durch schnelle Akquisitionsgeschwindigkeiten können Bewegungs- und Atmungsartefakte reduziert und Kinder ohne Sedierung untersucht werden. Untersuchungen des Herzens oder 4D-CT Perfusionsuntersuchungen können bei verbesserter Bildqualität mit deutlich weniger Strahlendosis durchgeführt werden.

Ein weiteres Ziel dieser Studie ist es, die Rentabilität der neuen Computertomographen zu untersuchen. Diese erscheinen aufgrund der hohen Anschaffungs- und Wartungskosten zunächst nicht rentabel. Jedoch können durch die Einsparung von intravenösem Kontrastmittel über mehrere Jahre die Kosten gesenkt und eine zunehmende Rentabilität erreicht werden. Darüber hinaus können die genannten Vorteile des neueren Geräts als höhere Leistungen gewertet werden. Wirtschaftlich betrachtet bedeuten höhere Leistungen mehr Gewinn, was die Rentabilität des Dual-Source CTs der 3. Generation nochmal unterstreicht.

Schließlich eröffnen die technischen Fortschritte der CT-Geräte für die Zukunft neue Möglichkeiten. Durch die sehr niedrigen Dosiswerte bei nativen CT-Scans des Thorax, stellt sich die Frage ob konventionelle Röntgenthorax-Aufnahmen in naher Zukunft obsolet sein werden und ob native Thorax-Scans für Screeningverfahren der Lunge, beispielsweise bei der Bekämpfung von Lungenkrebs, genutzt werden sollten.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die Entwicklung neuer CT-Geräte wie dem Dual-Source CT der 3. Generation, für die Medizin viele Vorteile bringt. Deshalb ist es immens wichtig, Computertomographen aber auch andere medizinische Geräte immer weiter zu verbessern und somit neue Möglichkeiten für die Zukunft zu schaffen.

7 ZUSAMMENFASSUNG

Einleitung

Neue Computertomographen, wie die Dual-Source CTs der 3. Generation, versprechen eine Senkung der Strahlendosis und der Kontrastmittelmenge bei verbesserter Bildqualität. Diese Studie soll erforschen, ob diese Verbesserung im klinischen Alltag erreichbar ist und ob die Anschaffung eines solchen Computertomographen rentabel ist.

Technik

Dual-Source CTs der 3. Generation bringen viele technische Verbesserungen mit sich. Schnelle Rotations- und Akquisitionsgeschwindigkeiten ermöglichen Untersuchungen ohne Atem- und Bewegungsartefakte. Neue leistungsstarke Röntgenstrahler erlauben hohe Stromstärken bei niedriger Spannung, gleichzeitig kann die Röhrenspannung in 10 kV-Schritten zwischen 70 und 150 kV variiert werden. Der Brennfleck der neuen Röntgenröhren ist sehr klein und behält seine Größe unabhängig von Röhrenspannung und Röhrenstrom, was die Bildqualität erhöht. Zudem verbessern Doppel-Zinn-Filter vor der Röntgenröhre das Röntgenspektrum. Neue Detektoren mit 3D Kollimator zeigen ein geringeres elektronisches Rauschen und sind mit Zweidimensionalen Streustrahlenraster ausgestattet. Darüber hinaus wird eine neue, modelbasierte Technologie zur iterativen Bildrekonstruktion genutzt.

Material und Methoden

Im Rahmen dieser Studie am Universitätsklinikum Gießen wurden alle, innerhalb eines Monats an einem Dual-Source CT der 1. Generation (CT Definition, Siemens) untersuchten Patienten, mit allen innerhalb des gleichen Monats im darauffolgenden Jahr an einem Dual-Source CT der 3. Generation (CT Somatom Force, Siemens) untersuchten Patienten verglichen. Ziel ist es, eine mögliche Senkung der Strahlendosis und eine Einsparung von intravenös appliziertem, jodhaltigem Kontrastmittel am Dual-Source CT der 3. Generation aufzuzeigen. Hinsichtlich Strahlenexposition wurden 366 Untersuchungen (DSCT 1. Gen.) mit 370 Untersuchungen (DSCT 3. Gen.) verglichen. Hinsichtlich der Kontrastmittelmenge wurden 237 Untersuchungen (DSCT 1. Gen.) mit 233 Untersuchungen (DSCT 3. Gen.) verglichen. Die Veränderungen wurden mit Hilfe des Mann-Whitney-Test nach Signifikanz p geprüft.

