

Dosisreduktion bei Aortenprothesenkontrollen in der CT

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

vorgelegt von Austermann, Thomas Bruno
aus Georgsmarienhütte

Gießen, 2021

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

Gutachter: Prof. Dr. Gabriele A. Krombach

Gutachter: PD Dr. Andreas Rolf

Tag der Disputation: 14.12.2021

Gewidmet meinen Eltern

&

Dr. Carolin Bütow

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1 Der Patient mit Aortenprothesenersatz	1
1.2 Computertomographie und deren technische Entwicklung	3
1.3 Die Hounsfield-Skala	5
1.4 Strahlenschutz, Dosisreduktion und Kontrastmittel	7
1.5 Zielsetzung	9
2. Material und Methoden	10
2.1 Recherche der Datensätze	10
2.2 Untersuchungskollektiv	10
2.3 Datenerhebung und Flächendichtemessungen in Hounsfield-Einheiten	12
2.4 Statistische Auswertung und Diagramme	20
3. Ergebnisse	23
3.1 Dosislängenprodukt	23
3.2 Ladungsmenge	28
3.3 Kontrastmittelgabe	33
3.4 Flächendichtemessungen in der nativen CT-Untersuchungsphase	39
3.5 Flächendichtemessungen in der arteriellen CT-Untersuchungsphase	43
3.6 Flächendichtemessungen in der venösen CT-Untersuchungsphase	47
3.7 Vergleich Signal-Rausch-Verhältnis	51
4. Diskussion	53
4.1 Epidemiologische Daten	53
4.2 Dosisreduktion und Kontrastmittlersparnis	54
4.3 Kontrastmittlersparnis	55
4.4 Hounsfield-Einheiten in der nativen CT-Untersuchungsphase	57
4.5 Hounsfield-Einheiten nach Kontrastmittelinjektion in der arteriellen und venösen CT-Untersuchungsphase	59
4.6 Mehrzeilen-Computertomographen versus Dual-Source-Computertomographen	61
5. Zusammenfassung (Deutsch)	65
6. Abstract (English)	66
7. Abbildungsverzeichnis	67
8. Tabellenverzeichnis	69
9. Formelverzeichnis	74
10. Literaturverzeichnis	75
11. Erklärung zur Dissertation	81
12. Danksagung	82

1. Einleitung

1.1 Der Patient mit Aortenprothesenersatz

Die Hauptschlagader als Leitungsorgan des Menschen fördert während der Lebenszeit circa 200 Millionen Liter Blut durch den menschlichen Körper. Die Aorta spielt eine Schlüsselrolle bei der Kontrolle des vaskulären Widerstands und der Herzfrequenz durch drucksensitive Rezeptoren, die in der Aorta ascendens und im Aortenbogen lokalisiert sind. Die Windkesselfunktion der Aorta spielt während der Diastole u.a. für die Koronargefäßperfusion eine wichtige Rolle (Erbel et al. 2015).

Zu den aortalen Erkrankungen zählen u.a.: Aneurysmen, akutes aortales Syndrom einschließlich Aortendissektion, intramurales Hämatom, penetrierendes Aortenulcus und traumatische Aortenverletzungen, sowie Pseudoaneurysmen, aortale Rupturen, arteriosklerotische und inflammatorische Erkrankungen, ebenso wie genetische (u.a. Marfan-Syndrom) und angeborene (u.a. Aortenisthmusstenose) Erkrankungen (Erbel et al. 2015).

Die vorliegende wissenschaftliche Arbeit beschäftigte sich mit einem Patientenkollektiv, das an der erst genannten Erkrankung leidet: dem Aneurysma der Aorta. Das Aortenaneurysma ist eine Aussackung der Gefäßwand der Aorta.

Die Prävalenz der Erkrankung des Aortenaneurysmas steigt mit dem Alter und dem männlichen Geschlecht. Bei Männern älter als 60 Jahre liegt die Prävalenz bei 2,6% an einem Aortenaneurysma (Grenzwerte: thorakal: > 4,0 cm (♂), > 3,4 cm (♀), abdominal: > 3 cm (♂), > 2,7 cm (♀)) sowie bei 11% an einer Ektasie zu leiden. Neben Alter und männlichem Geschlecht sind u.a. Risikofaktoren wie Nikotinkonsum, Bindegewebserkrankungen, Vaskulitiden und eine positive Familienanamnese (20-30% für erstgradige Verwandte) relevante Faktoren. Gehäuft finden sich Aortenaneurysmen bei atherosklerotischen Erkrankungen wie peripher arterieller Verschlusskrankheit und koronarer Herzkrankheit bzw. entsprechenden Risikofaktoren wie arterieller Hypertonie (Husmann 2015).

Aneurysmen im Bereich der thorakalen Aorta sind mit ca. 3% aller Aneurysmen der Aorta selten (Deutsche Gesellschaft für Gefäßchirurgie 2010). Gehäuft liegt das Aneurysma infrarenal vor.

Eine typische „Patienten-Krankheits-Sequenz“ kann wie folgt beschrieben werden:

- Vorliegen von Risikofaktoren bzw. Grunderkrankungen
- Etablierung einer arteriosklerotischen Veränderung der Aorta
- Schwächung der Gefäßwand und Ausbildung eines Aneurysmas der Aorta
- Diagnose
- Gefahr der Ruptur bzw. Größenzunahme im Verlauf
- Ausschaltung des Aneurysmas durch Therapie
- regelmäßige Kontrollen durch bildgebende Verfahren (in der Regel mittels Computertomographie mit Kontrastmittel, alternativ Duplexsonographie)

Die Ausschaltung eines Aortenaneurysmas, kann auf zwei Wegen geschehen:

1. offen chirurgisch
2. interventionell

Seit 1991, dem Jahr der ersten erfolgreichen interventionellen Versorgung, geht der Trend exponentiell Richtung einer Versorgung mittels Stents (EVAR = Endovaskuläre Aortenreperatur) (Hossam et al. 2018). Ein Grund dieses Trends ist u.a. die niedrigere Mortalität einer Stentimplantation gegenüber einer offenen Operation.

Taslakian 2016, Hopkins et al. 2008, Schnell 2016, Debus et al. 2020 und Fuchs et al. 2015 beschreiben Vor- und Nachteile, Durchführung und Verwendung verschiedenster Materialien und Techniken, sowohl in Bezug auf die offene, als auch der geschlossenen Technik.

Alle Patienten mit einem Aortenprothesenersatz erhalten eine engmaschige Nachsorge. Diese Nachsorge wird in der Regel mit einer Kontrastmittel-Computertomographie (CT mit KM) durchgeführt. Laut Debus et al. (2013) wird häufig das gängige Nachsorgeschema 3 Monate, 6 Monate, 12 Monate und anschließend jährlich mit der Option der Verlängerung und Individualisierung dieser Intervalle, bei entsprechenden Befunden, angewandt. Weiter wird eine Empfehlung der Deutschen Gesellschaft für Gefäßchirurgie ausgesprochen, dass jeder Patient noch vor Entlassung eine Kontrastmittel-CT erhalten haben sollte.

Aufgrund der hohen Anzahl von computertomographischen Untersuchungen ist es ein Anliegen, aus Gründen des Strahlenschutzes, die Gesamtstrahlenbelastung für den Organismus möglichst gering zu halten. Dieses Ziel wird durch Weiterentwicklungen seitens der Gerätehersteller mittels Strahlenreduktion bei gleichbleibender oder besserer Bildqualität verfolgt.

1.2 Computertomographie und deren technische Entwicklung

Die Computertomographie verwendet Röntgenstrahlen, um ein zweidimensionales Bild in primär transversaler Ausrichtung zu erzeugen. Bei der Bildentstehung rotiert eine Röntgenröhre in 360°-Kreisbahnen um den Körper des Patienten. Bei dem Durchgang der Röntgenstrahlung wird diese abgeschwächt und es stehen sogenannte Absorptionsprofile. In der CT werden diese Profile von einem Detektorring, welcher ebenfalls um den Patienten installiert ist, aus vielen Richtungen registriert. Durch Vorschub des Untersuchungstisches entstehen so eindimensionale Absorptionsprofile in bis zu 384-Zeilen. Diese Messwerte werden durch computergestützte Bildrekonstruktion, die dem Algorithmus der gefilterten Rückprojektion folgt, für jedes Volumenelement des Patienten errechnet und als transversales Bild dargestellt. Rekonstruktionen in koronarer oder sagittaler Ebene sind mittels Software möglich (Smith et al. 2011; Kalender 2006; Buzug 2005).

Die Abbildungen 1 und 2 zeigen diesen Messvorgang schematisch.

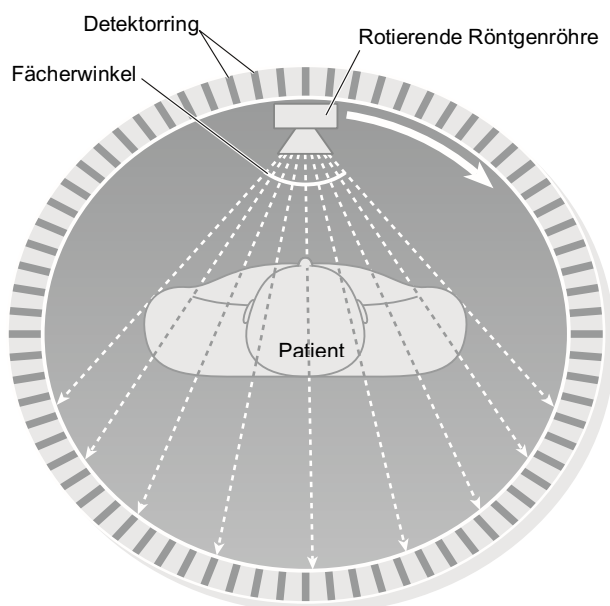


Abb. 1: Rotierende Röntgenröhre innerhalb des Detektorringes zur Erstellung eines Absorptionsprofils des Patienten. In Anlehnung an Cantatore et al. 2011 und Smith et al. 2011.

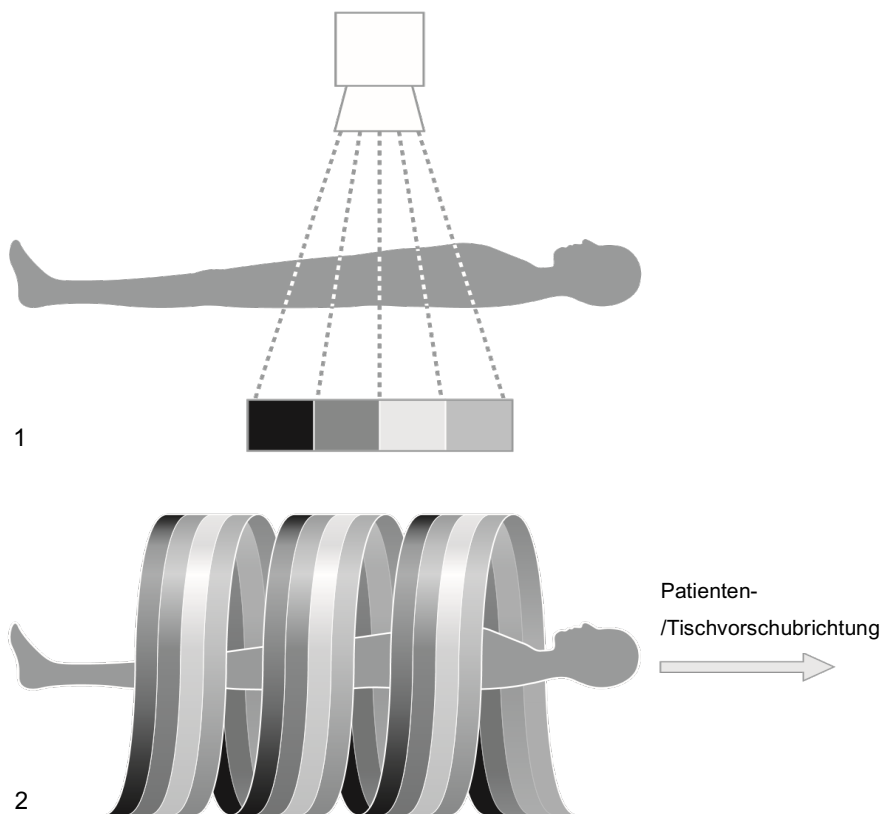


Abb. 2: Schematische Darstellung des Messprinzips eines Mehrzeilen-Computertomographen (hier beispielhaft mit 4 Zeilen dargestellt). In Anlehnung an Cantatore et al. 2011 und Smith et al. 2011.

Seit der ersten kommerziellen Nutzung der Computertomographie im Jahre 1972, entwickeln Hersteller und Kliniker gemeinsam, weitere neue Generationen von CT's.

Nachfolgend sind die Meilensteine der Entwicklungshistorie der verschiedenen CT-Geräte und verbauter Technik in chronologischer Reihenfolge mit Jahreszahl der Markteinführung aufgelistet (Gerabek et al. 2005):

- | | |
|---|--------|
| 1. Translation-Rotations-Scanner | (1971) |
| 2. Rotate-Rotate-Geräte | (1975) |
| 3. Rotate-Stationary-Geräte | (1978) |
| 4. Elektronenstrahl-Scanner | (1980) |
| 5. Computertomographen mit Schleifringtechnik | (1987) |
| 6. Spiral- oder Helix-Computertomographie | (1989) |
| 7. Mehrzeilen-Computertomographie | (1992) |
| 8. Dual-Source-Computertomographie | (2005) |
| 9. Multi-Energy-Computertomographie | (2013) |

In dieser Studie kamen zwei verschiedene Computertomographen zum Einsatz. Es handelte sich um einen modernen Mehrzeilen-Computertomographen (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland) und einen Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland).

Wesentliche Aspekte der Weiterentwicklung eines Dual-Source-CT's ist zum einen die Integration einer zweiten Röntgenröhre samt Detektor, als auch eine Applikation eines Zinnfolienfilters. Diese Zinnfolie hat die Aufgabe das Röntgenspektrum durch Aufhärtungseffekte zu optimieren. Es werden Photonen mit niedriger Energie abgeschirmt mit dem Ziel einer Dosiseffizienzsteigerung. Das Energiespektrum der Röntgenstrahlung wird modifiziert. Nebeneffekt ist eine Steigerung der Bildqualität an Grenzflächen zwischen Geweben und Luft (Seidensticker et al. 2008; Patscheke et al. 2016).

1.3 Die Hounsfield-Skala

Mit der Hounsfield-Skala (Einheit: Hounsfield-Einheit (HE), auch CT-Zahl genannt), wird in der Computertomographie die Abschwächung von Röntgenstrahlung in Gewebe beschrieben und in Graustufenbildern dargestellt (Buzug 2005). Diese Werte können Gewebearten zugeordnet und somit pathologische Abweichungen erkannt werden (Kalender 2006). Erstbeschreiber der zugrunde liegenden Theorie war der Elektrotechniker Sir Godfrey Newbold Hounsfield im Jahr 1971 (Richmond 2004). Die CT-Zahl lehnt sich an dem linearen Schwächungskoeffizienten μ an, welcher beschreibt, wie monochromatische Röntgenstrahlung beim Durchdringen von Materie entlang des durchstrahlten Weges abgeschwächt wird (Alkadhi et al. 2011).

Die dazugehörige Gleichung lautet:

$$HE = 1000 \times \frac{\mu_{\text{Gewebe}} - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O} - \mu_{\text{Luft}}} \quad (1)$$

Definitionsgemäß liegt die CT-Zahl von Luft bei -1000 Hounsfield-Einheiten (HE) und von Wasser bei 0 HE. Bei der Kalibrierung der CT-Geräte wird vereinfacht angenommen, dass der Schwächungskoeffizient von Luft $\mu = 0$ ist. Begründet wird dies durch ein Nicht-vorhanden-Sein eines Vakuums während der CT-Kalibrierung. Dieser Kalibrierungsvorgang ist für die Bildqualität ohne Relevanz (Kane 2009).

Die Hounsfield-Skala ist theoretisch aufwärts nicht begrenzt. In der Praxis hat sich der Bereich von -1024 HU bis 3071 HU durchgesetzt. Diese entspricht 4096 Graustufen ($2^{12}=4096$), welche durch bedarfsgerechte Fensterung für das menschlich Auge sichtbar werden (Smith et al. 2011). Das menschliche Auge kann circa 80 Grauwerte unterscheiden.

In Abbildung 3 sind Grenzbereiche der CT-Zahlen für einzelne Gewebearten in der nativen CT-Untersuchungsphase dargestellt. Diese Bereiche gelten als Referenz in dieser Studie. In der Literatur werden bisweilen für gleiche Gewebearten leicht unterschiedliche HE-Skalenbereiche angegeben. In Abbildung 3 sind die zugrunde gelegten Grenzwertangaben in HE abgebildet.

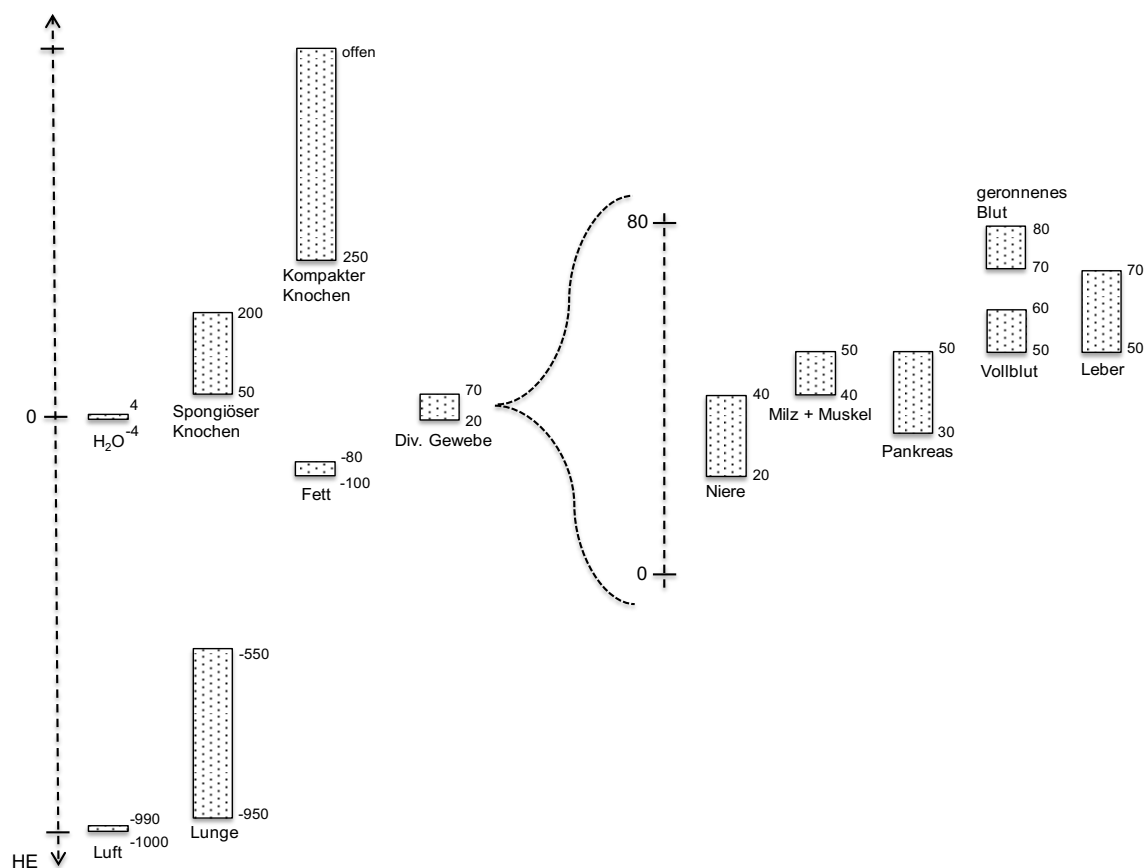


Abb. 3: Hounsfield-Skala (CT-Zahl). Native CT-Untersuchungsphase in HE. In Anlehnung an Alkadhi et al. 2011.

Eine Darstellung, wie in Abbildung 3 gezeigt, liegt für CT-Untersuchungsphasen nach Kontrastmittelinjektion nicht vor. Kontrastmittel erhöht den Kontrast durchbluteter Organe und dieser Kontrast wird u.a. durch Verdünnungseffekte mit jedem Herzschlag reduziert (siehe Kap. 4.3).

1.4 Strahlenschutz, Dosisreduktion und Kontrastmittel

In Deutschland ist die Thematik Strahlenschutz durch das Strahlenschutzgesetz juristisch verankert (vormals Röntgenverordnung) (Peinsipp et al. 2016). Seit November 2018 gilt die Strahlenschutzverordnung der Bundesrepublik Deutschland. Eine letzte Aktualisierung wurde im März 2020 durchgeführt.

Eine computertomographische Untersuchung geht immer mit einer Strahlenexposition für den Patienten einher. Es wird kontrovers diskutiert, welchen Einfluss diese zusätzliche Strahlung, neben der natürlich vorkommenden Umgebungsstrahlung, für die Patienten hat.

Laut einer Übersichtsarbeit aus Amerika sind 70 Millionen CT-Untersuchungen (jährlich) für 29.000 Krebsfälle verantwortlich und es wurde eine jährliche Todesfallzahl von 14.500 Patienten aufgrund der CT-Untersuchung errechnet (Berrington de González et al. 2009). Eine weitere Studie von Schroeder et al. (2013) erarbeitete, dass bei jungen weiblichen Patientinnen jede 300. bis 390. CT-Untersuchung des Abdomens und Beckens zu einer zusätzlichen Krebserkrankung (u.a. Gynäkologische Tumore) führt. Bei Wirbelsäulenuntersuchungen käme es je nach Alter bei jeder 270. bis 800. Untersuchung zu einer zusätzlichen Krebserkrankung. Eine computertomographische Untersuchung des Kopfes würde das Leukämierisiko steigern.

Gegenteilige Meinungen existieren ebenso. Hier wird häufig der sogenannte Hormesis-Effekt angeführt. Dieser wurde von Paracelsus formuliert und besagt, dass geringe Dosen schädlicher oder giftiger Substanzen eine positive Wirkung auf Organismen haben können (Calabrese et al. 2003).

Die Strahlenexposition bei einer CT-Aufnahme wird durch die Größen „Computed Tomography Dose Index“ (CTDI) und Dosislängenprodukt (DLP) quantitativ erfasst. Das Dosislängenprodukt (DLP) errechnet sich durch Multiplikation des CTDI mit der Länge des untersuchten Körperabschnittes (Kalender 2006). In dieser Studie wird das Dosislängenprodukt zwecks Vergleich der Strahlenexposition verwendet.

Um die Strahlenexposition möglich gering zu halten, können Veränderungen u.a. an den Einflussfaktoren „Vorfilterung der Röntgenstrahlung“, Röhrenspannung,

Röhrenstrom, Rotationszeit, Schichtdicke, Pitch-Faktor und Rekonstruktionsfilter vorgenommen werden. Gemessen wird die Bildqualität durch subjektive Kriterien des Befunders und durch objektive Kriterien, wie das Signal-Rausch-Verhältnis und Kontrast-Rausch-Verhältnis (Mamourian 2013).

Ein weiteres wichtiges Prinzip des Themas Strahlenschutz ist das „ALARA-Prinzip“. Es handelt sich um ein Akronym und steht für „*As Low As Reasonably Achievable*“ (so niedrig wie vernünftigerweise erreichbar) (Hansson 2013). In diesem Zusammenhang soll die Bildqualität so gewählt werden, dass eine gerade noch sichere Befundung erfolgen kann. Bei einer niedrigen Bildqualität erhöht sich das Bildrauschen und die Strahlenexposition verringert sich. Es wird diskutiert von diesem ALARA-Prinzip zu dem ALADA-Prinzip zu wechseln. Hierbei steht das Akronym ALADA für „*As Low As Diagnostically Acceptable*“. Hintergrund ist eine immer besser werdende Qualität der Bildgebung (Jaju et al. 2015).

Eine Kontrastmittelgabe verbessert die Darstellung von Strukturen und Funktionen des Körpers bei bildgebenden Verfahren und ermöglicht es differenzierte Befunde zu erstellen. Es existierten verschiedenste Kontrastmittelarten und -sorten, welche dem Arzneimittelgesetz unterliegen. Kontrastmittel können oral, parenteral und/oder rektal angewandt werden.

Bei einer computertomographischen Untersuchung bei Patienten mit Aortenprothesenersatz wird iodhaltiges Kontrastmittel (hier: Ultravist, Bayer Pharma AG, Berlin, Deutschland) intravenös injiziert. Dieses Kontrastmittel wird, wie alle harnpflichtigen Stoffe, über die Nieren ausgeschieden. Vorsicht ist bei Patienten mit eingeschränkter Nierenfunktion geboten.

Laut Fachinformation können folgende unerwünschte Arzneimittelwirkungen auftreten: Anaphylaktoider Schock, Herz-Kreislauf-Reaktionen, Reaktionen des respiratorischen Systems, Nierenfunktionsstörungen, lokale Reaktionen, zerebrovaskuläre Reaktionen, Schilddrüsenfunktionsstörungen, Störungen des Gastrointestinaltrakts und Hautreaktionen.

Kontraindikationen zur Verwendung von iodhaltigen Kontrastmitteln liegen bei einer Hyperthyreose und/oder bekannter allergischer Reaktion auf einen Bestandteil des Kontrastmittels vor (Rote Liste® Service GmbH 2020).

Die Indikation zur Kontrastmittelgabe soll streng gestellt werden und der Nutzen das Risiko überwiegen.

1.5 Zielsetzung

Ziel, der vorliegenden Arbeit, war es, die Reduktion der Strahlenbelastung und der injizierten Kontrastmittelmenge während einer computertomographischen Untersuchung bei Patienten mit einem Aortenprothesenersatz bei Aortenaneurysma zu quantifizieren. Ein weiterer Aspekt dieser Studie war der Vergleich zweier Computertomographen, einem modernen Mehrzeilen-Computertomographen (Multi-Slice-CT (MSCT), Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland) und einem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation (Dual-Source-CT (DSCT), Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland).

2. Material und Methoden

2.1 Recherche der Datensätze

Für die Recherche aller relevanten Datensätze wurde eine Volltextrecherche (VTR) im Radiologieinformationssystem (RIS, Medos 9.3, Nexus/DIS GmbH, Frankfurt am Main, Deutschland) durchgeführt. Die Volltextrecherche beinhaltete folgende Begriffe, die in Befunden/Arztbriefen enthalten waren, als Suchkriterien:

- CT
- Aortenprothese oder (T)EVAR oder Gefäßprothese

Als Zeitfenster wurde ein Zeitraum von 2 Jahren gewählt.

Das Zeitfenster wurde ab September 2015 gewählt, da im Herbst 2015 ein neues Dual-Source-CT der 3. Generation (DSCT, Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland) in der Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Gießen, etabliert wurde. Dieses Vorgehen sorgte für ein Patientenkollektiv, bei denen ein einzelner Patient exakt die gleiche Untersuchung an zwei verschiedenen Computertomographen erhalten hatte.

Die Volltextrecherche war in das Radiologieinformationssystem integriert.

Ein positives Votum der Ethikkommission vom 23. Dezember 2016 des Fachbereichs Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen lag vor Beginn der Recherchen vor. Das Aktenzeichen lautet 244/16. Alle Datenschutzrechtlichen Bedingungen wurden befolgt und erfüllt.

2.2 Untersuchungskollektiv

Die Volltextrecherche ergab insgesamt 183 Patienten. In der Auswertung konnten 43 Datensätze genutzt werden. Diese Differenz lag an den Parametern und Vorgaben, die bei der Erstellung dieser Dissertation galten.

Bei der Aufarbeitung der Datensätze wurde als Hauptausschlusskriterium mehrfach festgestellt, dass der einzuschließende Patient nicht die mindestens geforderten zwei computertomographischen Untersuchungen an einem modernen Mehrzeilen-Computertomographen und einem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation erhalten hatte. So wurde festgestellt, dass z.B. bei einigen Patienten mit Aortenprothesenersatz eine Mehrzahl an CT-Untersuchungen mit dem „Untersuchungsbereich Abdomen“ durchgeführt wurden, aber auch einige CT-Untersuchungen mit dem „Untersuchungsbereich Stamm“. Da die Forderung nach exakt dem gleichen Untersuchungsbereich gestellt war, konnten diese Patienten nicht

in die Auswertung aufgenommen werden. Dieses Vorgehen ermöglichte die Einhaltung der Auswahlkriterien.

Von insgesamt 43 Patienten waren 37 Patienten männlich und 6 Patientinnen weiblich. Dies entspricht einer prozentuellen Verteilung von 86,0% männlichen und 14,0% weiblichen Patienten (6,1:1).

Bei diesem Patientenkollektiv lag das Durchschnittsalter für beide Geschlechtergruppen gemeinsam bei 67,0 Jahren und die Standardabweichung bei 2,1 Jahren. Das Durchschnittsalter der männlichen Patienten lag bei 59,5 Jahren und die Standardabweichung bei 2,0 Jahren. Das Durchschnittsalter der weiblichen Patienten lag bei 75,0 Jahren und die Standardabweichung bei 4,9 Jahren. Der jüngste Patient war zum Zeitpunkt der Untersuchung 36 Jahre alt und männlich. Der älteste Patient war 89 Jahre alt und ebenfalls männlichen Geschlechtes.

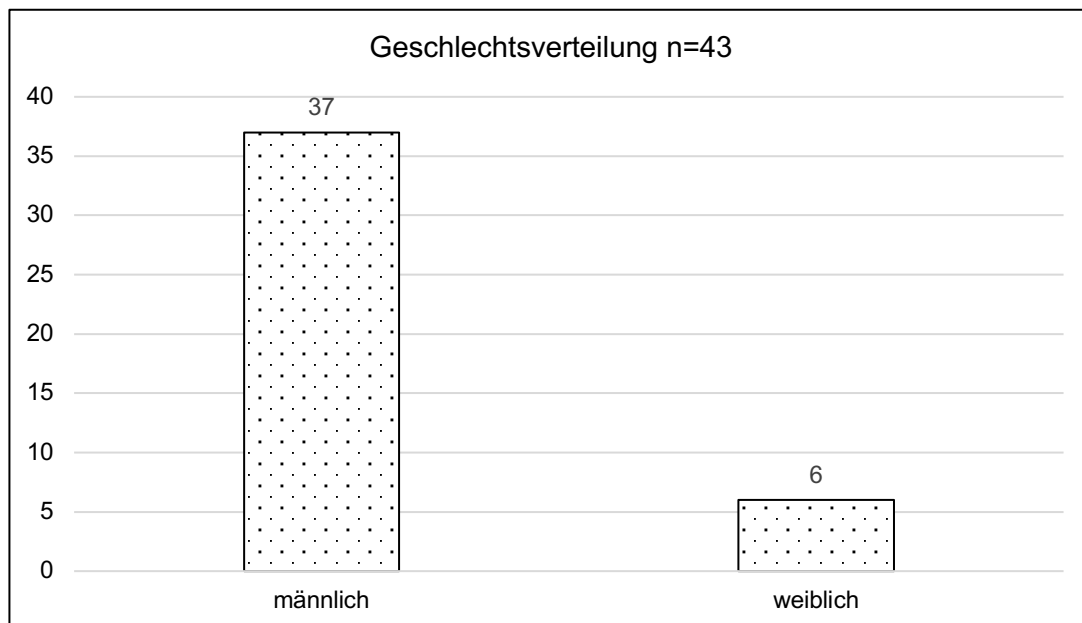


Abb. 4: Die Geschlechtsverteilung des Patientenkollektivs bei Stichprobenzahl n=43

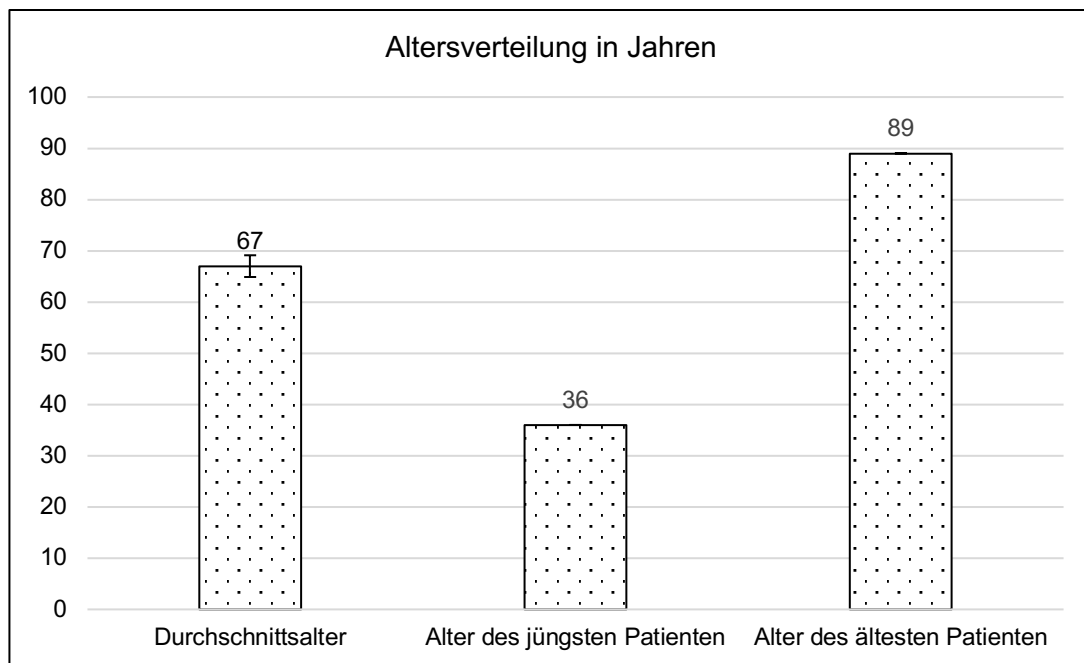


Abb. 5: Durchschnittsalter mit Standardabweichung des Patientenkollektivs in Jahren und Patientenalter des jüngsten/ältesten Patienten

2.3 Datenerhebung und Flächendichtemessungen in Hounsfield-Einheiten

Alle Daten der computertomographischen Untersuchungen wurden in der Klinik für Diagnostische und Interventionellen Radiologie in Gießen nach Vorgabe der gültigen Standard Operating Procedure (SOP, Stand 2015) erstellt und erfasst. Es kam dabei ein moderner Mehrzeilen-Computertomograph (Multi-Slice-CT (MSCT), Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland) und ein Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Dual-Source-CT (DSCT), Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland) zum Einsatz. Die CT-Einstellungen waren folgende: Rotationszeit 0,25 - 0,5 s, Stromspannung 70 - 150 kV, Stromstärke 150-200 mA. Abschließend wurden multiplanare Rekonstruktionen in sagittaler und koronarer Orientierung mit einer Schichtstärke von bis zu 0,75 mm erstellt.