Ergebnisse

Die Studie zeigt an einem Dual-Source CT der 3. Generation eine Senkung der Strahlendosis (DLP) um 57,45 % ($p < 0,0001$) sowie eine Einsparung der intravenös applizierten, jodhaltigen Kontrastmittelmenge um 33,34 % ($p < 0,0001$) im Vergleich zu einem Dual-Source CT der 1. Generation. Repräsentativ beträgt das mittlere DLP der größten Vergleichsgruppe CT Stamm Standard am Dual-Source CT der 3. Generation 621,04 (9,32 mSv; 79 Untersuchungen) und am Dual-Source CT der 1. Generation 1249,84 (18,75 mSv; 101 Untersuchungen), das entspricht einer Senkung um 50,31 % ($p < 0,0001$). Die mittlere KM-Menge dieser Gruppe beträgt 61,67 ml für das Dual-Source CT der 3. Generation und 98,16 ml für das Dual-Source CT der 1. Generation, das entspricht einer Senkung um 37,17 % ($p < 0,0001$).

Dabei sind Bildqualität und Aussagekraft am Dual-Source CT der 3. Generation mindestens gleich, in den meisten Fällen besser als am Dual-Source CT der 1. Generation.

Diskussion

Dual-Source CTs der 3. Generationen tragen dazu bei, die Diagnosefindung, die Behandlung und die Heilung zu verbessern und minimieren gleichzeitig das Risiko eines stochastischen Strahlenschadens oder eines Kontrastmittelinduzierten Nierenschadens. Vor allem junge Patienten und Patienten mit Niereninsuffizienz profitieren von diesen Geräten. Weitere Verbesserungen sind beispielsweise die Reduzierung von Bewegungs- und Atmungsartefakte oder die Untersuchung von Kindern ohne Sedierung. Die Vorteile der neuen CT-Geräte überwiegen und machen diese auf längere Zeit rentabel. Durch die Senkung der Kontrastmittelmenge können zusätzlich Kosten gesenkt werden. Sehr niedrige Dosiswerte bei nativen CT-Thorax Scans, machen konventionelle Thorax-Aufnahmen möglicherweise in Zukunft unnötig und CT-Thorax Scans für Screeningverfahren interessant.

Schlussfolgerung

Durch die technischen Neuerungen der Dual-Source CTs der 3. Generation, wird die versprochene Senkung der Strahlendosis und der Kontrastmittelmenge bei verbesserter Bildqualität erreicht. Wirtschaftlich sind die neuen CT-Geräte über die Jahre rentabel.

8 SUMMARY

Introduction

New computer tomographs, such as the 3rd generation dual-source CTs, promise a reduction of the radiation dose and the quantity of required contrast media with improved image quality. The aim of this study is to investigate whether this improvement can be achieved in common clinical practice and whether the purchase of such a computer tomograph is financially worthwhile.

Technology

3rd generation dual-source CTs feature many technical improvements. High rotation and acquisition speeds enable examinations without respiratory motion artifacts and motion artifacts in general. New, powerful X-ray tubes allow high currents at low voltages, while the tube voltage can be varied between 70 and 150 kV. The focal spot of the new X-ray tubes is very small and maintains its size, which increases the image quality. Double tin filters in front of the X-ray tube improve the X-ray spectrum. Recent detectors with 3D collimators show less electronic noise and are equipped with two-dimensional antiscatter grids. And finally, a new, model-based technology is used for iterative image reconstruction.