Diese Daten wurden automatisch in das Radiologieinformationssystem und dem zentralen Bildarchiv (PACS, Medos 9.3, Nexus/DIS GmbH, Frankfurt am Main, Deutschland) der Klinik eingefügt. Für die Befundung (gemäß Strahlenschutzverordnung) und weitere Auswertung der CT-Bilder stand ein PACS (Infinit, Infinit Healthcare, Seoul, Südkorea) auf Workstations der Radiologie zur Verfügung. Im PACS wurden mit Hilfe einer integrierten Flächendichtemessungs-Anwendung Dichtewerte (in HE) für festgelegte Gewebe und Messorte erzeugt. Die Messdaten wurden innerhalb elliptischer oder runder Flächen ermittelt. Diese interessierenden Flächen wurden manuell erzeugt. Für jede dieser Flächen ergaben

sich Werte für Flächengröße in cm^2 , Flächenlänge in cm, maximal erreichte Hounsfield-Einheit dieser Fläche, minimal erreichte Hounsfield-Einheit dieser Fläche, Durchschnittswert der Hounsfield-Einheiten dieser Fläche, Standardabweichung der Hounsfield-Einheiten und die Summe aller Hounsfield-Einheiten dieser Fläche. Für die Auswertung wurde der Durchschnittswert der Hounsfield-Einheit pro Flächenmessung genutzt.

Weiter wurden für die insgesamt 43 Patienten dieser Studie zu Beginn der Datenerfassung folgende Daten erfasst:

- Dosislängenprodukt (DLP) in $\text{mGy} \cdot \text{cm}$
- Ladungsmenge in mAs
- Kontrastmittelmenge in ml

Diese drei Parameter wurden dem CT-Dosisprotokoll im Hinblick auf die gesamte computertomographische Untersuchung entnommen. Die CT-Untersuchung besteht aus drei Phasen in Abhängigkeit der Applikation von Kontrastmittel und dem Faktor Zeit (nativ, arteriell, venös). Diese Phasen wurden summiert, ausgelesen und protokolliert.

Die injizierte Kontrastmittelmenge (Ultravist 370, Bayer Vital GmbH, Leverkusen, Deutschland) wurde im Untersuchungszeitraum intervallskaliert nach Körpergewicht des Patienten nach Vorgabe der gültigen SOP ermittelt. Die Jodeinbringungsrate von $0,5 \text{ g Jod/kg Körpergewicht/Sekunde}$ wurde beachtet. Die ermittelten Kontrastmittelmengen sollten während der Untersuchung verabreicht werden. Es bestanden Unterschiede zwischen dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen und dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation. Tabelle 1 zeigt die Kontrastmittelmengen nach Körpergewicht und dem dazugehörige Injektionsflow. An dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation wurden eine verringerte Kontrastmittelmenge verwendet (30% Erniedrigung) und bei niedrigem Körpergewicht ein erhöhter Flow. Nach Gabe der Kontrastmittelmenge wurde mit 50 ml NaCl-Lösung der Zugang des Patienten gespült.

		MSCT (Gerät 1)	DSCT (Gerät 2)	Abweichung Gerät 1 von Gerät 2
Körpergewicht bis 60,0 kg	Kontrastmittelmenge	80,0 ml	56,0 ml	- 24,0 ml (- 30,0 %)
	Flow	3,5 ml/s	4,0 ml/s	
Körpergewicht 60,0 bis 80,0 kg	Kontrastmittelmenge	100,0 ml	70,0 ml	- 30,0 ml (- 30,0 %)
	Flow	3,8 ml/s	4,0 ml/s	
Körpergewicht 80,0 bis 100,0 kg	Kontrastmittelmenge	120,0 ml	84,0 ml	- 36,0 ml (- 30,0 %)
	Flow	4,0 ml/s	4,0 ml/s	
Körpergewicht über 100,0 kg	Kontrastmittelmenge	140,0 ml	98,0 ml	- 42,0 ml (- 30,0 %)
	Flow	4,0 ml/s	4,0 ml/s	

Tab. 1: Übersicht injiziertes Kontrastmittel, Flow und Abweichungsänderungen intervallskaliert nach Körpergewicht in kg an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen (MSCT, Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland) versus dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation (DSCT, Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)

Um weitere Ziele dieser Studie zu erreichen, wurden, wie zuvor beschrieben, Flächendichtemessungen (in HE) für jeden der 43 Patienten zweimal durchgeführt. Die erste Messung erfolgte für die computertomographische Untersuchung an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen und die zweite Messung an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation. Es wurden für jeden Patienten Dichtewerte (in HE) für folgende festgelegte Gewebe und folgende Messorte erzeugt:

- Milz
- Pankreas
- Leber
- Nierenmark/Nierenrinde/Nierenmark+Nierenrinde
- Luft (extrakorporal)
- Muskel (M. iliopsoas)
- Fett (abdominelles parakolisches Fett)
- Aortenlumen (bis zu 9 Messorte)

Diese Dichtemessungen wurden für jede CT-Phase separat durchgeführt. Alle Messungen wurden an identischer Stelle durchgeführt.

In der arteriellen Phase wurde die Niere separat in Nierenmark und Nierenrinde gemessen. In der nativen und venösen Phase wurden die Nierenrinde und das Nierenmark gemeinsam gemessen.

Bei der Messung der Leber, des Pankreas und der Milz wurden möglichst homogene Parenchymabschnitte erfasst. Als Referenzmuskel wurde der M. iliopsoas gewählt. Der Messwert für das intraabdominelles Bauchfett wurde an der homogensten Stelle parakolisch ermittelt. Die Luftmessung erfolgte extrakorporal und dient u.a. der Feststellung der Bildqualität.

Die Bildqualität wurde in Form des Signal-Rausch-Verhältnisses (SNR, signal noise ratio) quantifiziert. Das Signal-Rausch-Verhältnis bezeichnet die Qualität eines Signals (in diesem Fall die Messungen der Hounsfield-Einheiten des Aortenlumenmessortes 3), welches vom Hintergrundrauschen (in diesem Fall die Messungen der Standardabweichung der Hounsfield-Einheiten der extrakorporalen Luft) überlagert wird. Das SNR kann über den Quotienten des Signals und der Standardabweichung des Rauschens berechnet werden. (Chu et al. 2012; Nie et al. 2014)

$$SNR = \frac{\text{Signal}}{\text{Standardabweichung des Hintergrundrauschens}} \quad (2)$$

Nachfolgend zwei Schemazeichnungen der Aorta bzw. eines Aortenprothesenersatz zwecks vereinfachten Verständnisses der durchgeführten Dichtemesswerte/Messorte.

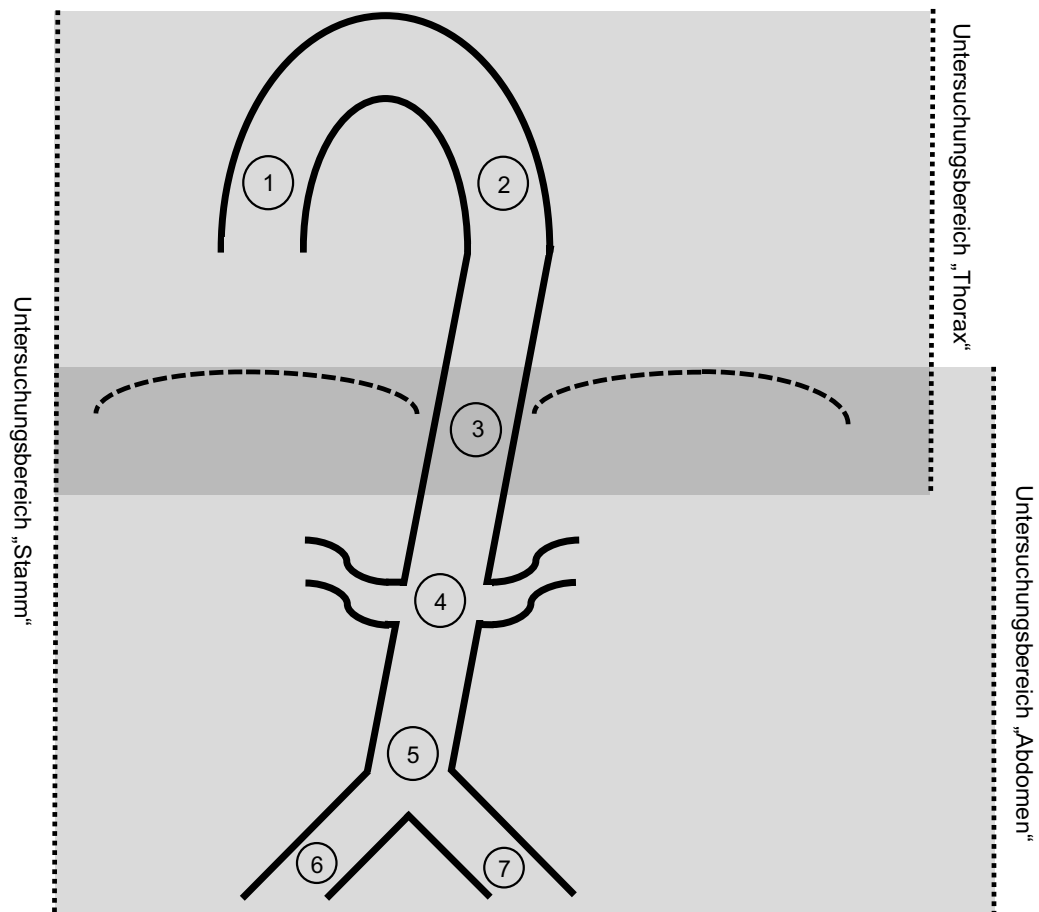


Abb. 6: Schematische Darstellung der Aorta in koronarer Ebene. Zahlen 1 – 7 = Aortenlumen-Messorte

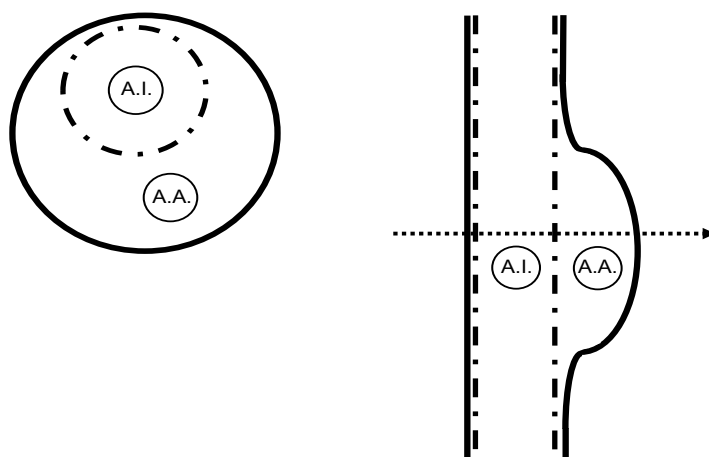


Abb. 7: Quer- und Längsschnitt durch ein mit Aortenprothesenersatz versorgtes Aortenaneurysma. A.I. = Aortenaneurysmalumen innerhalb der Prothese, A.A. = Aortenaneurysmalumen außerhalb der Prothese

Die Abbildungen 8 bis 12 zeigen exemplarisch einen Patienten dieser Studie. Die Bilder sind in arteriellen CT-Untersuchungsphasen entstanden. Die Abbildungen 8 bis 11 zeigten ein ausgeschaltetes Aortenaneurysma auf der Höhe des Zwerchfells (Messort 3). Die Abbildungen 8 und 9 zeigen die Aufnahme und eine Flächendichtemessung an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen. Die Abbildungen 10 und 11 zeigen die Aufnahme und eine Flächendichtemessung an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation. Abbildung 12 ist eine Übersichtsaufnahme einer Aortenprothese in coronar angulierter Ausrichtung. Zwischen beiden Untersuchungen lag bei diesem Patienten 6 Wochen. Es kann von einem konstanten Gewicht ausgegangen werden. In den Abbildungen sind u.a. konstante Bauchdeckenverhältnisse zu erkennen.



Abb. 8: Aortenaneurysma in der arteriellen CT-Untersuchungsphase an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen

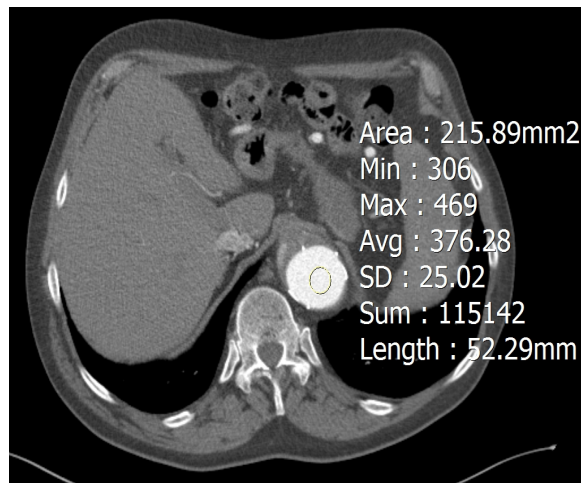


Abb. 9: Aortenaneurysma in der arteriellen CT-Untersuchungsphase an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen samt Flächendichtemessung (376,3 HE)



Abb. 10: Aortenaneurysma in der arteriellen CT-Untersuchungsphase an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation

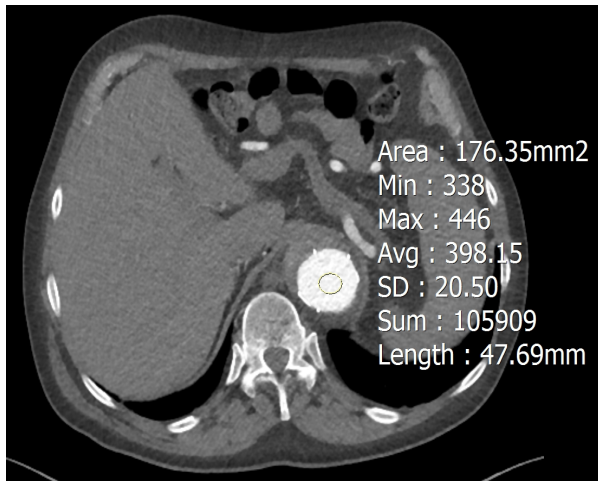


Abb. 11: Aortenaneurysma in der arteriellen CT-Untersuchungsphase an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation samt Flächendichtemessung (398,2 HE)



Abb. 12: Übersicht Aortenprothese in der arteriellen CT-Untersuchungsphase an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation coronar anguliert

Es gab drei klassische „CT-Untersuchungsbereiche“, die in dieser Studie untersucht wurden:

1. Thorax (n=1)
2. Abdomen (n=14)
3. Stamm (n=28)

In diesen Untersuchungsbereichen waren bei jedem Patienten ein Aortenaneurysma mit dessen Ausschaltung durch eine Aortenprothese festzustellen. Somit wurden bei jedem Patienten die Dichtemesswerte für die Punkte A.I. und A.A. (A.I. = Aortenaneurysmalumen innerhalb Prothese, A.A. = Aortenaneurysmalumen außerhalb Prothese) erfasst.

Es wurden 7 weitere Standardmessorte festgelegt:

- Messort 1: Aorta ascendens
- Messort 2: Aorta descendens
- Messort 3: Höhe des Zwerchfelldurchtritts
- Messort 4: Höhe des Nierenarterienabgangs
- Messort 5: Aortenbifurkation
- Messort 6: A. iliaca communis dextra
- Messort 7: A. iliaca communis sinistra

Bei einem Patienten, welcher eine computertomographische Untersuchung des Thorax erhielt, wurden folglich nur die Messorte 1 bis 3 erfasst.

Bei einem Patienten mit einer computertomographischen Untersuchung des Abdomens wurden Dichtewerte an den Messorten 3 bis 7 generiert und schließlich bei einem Patienten mit einer computertomographischen Untersuchung des Stammes Messungen an allen Messorten 1 bis 7 durchgeführt.

Alle Dichtemesswerte wurden für eine strukturierte Auswertung in dem Programm Microsoft Excel (Excel für Mac, Version 2017, Microsoft, Seattle, USA) protokolliert. Es wurden für jeden Patienten Protokollpaare für den modernen Mehrzeilen-Computertomographen und den Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation gebildet.

2.4 Statistische Auswertung und Diagramme

Bei der statistischen Auswertung dieser Dissertation kamen die Programme Microsoft Excel (Excel für Mac, Version 2017, Microsoft, Seattle, USA) und IBM SPSS (SPSS, Version 24, IBM, Armonk, USA) zur Anwendung.

Allgemein gilt, dass die Nullhypothese (H_0) bei statistischen Tests in Form eines zufälligen Unterschiedes postuliert wurde (Bortz et al. 2010).

Die allgemeine Formel der Nullhypothesenannahme versus -ablehnung lautet:

$$H_0: \mu = \mu_0 \quad vs. \quad H_1: \mu \neq \mu_0 \quad (3)$$

In dieser Studie bedeutet die Nullhypothese H_0 , dass es keinen Unterschied im Zusammenhang der Dosisreduktion, Kontrastmittelgabe, Dichteflächenmessung etc. zwischen einem modernen Mehrzeilen-Computertomographen und einen Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation gilt. Die Alternativhypothese H_1 postuliert einen signifikanten Unterschied obengenannter Messwerte. Das Signifikanzniveau beträgt 95%. Dies bedeutet, dass errechnete p-Werte von $< 0,05$ als signifikante Werte anerkannt werden und als Konsequenz die Nullhypothese H_0 in dem untersuchten Zusammenhang verworfen wird.

Die weitere Zuordnung des Signifikanzniveaus ist der nachfolgenden Tabelle 2 zu entnehmen.