Material and Methods

As part of this study at the University Hospital Giessen, all patients examined within one month on a dual-source CT of the 1st generation (CT Definition, Siemens, Erlangen) were compared with all patients examined within the same month in the following year on a dual-source CT of the 3rd generation (CT Somatom Force, Siemens, Erlangen). The aim was to show a possible reduction in radiation dose and a saving of intravenously applied, iodine-containing contrast media on the 3rd generation dual-source CT. Regarding radiation exposure, 366 examinations (DSCT 1st gen.) were compared with 370 examinations (DSCT 3rd gen.). Regarding the quantity of contrast media, 237 examinations (DSCT 1st gen.) were compared with 233 examinations (DSCT 3rd gen.). The changes were examined for their value of significance, indicated by the variable p , using the Mann-Whitney-test.

Results

The study reveals, using a 3rd generation dual-source CT, reduces the radiation dose (DLP) by 57.45% ($p < 0.0001$) and the quantity of intravenously applied contrast media by 33.34% ($p < 0.0001$), compared to a 1st generation dual-source CT. As a representative, the average DLP of the largest comparison group CT strain standard on the 3rd generation dual-source CT is 621.04 (9.32 mSv; 79 examinations) and on the 1st generation dual-source CT 1249.84 (18.75 mSv; 101 examinations). This matches a reduction of 50.31% ($p < 0.0001$). The average quantity of contrast media in this group is 61.67 ml for the 3rd generation dual-source CT and 98.16 ml for the 1st generation dual-source CT. This matches a reduction of 37.17% ($p < 0.0001$).

Image quality and the informative value on the 3rd generation dual-source CT are at least the same, and in most cases better than on the 1st generation dual-source CT.

Discussion

3rd generation dual-source CTs help to improve diagnosis, treatment and healing, and at the same time minimize the risk of (stochastic) radiation damage or contrast media-induced kidney damage. Especially young patients and patients with renal insufficiency benefit from these devices. Further improvements include, for example, the reduction of motion and respiratory motion artifacts or the examination of children without sedation. The advantages of the new CT machines outweigh and make them profitable. By reducing the quantity of contrast media, the costs can also be reduced. Very low dose values for native CT thorax scans may make conventional thorax images unnecessary in the future and CT thorax scans may be interesting for screening procedures.

Conclusion

Thanks to the technical innovations of the 3rd generation dual-source CTs, the promised lowering of the radiation dose and the quantity of contrast media is achieved with improved image quality. The new CT machines are economically viable over the years.

9 ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

z.B.	zum Beispiel
CT	Computertomograph
DNA	Deoxyribonucleic Acid (deutsch DNS)
EMI	Electric and Musical Industries (Plattenfirma)
bzw.	beziehungsweise
3D	dreidimensional
4D	vierdimensional
AZ	Aktenzeichen
CTEPH	chronisch thromboembolische pulmonale Hypertonie
NNH	Nasennebenhöhlen
DSCT 1. Generation	Dual-Source CT der 1. Generation
DSCT 3. Generation	Dual-Source CT der 3. Generation
kW	Kilowatt (Einheit)
IEC	International Electrotechnical Commission (Normungsgremium für Elektrotechnik)
max.	maximal
UFCT TM -Detektoren	Ultra Fast Ceramics - Detektoren
ld = low dose	niedrige Dosis
Angio	Angiographie
i.v.	intravenös
DLP-MW	DLP-Mittelwert
DLP-Stdabw.	DLP-Standardabweichung
1.Gen → 3.Gen	1. Generation → 3. Generation
EKG	Elektrokardiogramm
Ca-Scoring	Calcium-Scoring
TAVI	Transcatheter Aortic Valve Implantation
DSCT (1.Gen.)	Dual-Source CT (1. Generation)
DSCT (3.Gen.)	Dual-Source CT (3. Generation)
A. mesenterica superior	Arteria mesenterica superior
UKG	Universitätsklinikum Gießen

10 ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Schematischer Aufbau eines Computertomographen in der Vorder- und Seitenansicht [18].....	6
Abbildung 2: Massenschwächungskoeffizienten und K-Kante für Jod - Gewebezusammensetzung nach ICRU Report 44 u. Massenschwächungskoeffizienten nach NIST (DOI: https://dx.doi.org/10.18434/T48G6X).....	15
Abbildung 3: CT Somatom Definition; (https://de.dotmed.com/listing/ct-scanner/siemens/definition-ds128/2121029).....	18
Abbildung 4: CT Somatom Force; Radiologie UKG.....	18
Abbildung 5: Senkung (bzw. Steigerung) des DLP in % (DSCT 1. Gen. → DSCT 3. Gen.).....	55
Abbildung 6: Senkung der Kontrastmittelmenge in % (DSCT 1. Gen. → DSCT 3. Gen.).....	58
Abbildung 7: Patient 1 - Bildvergleich 1 (DSCT 1. Gen.); Radiologie UKG.....	59
Abbildung 8: Patient 1 - Bildvergleich 1 (DSCT 3. Gen.); Radiologie UKG.....	59
Abbildung 9: Patient 1 – Bildvergleich 2 (DSCT 1. Gen.); Radiologie UKG.....	60
Abbildung 10: Patient 1 – Bildvergleich 2 (DSCT 3. Gen.); Radiologie UKG.....	60
Abbildung 11: Patient 1 – Bildvergleich 3 (DSCT 1. Gen.); Radiologie UKG.....	61
Abbildung 12: Patient 1 – Bildvergleich 3 (DSCT 3. Gen.); Radiologie UKG.....	61
Abbildung 13: Patient 2 – Bildvergleich 1 (DSCT 1. Gen.); Radiologie UKG.....	61
Abbildung 14: Patient 2 – Bildvergleich 1 (DSCT 3. Gen.); Radiologie UKG.....	61
Abbildung 15: Patient 2 – Bildvergleich 2 (DSCT 1. Gen.); Radiologie UKG.....	62
Abbildung 16: Patient 2 – Bildvergleich 2 (DSCT 3. Gen.); Radiologie UKG.....	62
Abbildung 17: Patient 3 – Bildvergleich 1 (DSCT 1. Gen.); Radiologie UKG.....	63
Abbildung 18: Patient 3 – Bildvergleich 1 (DSCT 3. Gen.); Radiologie UKG.....	63
Abbildung 19: Patient 4 – Bildvergleich 1 (DSCT 1. Gen.); Radiologie UKG.....	64
Abbildung 20: Patient 4 – Bildvergleich 1 (DSCT 3. Gen.); Radiologie UKG.....	64

11 TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1: Technischer Vergleich der beiden Dual-Source Computertomographen	19
Tabelle 2: Vergleich der Strahlendosis (DLP) – Alle Vergleichsgruppen.....	25
Tabelle 3: DLP-Vergleich des Programms CT Stamm Standard.....	26
Tabelle 4: DLP-Vergleich des Programms CT Thorax Standard.....	27
Tabelle 5: DLP-Vergleich des Programms CT Thorax nativ low dose	28
Tabelle 6: DLP-Vergleich des Programms CT Thorax High Resolution	28
Tabelle 7: DLP-Vergleich des Programms CT Thorax High Resolution (In- und Expiration)	29
Tabelle 8: DLP-Vergleich des Programms CT Lungenembolie bis Knie.....	30
Tabelle 9: DLP-Vergleich des Programms CT Abdomen Standard	30
Tabelle 10: DLP-Vergleich des Programms CT Abdomen venös	31
Tabelle 11: DLP-Vergleich des Programms CT Abdomen nativ	31
Tabelle 12: DLP-Vergleich der Programme CT Stein bzw. CT Abdomen nativ low dose	32
Tabelle 13: DLP-Vergleich des Programms CT Stamm-Angio.....	33
Tabelle 14: DLP-Vergleich des Programms CT Thorax-Angio	33
Tabelle 15: DLP-Vergleich des Programms CT Abdomen-Angio	34
Tabelle 16: DLP-Vergleich des Programms CT Becken Bein-Angio	35
Tabelle 17: DLP-Vergleich des Programms CT Herz i.v.	35
Tabelle 18: DLP-Vergleich des Programms CT Herz nativ + i.v.	36
Tabelle 19: DLP-Vergleich des Programms CT Herz TAVI.....	37
Tabelle 20: DLP-Vergleich des Programms CT Mittelgesicht nativ	37
Tabelle 21: DLP-Vergleich des Programms CT NNH nativ.....	38
Tabelle 22: DLP-Vergleich des Programms CT Schulter nativ	38
Tabelle 23: DLP-Vergleich des Programms CT Extremität nativ – Handgelenk	39
Tabelle 24: DLP-Vergleich des Programms CT Extremität nativ – Ellenbogen	40
Tabelle 25: DLP-Vergleich des Programms CT Becken nativ	40
Tabelle 26: DLP-Vergleich des Programms CT Plasmozytom nativ	41
Tabelle 27: DLP-Vergleich der Untergruppe CT Sonstige	42
Tabelle 28: DLP-Vergleich des Gesamtwertes aller CTs	42