Signifikanzniveau	Bedeutung	Konsequenz für Nullhypothese
$p > 0,05$	nicht signifikant	kann nicht verworfen werden
$p \leq 0,05$	schwach signifikant	kann wahrscheinlich verworfen werden
$p \leq 0,01$	signifikant	kann mit hoher Wahrscheinlichkeit verworfen werden
$p \leq 0,001$	hoch signifikant	kann mit sehr hoher Wahrscheinlichkeit verworfen werden

Tab. 2: Signifikanzniveaus, deren Bedeutung und Konsequenz (vgl. Bortz et al. 2006)

Als statistisches Testverfahren wurde ausschließlich ein t-Test für abhängige Stichproben verwendet. Die Voraussetzungen für einen t-Test (intervallskalierte Daten, Normalverteilung der Messwertpaare, positive Korrelation der Messwertdaten) waren in dieser Studie gegeben (Bortz et al. 2010). Somit wurde auf eine weitere Auswertung mit zur Hilfenahme u.a. eines Wilcoxon-Tests verzichtet, welcher in Folgeauswertungen weitere Aspekte, auch im Hinblick einer Normalverteilung, spekulativ genauer wiedergeben könnte (Fagerland 2012).

Während der Anwendung des t-Tests wird ein t-Wert, die Anzahl an Freiheitsgraden (df) und ein p-Wert ermittelt (Field 2013).

In einem weiteren Schritt wurde aus den t-Werten die Effektstärke r , nach untenstehender Formel (4), berechnet (Field 2013). Den Wert für df , in diesem Fall $n-1$, wurde dem Statistikprogramm entnommen.

$$r = \sqrt{\frac{t^2}{t^2 + df}} \quad (4)$$

Die Berechnung der Effektstärke r eignet sich, um eine Aussage zur Abschätzung des Effekts des untersuchten Zusammenhangs zu tätigen (Field 2013). Effektgrößenwerte um den Wert 1 sprechen für einen großen vorliegenden Effekt. Effektgrößenwerte um den Wert 0 sprechen für keinen vorliegenden Effekt. Dem t-Test wurden folgende Paare zugeführt:

- Dosislängenprodukt
- Ladungsmenge
- Kontrastmittelgabe
- Organ: Milz (jeweils CT-Untersuchungsphase nativ, venös, arteriell)
- Organ: Pankreas (jeweils CT-Untersuchungsphase nativ, venös, arteriell)
- Organ: Leber (jeweils CT-Untersuchungsphase nativ, venös, arteriell)
- Organ: Niere (jeweils CT-Untersuchungsphase nativ, venös, arteriell)
- Gewebe: Muskel (jeweils CT-Untersuchungsphase nativ, venös, arteriell)
- Gewebe: Fett (jeweils CT-Untersuchungsphase nativ, venös, arteriell)
- Umgebung: Luft (jeweils CT-Untersuchungsphase nativ, venös, arteriell)
- Aortenlumen 1 bis 7 (jeweils CT-Untersuchungsphase nativ, venös, arteriell)
- Aortenaneurysma innen und außen (für jede CT-Untersuchungsphase nativ, venös, arteriell)
- Signal-Rausch-Verhältnis (SNR)

Die Auswertungstabellen führen den Mittelwert, die Standardabweichung, den p-Wert und die Effektstärke r auf.

Für die graphische Darstellung der Messwerte Dosislängenprodukt, Ladungsmenge und Kontrastmittelmenge wurde ein Bland-Altman-Diagramm gewählt.

Ein Bland-Altman-Diagramm eignet sich zur Darstellung zweier Messmethoden, wobei dargestellt wird, ob zwischen diesen systematische Fehler auftreten und wie stark sie gegeneinander schwanken. J. Martin Bland und Douglas G. Altman postulierten, dass eine einfache Korrelation in Verbindung mit einem statistischen Test eine geringere Aussagekraft durch Zufälligkeiten haben, als das von Ihnen beschriebene Bland-Altman-Diagramm (Altman et al. 1983). Dieses Diagramm wird häufig bei einem Vergleich eines neuen Messverfahrens mit einem bekannten

Goldstandard eingesetzt und ermöglicht eine grafische Darstellung zur Bewertung des neuen Messverfahrens. Ob dieses den bisherigen Goldstandard ablösen kann, abhängig von den klinisch vertretbaren Messunterscheiden und der klinischen Relevanz, kann mit einem Bland-Altman-Diagramm gut ermittelt werden. In einem Koordinatensystem folgt das Bland-Altman-Diagramm untenstehendem Graph (5), wobei S_1 Messwert des modernen Mehrzeilen-Computertomographen und S_2 Messwert des Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation ist (nach Altman et al. 2010).

$$S(x, y) = \left(\frac{S_1 + S_2}{2}, (S_1 - S_2) \right) \quad (5)$$

Zur leichteren Interpretation wurden vier Hilfslinien in die Bland-Altman-Diagramme eingefügt:

- Mittelwerte der Differenz
- Mittelwerte der Differenz plus $1,96 \cdot$ Standardabweichung der Differenz (95% Konfidenzintervall)
- Mittelwerte der Differenz minus $1,96 \cdot$ Standardabweichung der Differenz (95% Konfidenzintervall)
- Regressionsgrade zwecks Veranschaulichung und Aussage über den Zusammenhang

Die dazugehörige Gleichung der Trendlinie der linearen Regression wurde unten rechts in die Diagramme hinzugefügt.

Folgende Aussagen können aus dem Diagramm auf einen Blick abgeleitet werden (Martin Bland und Altman 1986):

- Schätzung des „wahren“ Werts auf der x-Achse (Mittelwert)
- Stärke der Abweichung (Standardabweichung)
- Vorliegen und Ausmaß systematischer Messfehler
- Zusammenhang zwischen Abweichung bzw. Streuung und Höhe der Messwerte
- Vorliegen von Ausreißern

3. Ergebnisse

Nachfolgend werden die Ergebnisse beginnend mit der Dosisreduktion, der Reduktion der Kontrastmittelmenge und abschließend der Vergleich der Flächendichtemessungen dargestellt. Es erfolgt zunächst ein Überblick über die Gesamtdatenauswertung (Stamm-CT + Thorax/Abdomen-CT), gefolgt von einer Datenauswertung getrennt für die Untersuchungsbereich Stamm-CT und Thorax/Abdomen-CT.

3.1 Dosislängenprodukt

Die oben beschriebene statistische Auswertung ergab im Hinblick auf die Strahlenexposition, gemessen anhand des Dosislängenproduktes, folgende Ergebnisse:

Dosislängenprodukt „Stamm + Thorax/Abdomen“	MSCT (Gerät 1)	DSCT (Gerät 2)	Abweichung Gerät 1 von Gerät 2
Mittelwert M	2331,1 mGy*cm	817,4 mGy*cm	- 1513,7 mGy*cm (- 64,9 %)
Standardabweichung SD	803,2 mGy*cm	407,6 mGy*cm	
p-Wert (T-Test)	4,3*E-20		
Effektstärke r	0,93		

Tab. 3: Gesamtergebnis Mittelwert, Standardabweichung, Signifikanzniveau und Effektstärke des Dosislängenproduktes in mGy*cm mit dem Ergebnis einer sehr hohen Signifikanz und hohen Effektstärke. n=43. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)

Der Mittelwert des Dosislängenproduktes, der untersuchten 43 Patienten, betrug in dieser Studie bei einer computertomographischen Untersuchung unabhängig des Scanbereiches an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen 2331,1 mGy*cm.

Bei einer computertomographischen Untersuchung an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation wurde im Durchschnitt ein Dosislängenprodukt in Höhe von 817,4 mGy*cm erreicht.

Dies entspricht einer Reduktion von 1513,7 mGy*cm (64,9%).

Das Signifikanzniveau ist mit einem p-Wert $\leq 0,001$ als hoch signifikant einzustufen. Die Effektgröße liegt mit 0,93 im Bereich eines hohen zugrundeliegenden Effektes.

In Bezug auf die drei klassischen CT-Untersuchungsbereiche „Thorax, Abdomen und Stamm“ ergaben sich folgende Dosislängenproduktangaben. Ein Patient

(n=1) erhielt ein Thorax-CT. An dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen lag das Dosislängenprodukt für diese Untersuchung bei 616,0 mGy*cm. An dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation lag das Dosislängenprodukt für die gleiche Untersuchung bei 379,0 mGy*cm. Dies entspricht einer Dosisreduktion von 237,0 mGy*cm (38,5%) bei einer Untersuchung des Thorax. Analog für den Untersuchungsbereich „Abdomen“ (n=14) lag das Dosislängenprodukt im Durchschnitt bei 1855,2 mGy*cm an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen und bei 669,4 mGy*cm an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation. Dies entspricht einer Reduktion von 1185,8 mGy*cm (63,9%). Das Ergebnis beider Scanbereiche wurde in Tabelle 5 dargestellt. Für den Untersuchungsbereich „Stamm“ (n=28) betrug das Dosislängenprodukt im Mittel 2662,9 mGy*cm an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen und 907,0 mGy*cm an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation. In Prozent entspricht dies einer Reduktion von 65,9% (1755,9 mGy*cm). Das Signifikanzniveau ist für die drei CT-Untersuchungsbereiche mit einem p-Wert $\leq 0,001$ als hoch signifikant einzustufen. Die Effektgröße liegt mit 0,96 bzw. 0,94 im Bereich eines hohen zugrundeliegenden Effektes.

Zusammenfassend zeigen die Tabellen 4 und 5 diese Ergebnisse.

Dosislängenprodukt "Stamm"	MSCT (Gerät 1)	DSCT (Gerät 2)	Abweichung Gerät 1 von Gerät 2
Mittelwert M	2662,9 mGy*cm	907 mGy*cm	- 1755,9 mGy*cm (- 65,9 %)
Standardabweichung SD	682,3 mGy*cm	402,2 mGy*cm	
p-Wert (T-Test)	5,5*E-16		
Effektstärke r	0,96		

Tab. 4: Mittelwert, Standardabweichung, Signifikanzniveau und Effektstärke des Dosislängenprodukts bei der CT-Untersuchung „Stamm“ in mGy*cm mit dem Ergebnis einer sehr hohen Signifikanz und hohen Effektstärke. n=28. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)

Dosislängenprodukt "Thorax/Abdomen"	MSCT (Gerät 1)	DSCT (Gerät 2)	Abweichung Gerät 1 von Gerät 2
Mittelwert M	1711,7 mGy*cm	650,1 mGy*cm	- 1061,6 mGy*cm (- 62,0 %)
Standardabweichung SD	637,4 mGy*cm	374,5 mGy*cm	
p-Wert (T-Test)	6,6*E-8		
Effektstärke r	0,94		

Tab. 5: Mittelwert, Standardabweichung, Signifikanzniveau und Effektstärke des Dosislängenprodukts bei der CT-Untersuchung „Thorax/Abdomen“ in mGy*cm mit dem Ergebnis einer sehr hohen Signifikanz und hohen Effektstärke. n=15. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS (Gerät 1), Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force (Gerät 2), Siemens, Forchheim, Deutschland)

Die Daten des Dosislängenproduktes wurden als Bland-Altman-Diagramm dargestellt, um die Unterschiede des modernen Mehrzeilen-Computertomographen und des Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation zu visualisieren.

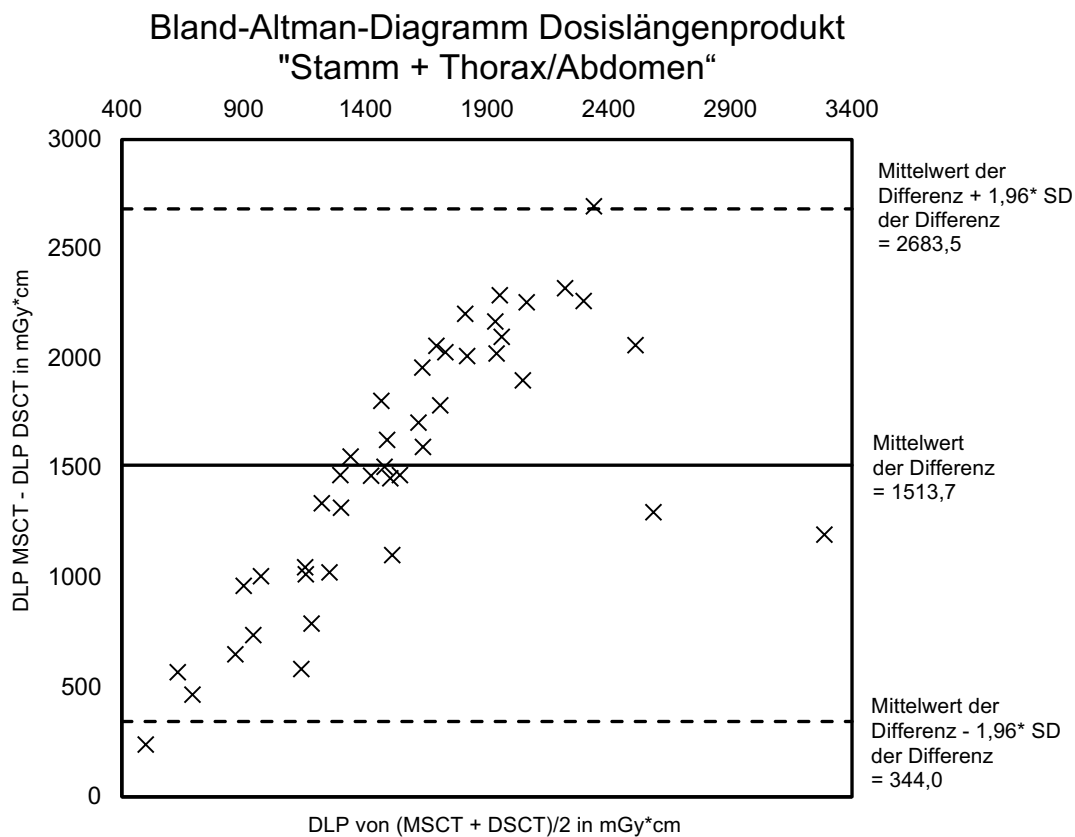


Abb. 13: Bland-Altman-Diagramm Dosislängenprodukt „Stamm + Thorax/Abdomen“ in mGy*cm

In Abbildung 13 zeigt das Bland-Altman-Diagramm für das Dosislängenprodukt für alle drei CT-Untersuchungsbereiche einen Zusammenhang zwischen dem Mittelwert des Dosislängenproduktes des modernen Mehrzeilen-Computertomographen und des Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation und der Differenz des Dosislängenproduktes des modernen Mehrzeilen-Computertomographen und des Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation. Ausreißer in Form von Messpunkten außerhalb des Konfidenzintervalls zwischen 344,0 und 2683,5 mGy*cm (gestrichelte Linien) liegen zweimal vor. Da beide Messwerte der Verteilungswolke folgen, wird diesen keine Aussagekraft bemessen. Der Mittelwert der Differenz liegt bei 1513,7 mGy*cm. Dieser Betrag entspricht im Durchschnitt der Reduktion des Dosislängenproduktes zusammenfassend für die drei CT-Untersuchungsbereich „Stamm, Thorax und Abdomen“ dieser Studie. Weiter lässt sich erkennen, dass bei allen Messwertpaaren eine positive Differenz (>0) vorliegt.

Es erfolgte eine Erweiterung des von Bland und Altman beschriebenen klassischen Diagramm um eine Regressionsgerade. Die Abbildung 14 zeigt diese Modifikation. Die Trendlinie beziffert oben genannten Zusammenhang mit einer Steigung von $m = 0,76$. Dieser Zusammenhang deckt sich mit den in Tabelle 3 niedergeschriebenen Werten.

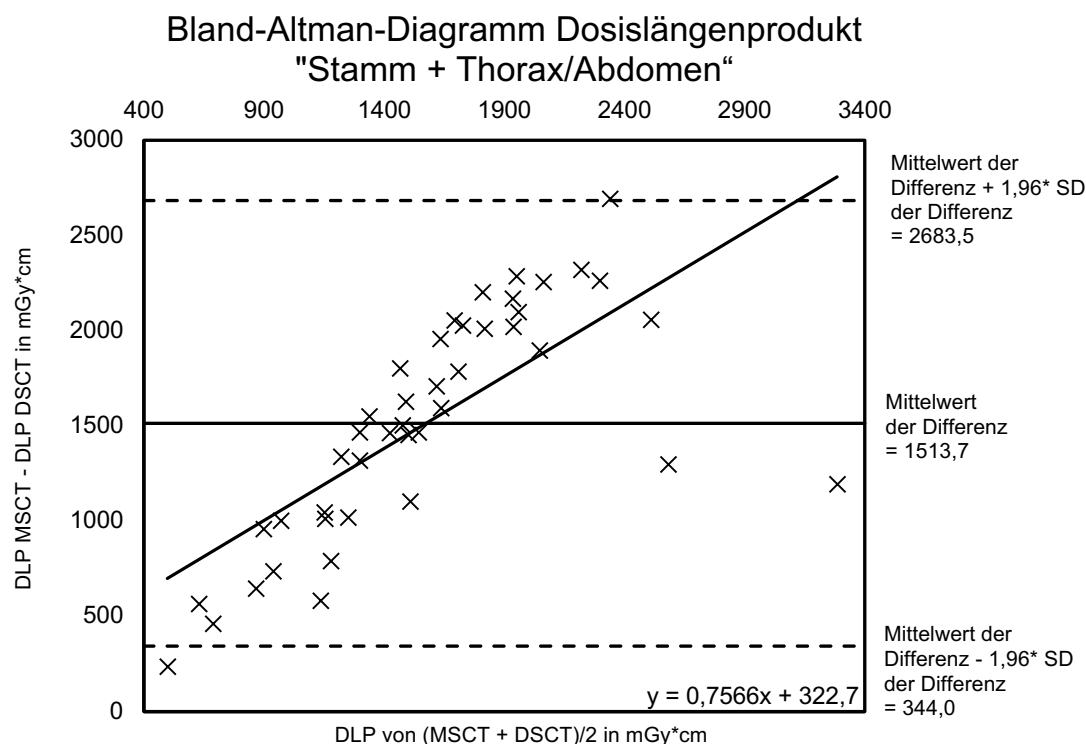


Abb. 14: Bland-Altman-Diagramm Dosislängenprodukt "Stamm + Thorax/Abdomen" in mGy*cm mit Regressionsgrade

Die Abbildungen 15 und 16 zeigen die Bland-Altman-Diagramm für das Dosislängenprodukt unterteilt in die CT-Untersuchungsbereiche „Stamm“ und „Thorax/Abdomen“. Auf eine Modifikation mittels Regressionsgerade wurde verzichtet.