Tabelle 29: Vergleich der intravenösen Kontrastmittelmenge – Alle Vergleichsgruppen	44
Tabelle 30: KM-Vergleich des Programms CT Stamm Standard.....	45
Tabelle 31: KM-Vergleich des Programms CT Thorax Standard.....	45
Tabelle 32: KM-Vergleich des Programms CT Lungenembolie bis Knie.....	46
Tabelle 33: KM-Vergleich des Programms CT Abdomen Standard	46
Tabelle 34: KM-Vergleich des Programms CT Abdomen venös	47
Tabelle 35: KM-Vergleich des Programms CT Stamm-Angio.....	47
Tabelle 36: KM-Vergleich des Programms CT Thorax-Angio.....	48
Tabelle 37: KM-Vergleich des Programms CT Abdomen-Angio	48
Tabelle 38: KM-Vergleich des Programms CT Becken Bein-Angio.....	49
Tabelle 39: KM-Vergleich des Programms CT Herz i.v.....	49
Tabelle 40: KM-Vergleich des Programms CT Herz nativ + i.v.	50
Tabelle 41: KM-Vergleich des Programms CT Herz TAVI	50
Tabelle 42: KM-Vergleich der Untergruppe CT Sonstige KM.....	51
Tabelle 43: KM-Vergleich des Gesamtwertes aller CTs.....	51
Tabelle 44: Senkung (oder Steigerung) des DLP - Aufteilung der Vergleichsgruppen nach Prozent.....	53
Tabelle 45: Senkung (oder Steigerung) des DLP - Aufteilung der Vergleichsgruppen nach Signifikanz	54
Tabelle 46: Senkung der Kontrastmittelmenge - Aufteilung der Vergleichsgruppen nach Prozent.....	56
Tabelle 47: Senkung der Kontrastmittelmenge - Aufteilung der Vergleichsgruppen nach Signifikanz	57

12 LITERATURVERZEICHNIS

[1] E. A. Nekolla, A. A. Schegerer, J. Griebel, G. Brix et. al., Häufigkeit und Dosis diagnostischer und interventioneller Röntgenanwendungen Trends zwischen 2007 und 2014. Der Radiologe, Ausgabe 7/2017.

[2] Hanno Krieger, Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes, 2. Auflage, B. G. Teubner Verlag / GWV Fachverlage GmbH, Wiesbaden 2007. Kapitel: Biologische und epidemiologische Grundlagen: Strahlenwirkung und Strahlenrisiko.

[3] Ionisierende Strahlung - Wie wirkt Strahlung? © Bundesamt für Strahlenschutz, Stand: 14.10.2020.

(<https://www.bfs.de/DE/themen/ion/wirkung/einfuehrung/einfuehrung.html>)

[4] Preston DL, Ron E, Tokuoka S et al. Solid cancer incidence in atomic bomb survivors: 1958-1998. Radiation research 2007; 168: 1 – 64.

[5] National Research Council (U.S.). Committee to Assess Health Risks from Exposure to Low Level of Ionizing Radiation. Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII Phase 2 Washington DC: National Academies Press; 2006: xvi, 406.

[6] Pearce MS, Salotti JA, Little MP et al. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. Lancet 2012; 380: 499 – 505.

[7] Mathews JD, Forsythe AV, Brady Z et al. Cancer risk in 680 000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians. BMJ 2013; 346: f2360.

[8] A. Euler, Z. Szücs-Farkas, S. Schindera, Möglichkeiten der Strahlenreduktion bei der CT des Körperstamms. Radiologie up2date2, 2014. DOI <http://dx.doi.org/10.1055/s-0034-1365687>.

[9] Recommendation of the International Commission on Radiological Protection. IRCP Publication 26, Pergamon Press, Oxford 1977.

[10] Welche Strahlenschutz-Prinzipien gibt es? Was ist ALARA? © Bundesamt für Strahlenschutz, Stand: 14.10.2020.

(<https://www.bfs.de/SharedDocs/FAQs/BfS/DE/ion/ion/alara.html>)

[11] Emilee Wilhelm-Leen, Maria E. Montez-Rath, and Glenn Chertow, Estimating the Risk of Radiocontrast-Associated Nephropathy. Copyright © 2017 by the American Society of Nephrology, Journal American Soc Nephrol. 2017.

[12] McDonald JS, McDonald RJ, Comin J, et al.: Frequency of acute kidney injury following intravenous contrast medium administration: a systematic review and meta-analysis. Radiology 2013; 267: 119–28 CrossRef MEDLINE.

[13] Thomas Flohr, Bernhard Schmidt, Peter Aulbach et. al., SOMATOM Force The New Performance Class in CT, White Paper, Computed Tomography Division, Siemens Healthcare GmbH | www.siemens.com. Abschnitt: SOMATOM Force – eine neue Leistungsklasse in der Computertomographie.

[14] M. Prokop, M. Galanski, C. Schaefer-Prokop et. al., Ganzkörper-Computertomographie (Spiral- und Multislice-CT), 2. vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage, c2007 Georg Thieme Verlag KG. Kapitel 1: Grundlagen.

[15] G. Schwarzmüller-Erber, E. Silberstein et. al., Angewandte Computertomographie, 2. überarbeitete Auflage, facultas.wuv – Maudrich, 2012.

[16] Hatem Alkadhi, Sebastian Leschka, Paul Stolzmann, Hans Scheffel, Wie funktioniert CT? - Eine Einführung in Physik, Funktionsweise und klinische Anwendungen der Computertomographie, Springer Berlin Verlag 2011. Abschnitt: I Aufbau, Physik und Bildgeneration in der Computertomografie.

[17] M. Prokop, M. Galanski, C. Schaefer-Prokop et. al., Ganzkörper-Computertomographie (Spiral- und Multislice-CT), 2. vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage, c2007 Georg Thieme Verlag KG. Kapitel 4: Optimierung der Untersuchungstechnik; Kapitel 5: Strahlendosis und Bildqualität.

[18] Computertomographie; Technische Hochschule Mittelhessen - Fachbereich Mathematik, Naturwissenschaften und Informatik.

(<https://www.thm.de/mni/forschung/institute-gruppen/imps/imps-strahlung-information/radiologie/modalitaeten/computertomographie.html>)

[19] Kalra MK, Woisetschlager M, Dahlstrom N et al. Radiation dose reduction with Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction technique for abdominal computed tomography. Journal of computer assisted tomography 2012; 36: 339 – 346.

[20] Tack D, Kalra MK, Gevenois PA. Radiation dose from multidetector CT. 2nd ed. Heidelberg, New York: Springer; 2012: 649.

[21] M. Prokop, M. Galanski, C. Schaefer-Prokop et. al., Ganzkörper-Computertomographie (Spiral- und Multislice-CT), 2. vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage, c2007 Georg Thieme Verlag KG. Kapitel 2: Bildbearbeitung und Darstellungstechniken.

[22] Siegel MJ, Schmidt B, Bradley D, Suess C, Hildebolt C. Radiation Dose and Image Quality in Pediatric CT: Effect of Technical Factors and Phantom Size and Shape. Radiology, 2004, 233(2): 515-22.

[23] McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler JM Jr. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. Radiographics: a review publication of the Radiological Society of North America, Inc 2006.

[24] Hatem Alkadhi, Sebastian Leschka, Paul Stolzmann, Hans Scheffel, Wie funktioniert CT? - Eine Einführung in Physik, Funktionsweise und klinische Anwendungen der Computertomographie, Springer Berlin Verlag 2011. Abschnitt: IV Sicherheit und Risiken.