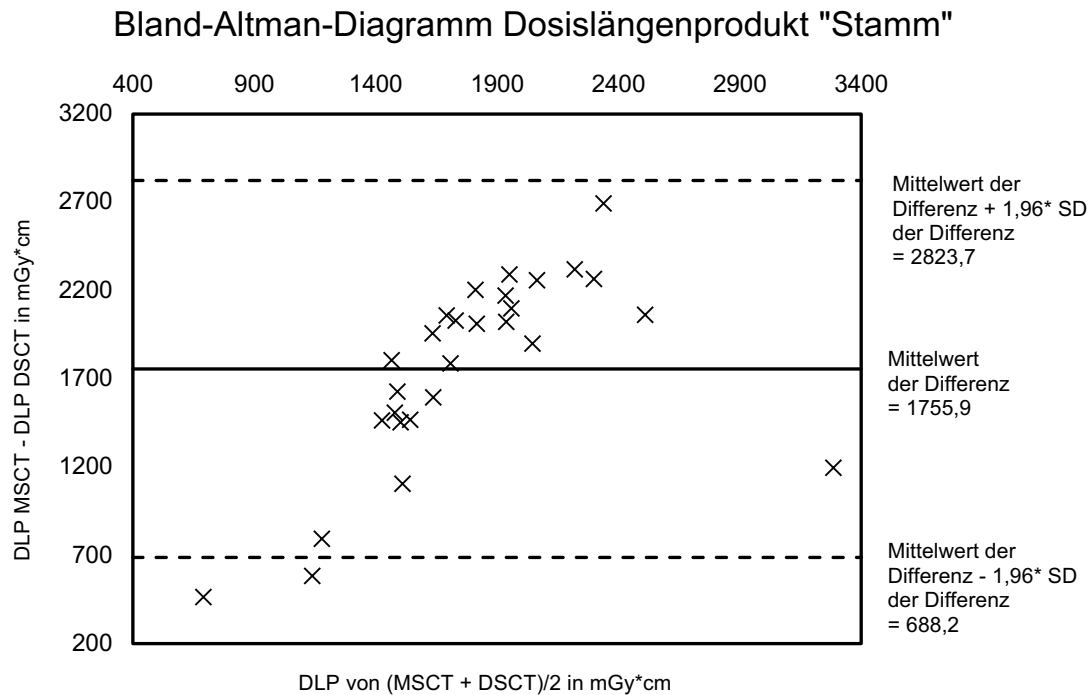


Abb. 15: Bland-Altman-Diagramm Dosislängenprodukt „Stamm“ in mGy*cm

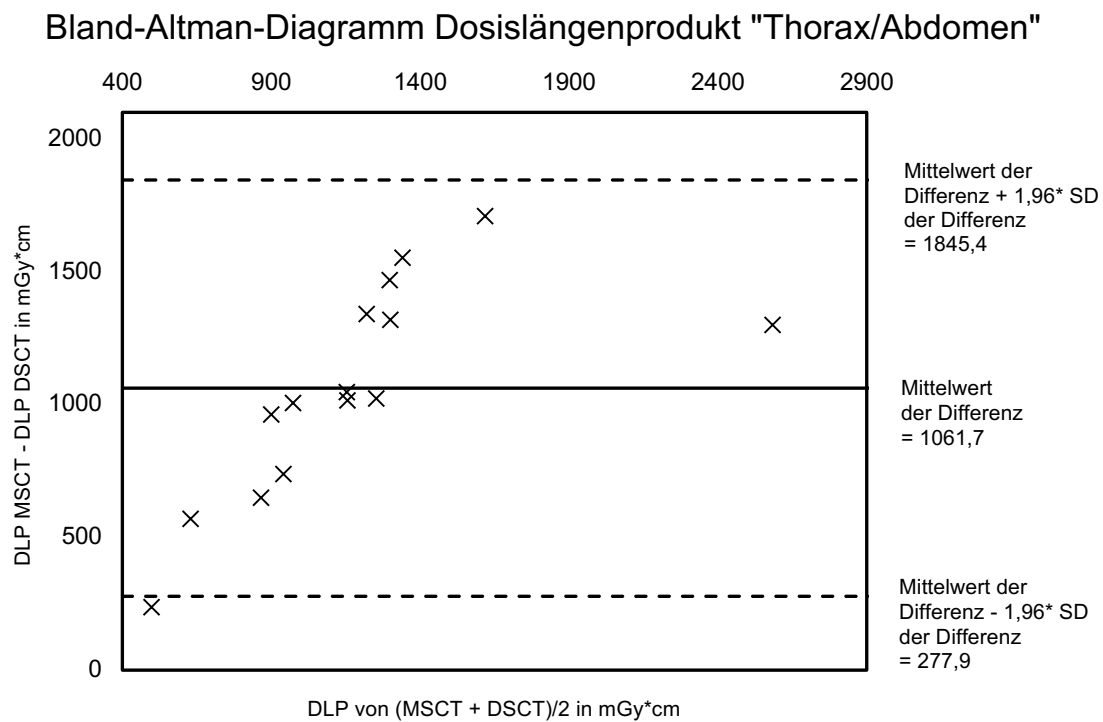


Abb. 16: Bland-Altman-Diagramm Dosislängenprodukt „Thorax/Abdomen“ in mGy*cm

In Abbildung 15 liegen Ausreißer in Form von Messpunkten außerhalb des Konfidenzintervalls zwischen 688,2 mGy*cm und 2823,7 mGy*cm zweimal vor und in Abbildung 16 liegen Ausreißer in Form von Messpunkten außerhalb des Konfidenzintervalls zwischen 277,9 mGy*cm und 1845,4 mGy*cm (gestrichelte Linien) einmal vor. Da diese Messwerte der Verteilungswolke folgen, wird diesen keine Aussagekraft bemessen. Der Mittelwert der Differenz liegt bei 1755,9 mGy*cm bzw. 1061,7 mGy*cm. Dieser Betrag entspricht im Durchschnitt der Reduktion des Dosislängenproduktes dieser Studie getrennt für den CT-Untersuchungsbereich „Stamm“ und „Thorax/Abdomen“ dargestellt. Weiter lässt sich erkennen, dass bei allen Messwertpaaren eine positive Differenz (>0) vorliegt.

3.2 Ladungsmenge

Nachfolgend die Ergebnisse zu dem Messparameter Ladungsmenge Q, während der computertomographischen Untersuchungen. Die Ladungsmenge (Q) ist entscheidet bei der Berechnung der Ionendosis (J) (s. Formel 6). Die Einheit der Ionendosis J lautet Coulomb pro Kilogramm. Die Ladungsmenge Q berechnet sich aus der Stromstärke I und der Zeit t. 1 Coulomb (C) ist gleich 1 Amperesekunde (A*s). Da es sich in dieser Studie um den gleichen Patienten und die Annahme eines stabilen Körpergewichtes (m) zugrunde gelegt wird, ist die Ladungsmenge Q in diesem speziellen Studiendesign gleich der Ionendosis J.

$$J = \frac{Q}{m} \text{ in } \frac{C}{kg} \quad \text{und} \quad Q = I \cdot t \text{ in } A \cdot s \quad (6)$$

Ladungsmenge "Stamm + Thorax/Abdomen"	MSCT (Gerät 1)	DSCT (Gerät 2)	Abweichung Gerät 1 von Gerät 2
Mittelwert M	17595,4 mAs	4628,3 mAs	- 12967,1 mAs (- 73,7 %)
Standardabweichung SD	4539,3 mAs	1289,9 mAs	
p-Wert (T-Test)	1,78*E-24		
Effektstärke r	0,96		

Tab. 6: Gesamtergebnis Mittelwert, Standardabweichung, Signifikanzniveau und Effektstärke der Ladungsmenge Q in mAs mit dem Ergebnis einer sehr hohen Signifikanz und hohen Effektstärke. n=43. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)

Tabelle 6 zeigt, dass der Mittelwert der Ladungsmenge Q in mAs an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen bei 17595,4 mAs lag. An dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation betrug die Ladungsmenge 4628,3 mAs. Diese Reduktion der Ladungsmenge entspricht von 12967,1 mAs (73,7%). Das Signifikanzniveau ist mit einem p-Wert $\leq 0,001$ als hoch signifikant einzustufen. Die Effektgröße liegt mit 0,96 im Bereich eines hohen zugrundeliegenden Effektes.

In Bezug auf die drei klassischen CT-Untersuchungsbereiche „Thorax, Abdomen und Stamm“ ergaben sich folgende Ladungsmengenangaben: Ein Patient (n=1) erhielt ein Thorax-CT. An dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen lag die Ladungsmenge für diese Untersuchung bei 7919,0 mAs. An dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation lag die Ladungsmenge für die gleiche Untersuchung bei 2383,0 mAs. Dies entspricht einer Reduktion der Ladungsmenge von 5536 mAs (69,9%) bei einer Untersuchung des Thorax. Analog für eine Untersuchung des Abdomens (n=14) lag die Ladungsmenge im Durchschnitt bei 15576,7 mAs an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen und bei 4044,4 mAs an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation. Dies entspricht einer Reduktion von 11532,2 mAs (74,0%). Das Ergebnis beider Scanbereiche wurde zusammen in Tabelle 8 dargestellt. Für die Untersuchung des Stamms (n=28) betrug die Ladungsmengengabe im Mittel 18950,4 mAs an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen und 5000,4 mAs an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation. In Prozent entspricht dies einer Reduktion von 73,6% (13950,0 mAs). Das Signifikanzniveau aller drei CT-Untersuchungsbereiche ist mit einem p-Wert $\leq 0,001$ als hoch signifikant einzustufen. Die Effektgröße liegt jeweils mit 0,96 im Bereich eines hohen zugrundeliegenden Effektes.

Zusammenfassend zeigen die Tabellen 7 und 8 diese Ergebnisse.

Ladungsmenge "Stamm"	MSCT (Gerät 1)	DSCT (Gerät 2)	Abweichung Gerät 1 von Gerät 2
Mittelwert M	18950,4 mAs	5000,4 mAs	- 13950,0 mAs (- 73,6 %)
Standardabweichung SD	4200,1 mAs	965,8 mAs	
p-Wert (T-Test)	4,75*E-17		
Effektstärke r	0,96		

Tab. 7: Mittelwert, Standardabweichung, Signifikanzniveau und Effektstärke der Ladungsmenge Q bei der CT-Untersuchung „Stamm“ in mAs mit dem Ergebnis einer sehr hohen Signifikanz und hohen Effektstärke. n=28. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)

Ladungsmenge "Thorax/Abdomen"	MSCT (Gerät 1)	DSCT (Gerät 2)	Abweichung Gerät 1 von Gerät 2
Mittelwert M	15066,2 mAs	3933,7 mAs	- 11132,5 mAs (- 73,9 %)
Standardabweichung SD	4155,5 mAs	1548,9 mAs	
p-Wert (T-Test)	2,7*E-9		
Effektstärke r	0,96		

Tab. 8: Mittelwert, Standardabweichung, Signifikanzniveau und Effektstärke der Ladungsmenge Q bei der CT-Untersuchung „Thorax/Abdomen“ in mAs mit dem Ergebnis einer sehr hohen Signifikanz und hohen Effektstärke. n=15. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)

Nachfolgend ist das Bland-Altman-Diagramm für die Ladungsmenge dargestellt.

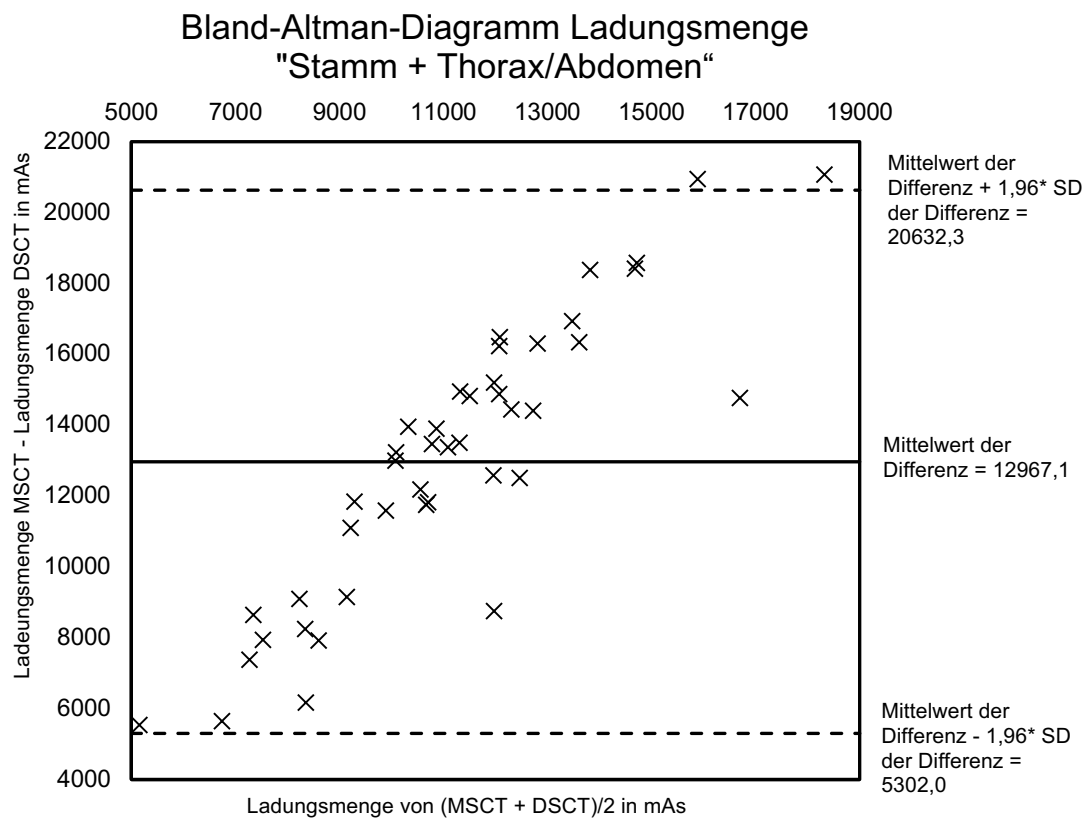


Abb. 17: Bland-Altman-Diagramm Ladungsmenge Q "Stamm + Thorax/Abdomen" in mAs

In Abbildung 17 zeigt das Bland-Altman-Diagramm für die Ladungsmenge Q für alle drei CT-Untersuchungsbereiche einen Zusammenhang zwischen dem Mittelwert der Ladungsmenge des modernen Mehrzeilen-Computertomographen und des Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation und der Differenz der Ladungsmenge des modernen Mehrzeilen-Computertomographen und des Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation. Ausreißer in Form von Messpunkten außerhalb des Konfidenzintervalls zwischen 5302,0 mAs und 20632,3 mAs (gestrichelte Linien) liegen zweimal vor. Da beide Messwerte der Verteilungswolke folgen, wird diesen keine Aussagekraft zu bemessen. Der Mittelwert der Differenz liegt bei 12967,1 mAs. Dieser Betrag entspricht im Durchschnitt der Reduktion der Ladungsmenge und damit der Ionendosis dieser Studie. Weiter lässt sich erkennen, dass bei allen Messwertpaaren eine positive Differenz (>0) vorliegt.

Es erfolgte eine Erweiterung des von Bland und Altman beschriebenen klassischen Diagramm um eine Regressionsgerade. Die Abbildung 18 zeigt diese Modifikation. Die Trendlinie bezieht oben genannten Zusammenhang mit einer Steigung von $m = 1,3$. Dieser Zusammenhang deckt sich mit den in Tabelle 6 niedergeschriebenen Werten.