[25] Thomas Flohr, Bernhard Schmidt, Peter Aulbach et. al., SOMATOM Force - The New Performance Class in CT, White Paper, Computed Tomography Division, Siemens Healthcare GmbH | www.siemens.com.

[26] Flohr T, Leng S, Yu L, Allmendinger T, Bruder H et al., Dual-source spiral CT with pitch up to 3.2 and 75 ms temporal resolution: Image reconstruction and assessment of image quality. *Med Phys*, 2009, 36(12): 5641-5653.

[27] Get two steps ahead with Dual Source CT SOMATOM Force, © Siemens Healthcare GmbH, 2019, Bestell-Nr. A91GER-H-001212-C1, Gedruckt in Deutschland.

[28] Get two steps ahead with Dual Source CT SOMATOM Force (International Version), © Siemens Healthcare GmbH, 2018, Order No. A91CT-02373-07C1-7600, Printed in Germany.

[29] Excellence in CT – CT Somatom Definition, © Siemens AG – Medical Solutions, 11.2006, Bestell-Nr. A91CT-00313-04C1-7600, Gedruckt in Deutschland.
(<https://www.slideshare.net/jackriden/ct-somatom-definition>)

[30] The World's First Adaptive Scanner – Somatom Definition AS, © Siemens AG - Siemens Healthcare, 06.2010, Order No. A91CT-05011-68T1-7600, Printed in Germany.

[31] Primak A N, Ramirez Giraldo JC, Liu X, Yu L, McCollough CH. Improved dual-energy material discrimination for dual-source CT by means of additional spectral filtration. *Med Phys*, 2009, 36(4):1359-69.

[32] Morsbach F, Desbiolles L, Plass A, Leschka S, Schmidt S, Falk V, Alkadhi H, Stolzmann P. Stenosis Quantification in Coronary CT Angiography-Impact of an Integrated Circuit Detector With Iterative Reconstruction. *Invest Radiol*, 2013, 48(1):1-9.

[33] Duan X, Wang J, Leng S, Schmidt B, Allmendinger T, Grant K, Flohr T, McCollough C H. Electronic Noise in CT Detectors: Impact on Image Noise and Artifacts. *AJR*, 2013, 201: W626-W632.

[34] McCollough C H, Leng S, Sunnegardh J, Vrieze T J, Yu L, Lane J, Raupach R, Stierstorfer K, Flohr T. Spatial resolution improvement and dose reduction potential for inner ear CT imaging. *Med Phys*, 2013, 40(6).

[35] Christian Canstein, Johannes G. Korporaal et. al., Reduction of contrast agent dose at low kV settings - White Paper, Siemens Healthcare GmbH, 2017.

[36] McCollough CH, Primak AN, Braun N, Kofler J, Yu L, Christner J. Strategies for Reducing Radiation Dose in CT. 2009, *Radiol Clin North Am*, 47(1): 27-40.

[37] Alexi Otrakji, S. Digumarthy, et al., Dual-Energy CT: Spectrum of Thoracic Abnormalities, *Radiographics: a review publication of the Radiological Society of North America, Inc* 2016.

[38] Meyer M, et al., 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*. 2014 May.

[39] Dewes P, Frellesen C, Scholtz JE, Fischer S, Vogl TJ, Bauer RW, Schulz B. Low-dose abdominal computed tomography for detection of urinary stone disease – Impact of additional spectral shaping of the X-ray beam on image quality and dose parameters. *Eur J Radiol*. 2016 jun;85(6):1058-62.

[40] Lell MM, May MS, Brand M, Eller A, Bruder T, Hofmann E, Uder M, Wuest M. Imaging the Parasinus Region with a Third-Generation Dual Source CT and the Effect of Tin Filtration on Image Quality and Dose. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2015 Jul;36(7):1225-30.

[41] Julian L Wichmann, Andrew D Hardie, U Joseph Schoepf et al., Single- and dual-energy CT of the abdomen: comparison of radiation dose and image quality of 2nd and 3rd generation dual-source CT. *Eur Radiol*. 2017 Feb; 27(2):642-650. DOI: 10.1007/s00330-016-4383-6.

[42] Umrechnug (<https://de.exchange-rates.org/Rate/CHF/EUR/30.12.2016>).

[43] Anna Vettori, Deborah Britt, Thomas von Stokar, Kosten und Rentabilitäten von kostenintensiven Infrastrukturen, Geräten und Einrichtungen sowie damit verbundenen Leistungen in der ambulanten Medizin, Bundesamt für Gesundheit (BAG), Schlussbericht (Version 4) Zürich, 18. Oktober 2016, INFRAS.

[44] Datenquelle: Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie am Universitätsklinikum Gießen.

[45] Andrea Agostini, Alberto Mari, et al., Trends in radiation dose and image quality for pediatric patients with a multidetector CT and a third-generation dual-source dual energy CT. University Hospital Ospedali Riuniti, Ancona (Italien), La Radiologia medica 2019 August.

[46] Somatom Force öffnet Computertomographie auch für sensible Patientengruppen, Siemens Healthcare, Erlangen, 14. November 2013. Informationsnummer: HIM201311.007d fp.

[47] Gordic S, et al., Ultralow-dose chest computed tomography for pulmonary nodule detection: first performance evaluation of single energy scanning with spectral shaping, Invest Radiol. 2014 Jul.

[48] Studienergebnisse belegen klinische Vorteile des Computertomographen Somatom Force (Hintergrundinformation – RSNA 2014), Siemens AG Healthcare, Erlangen, November 2014.

[49] Newell JD Jr, et al., 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. 2014 Sep 5. (www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25198834)

[50] Martini K, Barth BK, Nguyen-Kim TD, Baumüller S, Alkadhi H, Frauenfelder T. Evaluation of pulmonary nodules and infection on chest CT with radiation dose equivalent to chest radiography: Prospective intra-individual comparison study to standard dose CT. Eur J Radiol. 2016 Feb;85(2):360-5.

[51] Aberle DR, Adams AM, Berg CD et al.: Reduced lung-cancer mortality with low-dose computed tomographic screening. *N Engl J Med* 2011.

[52] Hagelstein C, Henzler T, Haubenreisser H, Meyer M, Sudarski S, Schoenberg SO, Neff KW, Weis M. 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 dualsource CT. *Z Med Phys.* 2015 Dec 15.

[53] Morsbach F, et al. Performance of turbo high-pitch dual-source CT for coronary CT angiography: first ex vivo and patient experience. *Eur Radiol.* 2014 Aug; Epub 2014 May 17.

[54] Wie die Dual-Source-Technologie die Computertomographie verändert (RSNA 2015 - Hintergrundinformation), Siemens AG Healthcare, Erlangen, 29. November 2015.

13 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. 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, und dass die vorgelegte Arbeit weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt wurde. 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 an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

Datum

Unterschrift

14 DANKSAGUNG

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Personen bedanken, die es mir ermöglicht haben, meine Promotionsarbeit anzufertigen.

Für die Überlassung des Themas und für ihre hilfreiche Unterstützung möchte ich mich zunächst besonders bei meiner Doktormutter Frau Prof. Dr. med. Gabriele A. Krombach bedanken. Weiterhin gilt mein Dank Herrn Dr. med. Fritz Roller und Frau Evelyn Bohrer, die mir bei Fragen zur Seite standen.

Ein großer Dank gilt meinen Eltern Isa Varli und Linda Varli, die mir das Humanmedizinstudium und die Dissertation erst ermöglicht haben und mich während der gesamten Zeit unterstützt haben.

Meinen Geschwistern Anthony Shalito Varli, Amanda Varli, Shaby Varli und Johannes Varli möchte ich sehr herzlich für die große Motivation und die vielseitige sowie moralische Unterstützung danken.

Ein besonderer Dank gilt meiner Ehefrau Nahrin Elizabeth Varli für die liebevolle und uneingeschränkte Unterstützung, welche ich während der gesamten Zeit erhalten habe. Unserer wunderbaren Tochter Ninora Emilia Varli danke ich für die schöne und immer gut gelegene Ablenkung. Ihr Lächeln erleichterte mir die Arbeit im Handumdrehen.