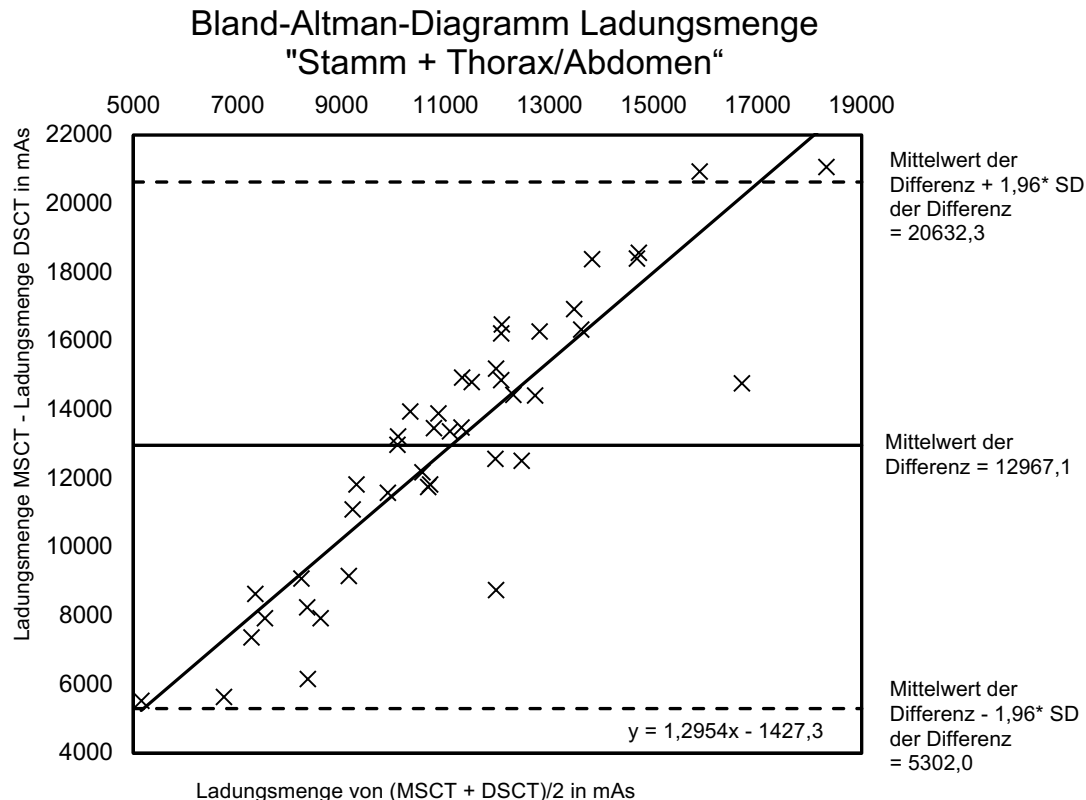


Abb. 18: Bland-Altman-Diagramm Ladungsmenge Q "Stamm + Thorax/Abdomen" in mAs mit Regressionsgrade

Die Abbildungen 19 und 20 zeigen die Bland-Altman-Diagramm für die Ladungsmenge Q unterteilt in die CT-Untersuchungsbereiche „Stamm“ und „Thorax/Abdomen“. Auf eine Modifikation mittels Regressionsgerade wurde verzichtet.

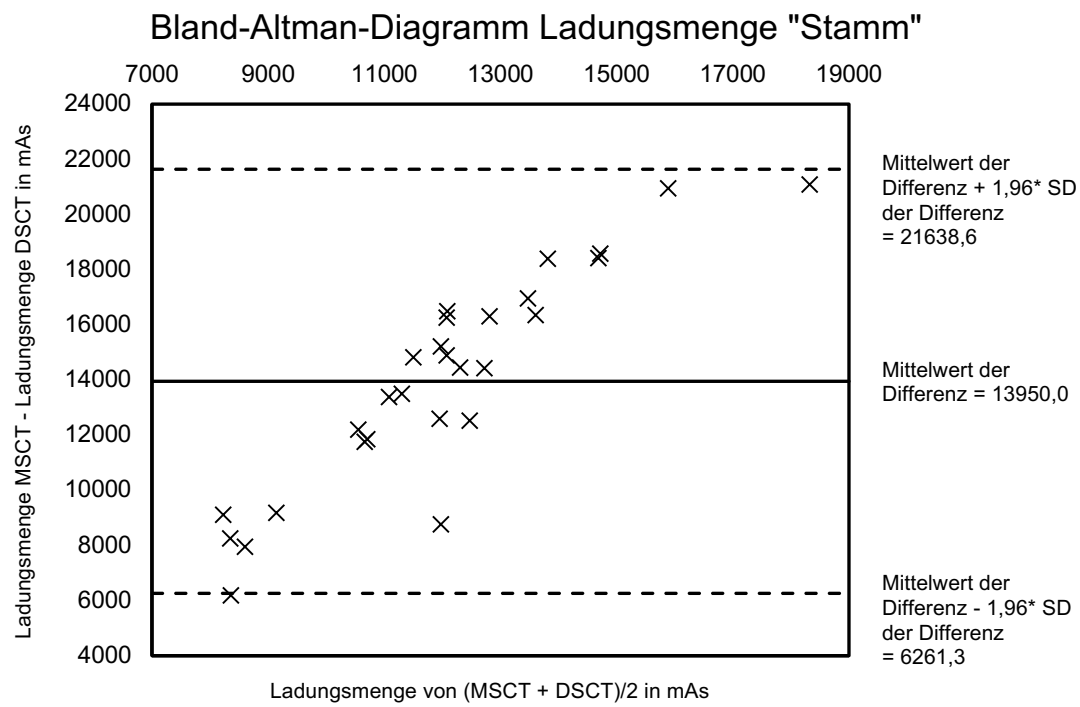


Abb. 19: Bland-Altman-Diagramm Ladungsmenge Q „Stamm“ in mAs

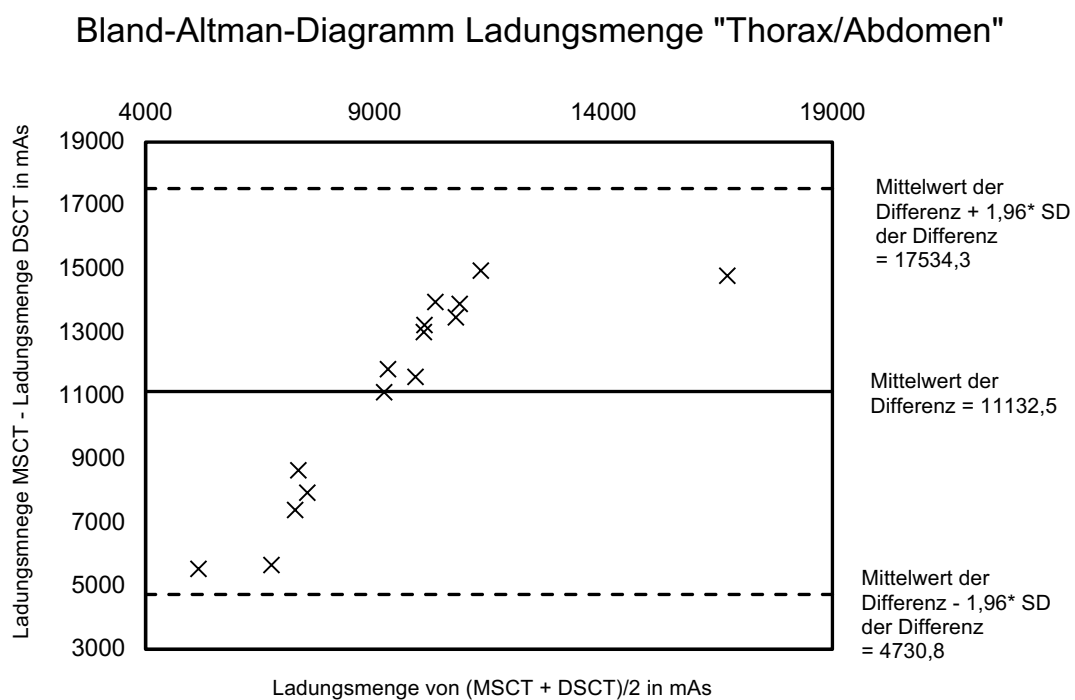


Abb. 20: Bland-Altman-Diagramm Ladungsmenge Q „Thorax/Abdomen“ in mAs

In Abbildung 19 liegen Ausreißer in Form von Messpunkten außerhalb des Konfidenzintervalls zwischen 6261,3 mAs und 21638,6 mAs einmal vor und in Abbildung 20 liegen Ausreißer in Form von Messpunkten außerhalb des Konfidenzintervalls zwischen 4730,8 mAs und 17534,3 mAs (gestrichelte Linien) nicht vor. Da dieser Messwert der Verteilungswolke folgt, wird diesem keine Aussagekraft bemessen. Der Mittelwert der Differenz liegt bei 13950,0 mAs bzw. 11132,5 mAs. Dieser Betrag entspricht im Durchschnitt der Reduktion der Ladungsmenge Q dieser Studie getrennt dargestellt für den CT-Untersuchungsbereich „Stamm“ und „Thorax/Abdomen“. Weiter lässt sich erkennen, dass bei allen Messwertpaaren eine positive Differenz (>0) vorliegt.

3.3 Kontrastmittelgabe

Nachfolgend die Ergebnisse zu den injizierten Kontrastmittelmengen, während der CT-Untersuchung.

Kontrastmittelmenge „Stamm + Thorax/Abdomen“	MSCT (Gerät 1)	DSCT (Gerät 2)	Abweichung Gerät 1 von Gerät 2
Mittelwert M	111,4 ml	74,2 ml	- 37,2 ml (- 33,4 %)
Standardabweichung SD	14,3 ml	9,9 ml	
p-Wert (T-Test)	4,3*E-23		
Effektstärke r	0,95		

Tab. 9: Gesamtergebnis Mittelwert, Standardabweichung, Signifikanzniveau und Effektstärke der Kontrastmittelmengen in ml mit dem Ergebnis einer sehr hohen Signifikanz und hohen Effektstärke. $n=43$. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)

Die Studie ergab eine durchschnittliche Kontrastmittelmenge bei einer computertomographischen Untersuchung an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen von 111,4 ml Kontrastmittel. Bei der gleichen computertomographischen Untersuchung an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation wurde die Kontrastmittelmenge im Durchschnitt auf 74,2 ml Kontrastmittel reduziert. Diese Reduktion entspricht einer Menge von 37,2 ml (33,4%) Kontrastmitteleinsparung. Das Signifikanzniveau ist mit einem p-Wert $\leq 0,001$ als hoch signifikant einzustufen. Die Effektgröße liegt mit 0,95 im Bereich eines hohen zugrundeliegenden Effektes.

In Bezug auf die drei klassischen CT-Untersuchungsbereiche „Thorax, Abdomen und Stamm“ ergaben sich folgende Kontrastmittelmengen. Ein Patient (n=1) erhielt eine Untersuchung des Thorax. An dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen lag die Kontrastmittelmenge für diese Untersuchung bei 100,0 ml. An dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation lag die Kontrastmittelmenge für die gleiche Untersuchung bei 65,0 ml. Dies entspricht einer Kontrastmittelreduktion von 35 ml (35,0%) bei einer Untersuchung des Thorax. Für eine Untersuchung des Abdomens (n=14) lag die Kontrastmittelmenge im Durchschnitt bei 110,6 ml an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen und bei 74,8 ml an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation. Dies entspricht einer Reduktion von 35,8 ml (32,4%). Das Ergebnis beider Scanbereiche wurde in Tabelle 11 dargestellt. Für den Untersuchungsbereich „Stamm“ (n=28) betrug die Kontrastmittelmenge im Mittel 112,3 ml an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen und 74,3 ml an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation. In Prozent entspricht dies einer Reduktion von 33,8% (38,0 ml). Das Signifikanzniveau aller drei CT-Untersuchungsbereiche ist mit einem p-Wert $\leq 0,001$ als hoch signifikant einzustufen. Die Effektgröße liegt jeweils mit 0,95 im Bereich eines hohen zugrundeliegenden Effektes.

Zusammenfassend zeigen die Tabellen 10 und 11 die Ergebnisse.

Kontrastmittelmenge „Stamm“	MSCT (Gerät 1)	DSCT (Gerät 2)	Abweichung Gerät 1 von Gerät 2
Mittelwert M	112,3 ml	74,3 ml	- 38,0 ml (- 33,8 %)
Standardabweichung SD	14,4 ml	10,2 ml	
p-Wert (T-Test)	2,4*E-15		
Effektstärke r	0,95		

Tab. 10: Mittelwert, Standardabweichung, Signifikanzniveau und Effektstärke der Kontrastmittelmengen bei der CT-Untersuchung „Stamm“ in ml mit dem Ergebnis einer sehr hohen Signifikanz und hohen Effektstärke. n=28. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)

Kontrastmittelmenge „Thorax/Abdomen“	MSCT (Gerät 1)	DSCT (Gerät 2)	Abweichung Gerät 1 von Gerät 2
Mittelwert M	109,9 ml	74,1 ml	- 35,8 ml (- 32,6 %)
Standardabweichung SD	14,5 ml	9,6 ml	
p-Wert (T-Test)	1,3*E-8		
Effektstärke r	0,95		

Tab. 11: Mittelwert, Standardabweichung, Signifikanzniveau und Effektstärke der Kontrastmittelmenge bei der CT-Untersuchung „Thorax/Abdomen“ in ml mit dem Ergebnis einer sehr hohen Signifikanz und hohen Effektstärke. n=15. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)

Im Folgenden sind diese Messwerte als dazugehöriges Bland-Altman-Diagramm visualisiert.

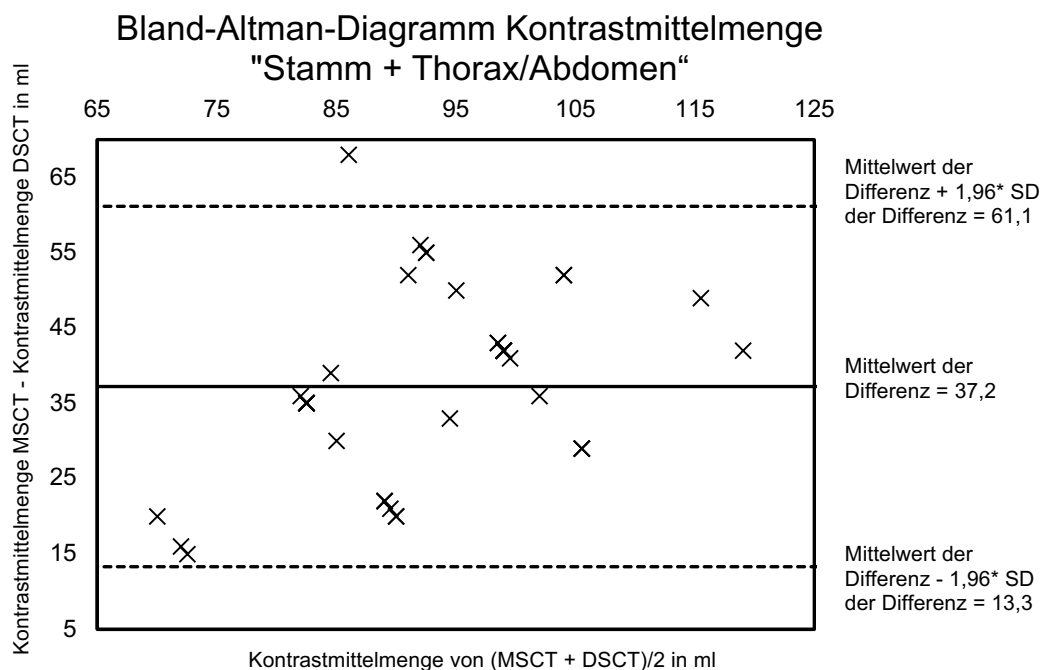


Abb. 21: Bland-Altman-Diagramm Kontrastmittelmenge "Stamm + Thorax/Abdomen" in ml

In Abbildung 21 zeigt das Bland-Altman-Diagramm für die Kontrastmittelmenge in ml für alle drei CT-Untersuchungsbereiche einen Zusammenhang zwischen dem Mittelwert der injizierten Kontrastmittelmenge des modernen Mehrzeilen-Computertomographen und des Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation und der Differenz der injizierten Kontrastmittelmenge des modernen

Mehrzeilen-Computertomographen und des Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation. Dieser Zusammenhang deckt sich mit den in Tabelle 9 niedergeschriebenen Werten. Ausreißer in Form von Messpunkten außerhalb des Konfidenzintervalls zwischen 13,3 ml und 61,1 ml (gestrichelte Linien) liegt einmal vor. Dieser Messwert resultiert aus der Tatsache, dass bei der Untersuchung dieses Patienten ein sehr niedrige Kontrastmittelmenge von 52 ml an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation injiziert wurde. Der Mittelwert der Differenz liegt bei 37,2 ml. Dieser Betrag entspricht im Durchschnitt der Reduktion der injizierten Kontrastmittelmenge. Weiter lässt sich auf den ersten Blick erkennen, dass bei allen Messwertpaaren eine positive Differenz (>0) vorliegt.

Es erfolgte eine Erweiterung des von Bland und Altman beschriebenen klassischen Diagramm um eine Regressionsgerade. Die Abbildung 22 zeigt diese Modifikation. Die Trendlinie bezieht oben genannten Zusammenhang mit einer Steigung von $m = 0,47$. Dieser Zusammenhang deckt sich mit den in Tabelle 9 niedergeschriebenen Werten.

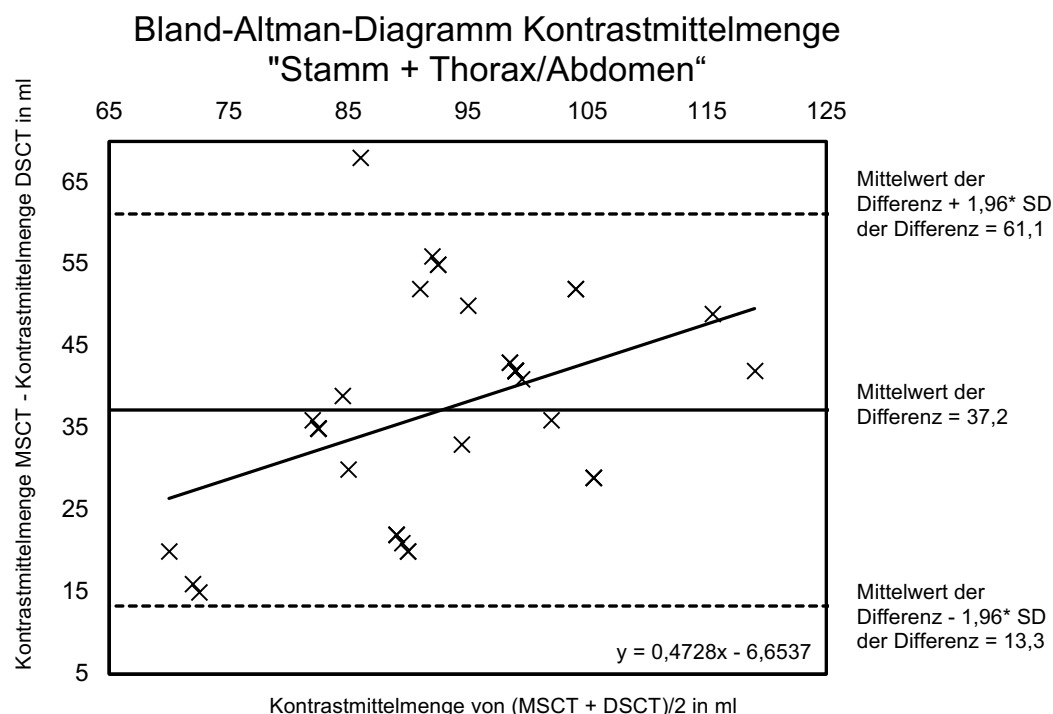


Abb. 22: Bland-Altman-Diagramm Kontrastmittelmenge "Stamm + Thorax/Abdomen" in ml mit Regressionsgrade

Die Abbildungen 23 und 24 zeigen die Bland-Altman-Diagramm für die Kontrastmittelmenge unterteilt in die CT-Untersuchungsbereiche „Stamm“ und „Thorax/Abdomen“. Auf eine Modifikation mittels Regressionsgerade wurde verzichtet.

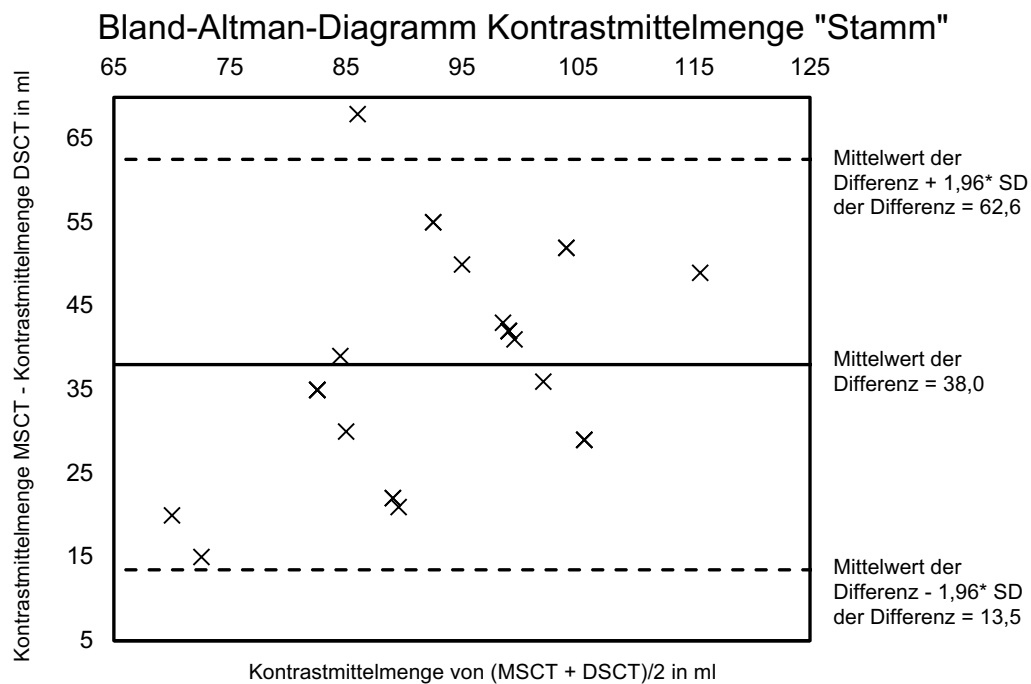


Abb. 23: Bland-Altman-Diagramm Kontrastmittelmenge „Stamm“ in ml

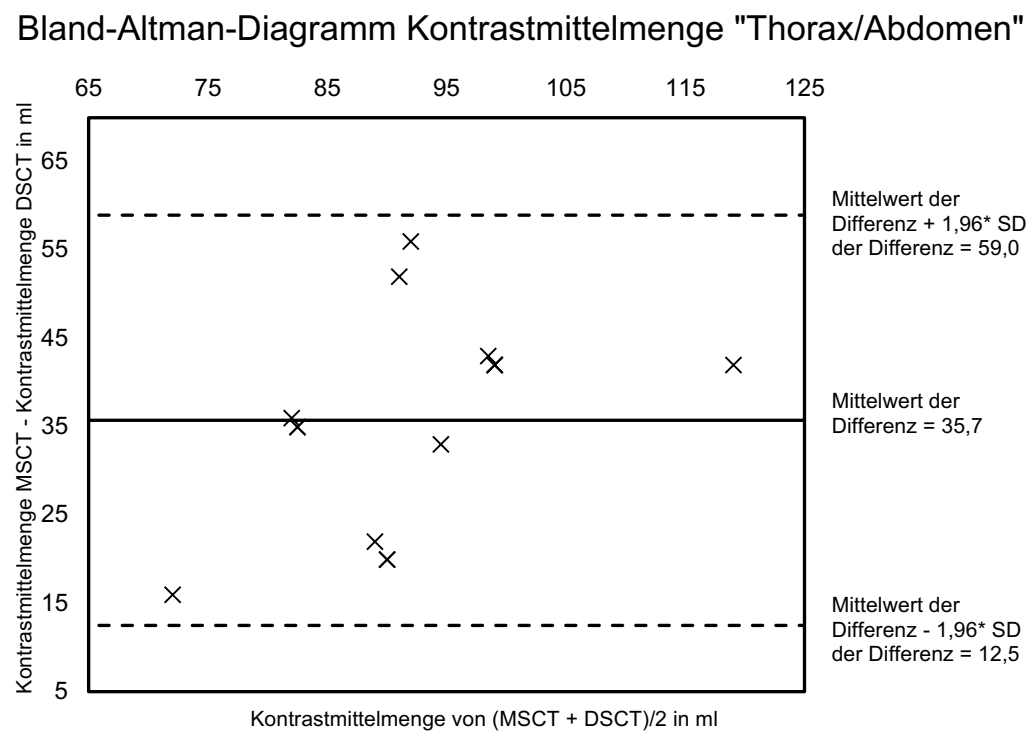


Abb. 24: Bland-Altman-Diagramm Kontrastmittelmenge „Thorax/Abdomen“ in ml

In Abbildung 23 liegen Ausreißer in Form von Messpunkten außerhalb des Konfidenzintervalls zwischen 13,5 ml und 62,6 ml einmal vor und in Abbildung 24 liegen Ausreißer in Form von Messpunkten außerhalb des Konfidenzintervalls zwischen 12,5 ml und 59,0 ml (gestrichelte Linien) nicht vor. Dieser Messwert resultiert, wie oben beschrieben, aus der Tatsache, dass bei der Untersuchung dieses Patienten ein sehr niedrige Kontrastmittelmenge von 52 ml an dem Dual-Source-CT der 3. Generation injiziert wurde. Der Mittelwert der Differenz liegt bei 38,0 ml bzw. 35,7 ml. Dieser Betrag entspricht im Durchschnitt der Reduktion der Kontrastmittelgabe dieser Studie getrennt dargestellt für den CT-Untersuchungsbereich „Stamm“ und „Thorax/Abdomen“. Weiter lässt sich erkennen, dass bei allen Messwertpaaren eine positive Differenz (>0) vorliegt.

3.4 Flächendichtemessungen in der nativen CT-Untersuchungsphase

Dieser Ergebnisteilabschnitt stellt die Ergebnisse der Flächendichtemessungen in der nativen Phase der computertomographischen Untersuchung dar.

		MSCT (Gerät 1)	DSCT (Gerät 2)	Abweichung Gerät 1 von Gerät 2
Milz	Mittelwert M	42,3 HE	53,9 HE	+ 11,6 HE (+ 27,4 %)
	Standardabweichung SD	6,4 HE	3,7 HE	
	p-Wert (T-Test)	1,0*E-13		
	Effektstärke r	0,86		
Pankreas	Mittelwert M	31,9 HE	36,5 HE	+ 4,6 HE (+ 14,4 %)
	Standardabweichung SD	11,9 HE	12,5 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,00012		
	Effektstärke r	0,55		
Leber	Mittelwert M	46,8 HE	57,1 HE	+ 10,3 HE (+ 22,0 %)
	Standardabweichung SD	11,6 HE	11,4 HE	
	p-Wert (T-Test)	3,1*E-13		
	Effektstärke r	0,85		
Niere (Gesamt)	Mittelwert M	27,6 HE	38,3 HE	+ 10,7 HE (+ 38,8 %)
	Standardabweichung SD	8,0 HE	12,1 HE	
	p-Wert (T-Test)	6,9*E-10		
	Effektstärke r	0,77		
Luft	Mittelwert M	-991,8 HE	-996,9 HE	+ 5,1 HE (+ 0,5 %)
	Standardabweichung SD	21,9 HE	7,5 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,076		
	Effektstärke r	0,27		
Muskulatur	Mittelwert M	41,2 HE	45,7 HE	+ 4,5 HE (+ 10,9 %)
	Standardabweichung SD	8,3 HE	10,1 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,00035		
	Effektstärke r	0,51		
Fettgewebe	Mittelwert M	-100,7 HE	-104,7 HE	+ 4,0 HE (+ 4,0 %)
	Standardabweichung SD	13,9 HE	11,4 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,046		
	Effektstärke r	0,3		

Tab. 12: Mittelwerte, Standardabweichungen, Signifikanzniveaus und Effektstärken der Flächendichtemessungen in der nativen CT-Untersuchungsphase für verschiedene Gewebe und Luft in HE. n=43. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)

Laut Tabelle 12 beträgt an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation der Mittelwert der Flächendichtemessung eines jeden Gewebe bzw. Luft einen höheren absoluten (wichtig bei negativen HE) Betrag der Hounsfield-Einheiten, als Messung an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen. Wie in der Einleitung beschrieben (siehe Kap. 1.3), existieren Grenzwerte für Hounsfield-Einheiten für jedes Gewebe. Die Werte der Abbildung 3, verglichen mit den vorliegenden Messungen, stimmen überein. Für das Gewebe Milz liegen die Grenzen bei 40 bis 50 HE. Messwerte zeigten einen Durchschnitt von 42,3 bis 53,9 HE. Die Hounsfield-Einheiten für das Pankreas liegen zwischen 30 und 50 HE. In der nativen Phase der CT-Untersuchung lagen die Messungen für das Pankreas bei 31,9 bis 36,5 HE im Mittelwert. Die Hounsfield-Einheiten für die Leber liegen zwischen 50 bis 70 HE. Messungen bezifferten Mittelwerte von 46,8 bis 57,1 HE. Die CT-Zahl der Niere liegt bei 20 bis 40 HE und in dieser Studie ergaben sich Durchschnittswerte von 27,6 und 38,3 HE. Muskulatur besitzt die gleichen Hounsfield-Grenzwerte wie die Milz (40 bis 50 HE). Die Flächendichtemessungen für den M. iliopsoas ergaben Mittelwerte von 41,2 und 45,7 HE. Fettgewebe weist Hounsfield-Einheiten von -100 bis -80 HE auf. Die vorliegenden Messungen zeigten Mittelwerte von -100,7 und -104,7 HE auf.

Bei allen genannten Gewebearten, mit Ausnahme des Fettgewebes, ergab die statistische Testung eine hohes Signifikanzniveau ($p \leq 0,001$). Das Signifikanzniveau beim Fettgewebe ist schwach ausgeprägt ($p \leq 0,05$).

Definitionsgemäß besitzt Luft einen Hounsfield-Wert von -1000 HE. Wie in Abbildung 3 in der Einleitung zu erkennen, beziffern wir die Grenzen für Luft von -1000 bis -990 HE, da -1000 HE ein theoretischer Wert ist und in der Praxis nicht erreicht wird. Die Messungen ergaben Mittelwerte von -991,8 und -996,9 HE. Die statistische Testung ergab für das Messort Luft keinen signifikanten Unterschied. Die Flächendichtemessung der Luft fließt als Gütekriterium der CT-Untersuchung bei der Berechnung des Signal-Rausch-Verhältnisses ein.

Hohe Effektstärken liegen für die Gewebe Milz, Leber und Niere vor.

Es folgt, wie in Tabelle 13 dargestellt, die Auswertung der Flächendichtemessungen in der nativen CT-Untersuchungsphase für die verschiedenen Messorte des Aortenlumens.

		MSCT (Gerät 1)	DSCT (Gerät 2)	Abweichung Gerät 1 von Gerät 2
Aortenlumen 1	Mittelwert M	43,7 HE	46,4 HE	+ 2,7 HE (+ 6,2 %)
	Standardabweichung SD	5,3 HE	5,3 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,0096		
	Effektstärke r	0,47		
Aortenlumen 2	Mittelwert M	43,6 HE	47,0 HE	+ 3,4 HE (+ 7,8 %)
	Standardabweichung SD	7,1 HE	7,4 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,036		
	Effektstärke r	0,38		
Aortenlumen 3	Mittelwert M	37,7 HE	45,3 HE	+ 7,6 HE (+ 20,2 %)
	Standardabweichung SD	5,2 HE	6,2 HE	
	p-Wert (T-Test)	1,74*E-8		
	Effektstärke r	0,73		
Aortenlumen 4	Mittelwert M	43,7 HE	48,3 HE	+ 4,6 HE (+ 10,5 %)
	Standardabweichung SD	6,9 HE	6,9 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,0011		
	Effektstärke r	0,48		
Aortenlumen 5	Mittelwert M	47,4 HE	53,6 HE	+ 6,2 HE (+ 13,1 %)
	Standardabweichung SD	15,2 HE	12,8 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,0017		
	Effektstärke r	0,47		
Aortenlumen 6	Mittelwert M	47,0 HE	50,4 HE	+ 3,4 HE (+ 7,2 %)
	Standardabweichung SD	8,4 HE	9,0 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,032		
	Effektstärke r	0,33		
Aortenlumen 7	Mittelwert M	45,1 HE	52,2 HE	+ 7,1 HE (+ 15,7 %)
	Standardabweichung SD	7,8 HE	9,8 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,00012		
	Effektstärke r	0,55		
AA Innen	Mittelwert M	42,7 HE	50,7 HE	+ 8,0 HE (+ 18,7 %)
	Standardabweichung SD	8,6 HE	6,8 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,000014		
	Effektstärke r	0,47		
AA Außen	Mittelwert M	40,6 HE	36,9 HE	- 3,7 HE (- 9,1 %)
	Standardabweichung SD	11,3 HE	11,7 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,091		
	Effektstärke r	0,26		

Tab. 13: Mittelwerte, Standardabweichungen, Signifikanzniveaus und Effektstärken der Flächendichtemessungen in der nativen CT-Untersuchungsphase für verschiedene Höhen des Aortenlumens und des Aortenaneurysma in HE. Aortenlumen 1+2: n=29; Aortenlumen 3: n=43; Aortenlumen 4+5+6+7: n=42, Aortenaneurysma (AA) innen+außen: n=43. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)

Die Richtwerte der CT-Zahl für Vollblut liegen bei 50 bis 60 HE. Die Flächendichtemesswerte für die Aortenlumenmessorte 1 bis 7 ergaben Mittelwerte von 37,7 bis 53,6 HE. In Tabelle 13 fällt auf, dass 11 von 14 der Messwerte unterhalb der Richtwerte von 50 bis 60 HE liegen. Alle Mittelwerte des modernen Mehrzeilen-Computertomographen liegen unterhalb dieses Richtwertes.

Die Dichtewerte an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation, analog der Beobachtung der Gewebemessungen, betragen höhere Werte im Vergleich zu dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen.

Die statistische Testung ergab Signifikanzniveaus von schwach ($p \leq 0,05$) bis hoch signifikant ($p \leq 0,001$). Ein Unterschied zwischen dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen und dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation liegt vor. Hohe Effektstärken von $\geq 0,8$ liegen nicht vor.

Die Dichtemessungen des Aortenaneurysmas innerhalb der Aortenprothese ergaben Mittelwerte von 42,7 und 50,7 HE. Der Richtwert liegt aufgrund der Blutdurchflusses bei dem Richtwert von Vollblut (50 – 60 HE). Der Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation erreicht diesen Richtwert. Es liegt ein hohes Signifikanzniveau im Hinblick auf die t-Wert-Testung vor.

Die Dichtemessungen des Aortenaneurysmas außerhalb der Aortenprothese ergaben Mittelwerte von 36,9 und 40,6 HE. Da an dieser Messstelle das Aortenlumen durch die Aortenprothese „ausgeschaltet“ ist, wurden die Mittelwerte mit Richtwerten für geronnenes Blut (70 – 80 HE) verglichen. Die Mittelwerte liegen deutlich unterhalb des Richtwertes. Die Mittelwerte von dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation sind erstmals niedriger (36,9 vs. 40,6 HE) als die Messpunkte von dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen.

Es liegt kein signifikanter Unterschied im Hinblick auf die Flächendichtemessungen im Bereich des ausgeschalteten Aortenaneurysmas vor.

Hohe Effektstärken von $\geq 0,8$ liegen nicht vor.

3.5 Flächendichtemessungen in der arteriellen CT-Untersuchungsphase

Es folgt der Ergebnisteil für die Flächendichtemessungen der arteriellen CT-Untersuchungsphasen.

		MSCT (Gerät 1)	DSCT (Gerät 2)	Abweichung Gerät 1 von Gerät 2
Milz	Mittelwert M	103,0 HE	104,1 HE	+ 1,1 HE (+ 1,1 %)
	Standardabweichung SD	28,6 HE	34,3 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,86		
	Effektstärke r	0,03		
Pankreas	Mittelwert M	83,4 HE	81,2 HE	- 2,2 HE (- 2,6 %)
	Standardabweichung SD	19,2 HE	27,6 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,60		
	Effektstärke r	0,08		
Leber	Mittelwert M	63,0 HE	88,2 HE	+ 25,2 HE (+ 40,0 %)
	Standardabweichung SD	19,5 HE	16,7 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,15		
	Effektstärke r	0,22		
Nierenmark	Mittelwert M	55,5 HE	57,0 HE	+ 1,5 HE (+ 2,7 %)
	Standardabweichung SD	20,5 HE	18,5 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,63		
	Effektstärke r	0,08		
Nierenrinde	Mittelwert M	134,8 HE	150,6 HE	+ 15,8 HE (+ 11,7 %)
	Standardabweichung SD	37,6 HE	56,8 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,11		
	Effektstärke r	0,24		
Luft	Mittelwert M	-996,0 HE	-996,2 HE	+ 0,2 HE (+ 0,02 %)
	Standardabweichung SD	10,0 HE	7,6 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,91		
	Effektstärke r	0,02		
Muskulatur	Mittelwert M	41,6 HE	46,2 HE	+ 4,6 HE (+ 11,1 %)
	Standardabweichung SD	9,9 HE	8,3 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,0020		
	Effektstärke r	0,45		
Fettgewebe	Mittelwert M	-94,5 HE	-113,6 HE	+ 19,1 HE (+ 20,2 %)
	Standardabweichung SD	34,5 HE	14,1 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,0016		
	Effektstärke r	0,46		

Tab. 14: Mittelwerte, Standardabweichungen, Signifikanzniveaus und Effektstärken der Flächendichtemessungen in der arteriellen CT-Untersuchungsphase für verschiedene Gewebe und Luft in HE. n=43. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)

Für die arterielle CT-Untersuchungsphase existieren keine Dichtewertgrenzbereiche, wie für die native Untersuchungsphase. Dieser Sachverhalt liegt u.a. an den unterschiedlichen Kontrastmittelsorten, den variablen Parametern während der Applikation, wie Kontrastmittelmenge, Zeitpunkt der Kontrastmittelgabe, Kontrastmitteleindringrate etc.

In Tabelle 14 sind die Flächendichtemessungen für die arterielle CT-Untersuchungsphase aufgeführt.

Für die Gewebe Milz, Pankreas, Leber und Niere wurden im Vergleich zu der nativen CT-Untersuchungsphase höhere Hounsfield-Einheiten gemessen. In der arteriellen Phase kann das Nierenmark von der Nierenrinde, aufgrund der Kontrastmittelinjektion, getrennt dargestellt und betrachtet werden. Die Gewebe Muskulatur und Fett haben mit 41,6 bis 46,2 HE und -94,5 bis -113,6 HE vergleichbare Messwerte, wie bei der nativen Untersuchungsphase. Dieser Sachverhalt spiegelt die niedrige Durchblutung des Fettgewebes und das geringe Extrazellulärvolumen des M. iliopsoas wieder. Dies gilt als Güte der Flächendichtemessungen, da wenige bis keine Gefäße in der Messung eingeschlossen wurden.

Die Messung der extrakorporalen Luft ergab -996,0 und -996,2 HE. Es liegen geringe Unterschiede zur nativen Messung vor. Die Werte liegen im Referenzbereich von -1000 bis -990 HE. Die Flächendichtemessung der Luft fließt als Gütekriterium der CT-Untersuchung bei der Berechnung des Signal-Rausch-Verhältnisses ein.

Das Signifikanzniveau liegt für die Gewebe Milz, Pankreas, Leber und Niere (sowohl Nierenrinde, als auch Nierenmark) bei nicht signifikant ($p \geq 0,05$). Es liegen keine Unterschiede im Hinblick auf die Mittelwerte der Hounsfield-Einheiten dieser Gewebe zwischen dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen und dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation vor.

Anders verhält es sich mit dem Signifikanzniveau der Gewebe Fett und Muskulatur. Diese sind als signifikant ($p \leq 0,01$) einzustufen.

Hohe Effektstärken von $> 0,8$ liegen nicht vor.

Die Tabelle 15 führt die Flächendichtemessungen in der arteriellen CT-Untersuchungsphase für die verschiedenen Messorte des Aortenlumens.

		MSCT (Gerät 1)	DSCT (Gerät 2)	Abweichung Gerät 1 von Gerät 2
Aortenlumen 1	Mittelwert M	350,5 HE	492,9 HE	+ 142,4 HE (+ 40,6 %)
	Standardabweichung SD	106,5 HE	252,0 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,053		
	Effektstärke r	0,36		
Aortenlumen 2	Mittelwert M	334,4 HE	453,8 HE	+ 119,4 HE (+ 35,7 %)
	Standardabweichung SD	121,5 HE	170,3 HE	
	p-Wert (T-Test)	1,01*E-5		
	Effektstärke r	0,71		
Aortenlumen 3	Mittelwert M	324,8 HE	437,3 HE	+ 112,5 HE (+ 34,6 %)
	Standardabweichung SD	77,0 HE	136,5 HE	
	p-Wert (T-Test)	2,9*E-6		
	Effektstärke r	0,64		
Aortenlumen 4	Mittelwert M	323,3 HE	428,1 HE	+ 104,8 HE (+ 32,4 %)
	Standardabweichung SD	73,6 HE	123,1 HE	
	p-Wert (T-Test)	4,8*E-6		
	Effektstärke r	0,63		
Aortenlumen 5	Mittelwert M	333,5 HE	410,3 HE	+ 76,8 HE (+ 23,0 %)
	Standardabweichung SD	75,8 HE	125,2 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,0010		
	Effektstärke r	0,48		
Aortenlumen 6	Mittelwert M	305,3 HE	375,3 HE	+ 70,0 HE (+ 22,9 %)
	Standardabweichung SD	96,4 HE	137,2 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,003		
	Effektstärke r	0,44		
Aortenlumen 7	Mittelwert M	302,9 HE	368,5 HE	+ 65,6 HE (+ 21,7 %)
	Standardabweichung SD	97,6 HE	134,4 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,0070		
	Effektstärke r	0,41		
AA Innen	Mittelwert M	328,6 HE	439,1 HE	+ 110,5 HE (+ 33,6 %)
	Standardabweichung SD	103,8 HE	154,7 HE	
	p-Wert (T-Test)	3,4*E-6		
	Effektstärke r	0,64		
AA Außen	Mittelwert M	60,4 HE	80,1 HE	+ 19,7 HE (+ 32,6 %)
	Standardabweichung SD	60,3 HE	116,1 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,17		
	Effektstärke r	0,21		

Tab. 15: Mittelwerte, Standardabweichungen, Signifikanzniveaus und Effektstärken der Flächendichtemessungen in der arteriellen CT-Untersuchungsphase für verschiedene Höhen des Aortenlumens und des Aortenaneurysma in HE. Aortenlumen 1+2: n=29; Aortenlumen 3: n=43; Aortenlumen 4+5+6+7: n=42, AA innen+außen: n=43. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)

Auffallend sind Mittelwertangaben der CT-Zahl an beiden CT-Geräten, die um den Betrag 300 bis 400 HE höher liegen als in der nativen CT-Untersuchungsphase. Begründet ist dies durch die Kontrastmittelapplikation. Das Kontrastmittel liegt in hoher Konzentration innerhalb des Aortenlumens vor. Es konnte festgestellt werden, dass an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation höhere Hounsfield-Einheiten gemessen wurden, analog den Verhältnissen der nativen CT-Untersuchungsphase. Es wurden für die mit Kontrastmittel gefüllten Messorte „Aortenlumen 1 bis 7“ und „Aortenaneurysma innen“ Hounsfield-Einheiten von 302,9 bis 350,5 HE an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen und von 368,5 bis 492,9 HE an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation gemessen. Die Messungen ergaben für den Messort „Aortenaneurysma außen“ eine um den Betrag 20 bis 40 HE höhere Ergebnisse, im Vergleich zu den Messwerten der nativen Untersuchungsphase.

Das Kontrastmittel wird in der Regel über einen peripheren venösen Zugang dem Patienten zugeführt. Dies erfolgt über einen zügigen Laufrate, was mit der Art eines verlängerten Bolus‘ verglichen werden kann. Das Kontrastmittel gelangt aus der Peripherie über den venösen Blutfluss zum Herzen, über das Herz in die großen aortennahen arteriellen Gefäße und dann weiter in die Endstromgebiete der jeweiligen Organe. Diese Physiologie spiegelt sich in Tabelle 15 wieder. Die Messorte „Aortenlumen 1 bis 7“ liefern in absteigender Reihenfolge im Betrag kleiner werdende Mittelwerte in Hounsfield-Einheiten. Zum Zeitpunkt der arteriellen CT-Untersuchungsphase kam es noch nicht zur vollständigen Vermischung des Kontrastmittelbolus‘ mit dem gesamten Blutvolumens des Patienten. Diesem Sachverhalt folgend, ergibt sich aus dem Mittelwert des Messortes „Aortenaneurysma innen“ (328,6 und 439,1 HE) eine Aneurysmahöhe zwischen den Messorten „Aortenlumen 2 und 3“ (s. Tabelle 15).

Das Signifikanzniveau liegt für die Messorte „Aortenlumen 1 bis 7“ und „Aortenaneurysma innen“ bei signifikant bis hoch signifikant ($p \leq 0,01$ und $p \leq 0,001$). Für den Messort „Aortenaneurysma außen“ (nicht mit Kontrastmittel gefüllt) liegt kein signifikanter p-Wert ($p > 0,05$) und somit kein Unterschied der Flächendichtemessungen zwischen dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen und dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation vor.

Es liegen keine hohen Effektstärken von $> 0,8$ vor. Die Effektstärken liegen zwischen 0,21 und 0,71.

3.6 Flächendichtemessungen in der venösen CT-Untersuchungsphase

Es folgt der Ergebnisteil der Flächendichtemessungen für die venöse CT-Untersuchungsphasen.

		MSCT (Gerät 1)	DSCT (Gerät 2)	Abweichung Gerät 1 von Gerät 2
Milz	Mittelwert M	101,8 HE	109,5 HE	+ 7,7 HE (+ 7,6 %)
	Standardabweichung SD	18,1 HE	17,5 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,010		
	Effektstärke r	0,38		
Pankreas	Mittelwert M	76,5 HE	75,6 HE	- 0,9 HE (- 1,2 %)
	Standardabweichung SD	16,0 HE	19,6 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,69		
	Effektstärke r	0,06		
Leber	Mittelwert M	100,4 HE	101,1 HE	+ 0,7 HE (+ 0,7 %)
	Standardabweichung SD	21,0 HE	23,9 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,83		
	Effektstärke r	0,03		
Niere Gesamt	Mittelwert M	153,2 HE	168,0 HE	+ 14,8 HE (+ 9,7 %)
	Standardabweichung SD	37,2 HE	39,6 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,007		
	Effektstärke r	0,40		
Luft	Mittelwert M	-996,1 HE	-994,9 HE	- 1,2 HE (- 0,1 %)
	Standardabweichung SD	6,7	10,9	
	p-Wert (T-Test)	0,53		
	Effektstärke r	0,10		
Muskulatur	Mittelwert M	46,7 HE	50,0 HE	+ 3,3 HE (+ 7,1 %)
	Standardabweichung SD	10,7	10,8	
	p-Wert (T-Test)	0,019		
	Effektstärke r	0,35		
Fettgewebe	Mittelwert M	-94,5 HE	-105,6 HE	+ 11,1 HE (+ 11,7 %)
	Standardabweichung SD	14,4 HE	20,3 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,00029		
	Effektstärke r	0,52		

Tab. 16: Mittelwerte, Standardabweichungen, Signifikanzniveaus und Effektstärken der Flächendichtemessungen in der venösen CT-Untersuchungsphase für verschiedene Gewebe und Luft in HE. n=43. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)

Zu diesem Zeitpunkt der CT-Untersuchung haben sich die Kontrastmittelmenge und das gesamte Blutvolumen des Patienten vollständig vermischt. Organe, wie die Niere und Leber, sind vollkontrastiert. Nierenmark und -rinde sind weniger gut bis gar nicht abgrenzbar.

Diesen Sachverhalt spiegeln die Mittelwerte der Hounsfield-Einheiten in Tabelle 16 wieder.

Die Nieren und die Leber haben im Durchschnitt die höchsten Flächendichtemesswerte aller drei CT-Untersuchungsphasen (100,4 bis 101,1 HE und 153,2 bis 168,0 HE). Die Milz ist in der venösen Phase vergleichbar stark kontrastiert, wie in der arteriellen Phase. Das Pankreas verliert zu diesem Zeitpunkt der Untersuchung die maximale Kontrastierung (76,5 und 75,6 HE). Bei den Geweben Muskulatur und Fett gibt es, analog der arteriellen und nativen Phase, minimale Mittelwertverschiebung der Hounsfield-Einheiten. Der Messort „Luft“ liegt, wie in den beiden vorangegangenen CT-Untersuchungsphasen, mit -996,1 und -994,9 HE im Referenzwert dieser Studie und fließt als Gütekriterium der CT-Untersuchung bei der Berechnung des Signal-Rausch-Verhältnisses ein.

Für die Gewebe Milz, Niere, Muskulatur und Fett können wir die Unterschiede der Mittelwerte beider CT-Geräte mit einem Signifikanzniveau von signifikant bis hoch signifikant ($p \leq 0,01$ und $p \leq 0,001$) benennen. Für die Gewebe Leber, Pankreas und für die Luftmessung liegt kein signifikantes ($p > 0,05$) Ergebnis vor.

Es liegen keine hohen Effektstärken von $> 0,8$ vor. Alle Effektstärken sind kleiner als 0,52.

Tabelle 17 führt die Flächendichtemessungen in der venösen CT-Untersuchungsphase für die verschiedenen Messorte des Aortenlumens auf.

		MSCT (Gerät 1)	DSCT (Gerät 2)	Abweichung Gerät 1 von Gerät 2
Aortenlumen 1	Mittelwert M	157,7 HE	162,5 HE	+ 4,8 HE (+ 3,0 %)
	Standardabweichung SD	27,0 HE	38,2 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,43		
	Effektstärke r	0,15		
Aortenlumen 2	Mittelwert M	150,1 HE	152,7HE	+ 2,6 HE (+ 1,7 %)
	Standardabweichung SD	24,7 HE	36,4 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,65		
	Effektstärke r	0,09		
Aortenlumen 3	Mittelwert M	174,3 HE	147,6 HE	- 26,7 HE (- 15,3 %)
	Standardabweichung SD	196,5 HE	33,1 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,39		
	Effektstärke r	0,13		
Aortenlumen 4	Mittelwert M	147,7 HE	150,6 HE	+ 2,9 HE (+ 2,0 %)
	Standardabweichung SD	23,9 HE	34,4 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,50		
	Effektstärke r	0,11		
Aortenlumen 5	Mittelwert M	153,2 HE	157,2 HE	+ 4,0 HE (+ 2,6 %)
	Standardabweichung SD	26,4 HE	31,7 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,37		
	Effektstärke r	0,14		
Aortenlumen 6	Mittelwert M	147,7 HE	150,9 HE	+ 3,2 HE (+ 2,2 %)
	Standardabweichung SD	34,6 HE	34,1 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,43		
	Effektstärke r	0,12		
Aortenlumen 7	Mittelwert M	145,1 HE	152,9 HE	+ 7,7 HE (+ 5,4 %)
	Standardabweichung SD	30,9 HE	47,5 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,23000		
	Effektstärke r	0,19		
AA Innen	Mittelwert M	148,2 HE	154,2 HE	+ 6,0 HE (+ 4,0 %)
	Standardabweichung SD	24,5 HE	32,4 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,21		
	Effektstärke r	0,19		
AA Außen	Mittelwert M	54,5 HE	50,2 HE	- 4,3 HE (- 7,9 %)
	Standardabweichung SD	34,6 HE	32,7 HE	
	p-Wert (T-Test)	0,21		
	Effektstärke r	0,19		

Tab. 17: Mittelwerte, Standardabweichungen, Signifikanzniveaus und Effektstärken der Flächendichtemessungen in der venösen CT-Untersuchungsphase für verschiedene Höhen des Aortenlumens und des Aortenaneurysma in HE. Aortenlumen 1+2: n=29; Aortenlumen 3: n=43; Aortenlumen 4+5+6+7: n=42, AA innen+außen: n=43. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)

In der venösen CT-Untersuchungsphase liegen die Flächendichtemessungen für der Messorte „Aortenlumen 1 bis 7“ und „Aortenaneurysma innen“ zwischen 145,1 und 174,3 HE an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen und zwischen 147,6 und 162,5 HE an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation. Im Vergleich zu der arteriellen CT-Untersuchungsphase fallen niedrigere Mittelwert auf, was die Physiologie der Verteilung des Kontrastmittels widerspiegelt. Es liegt eine homogene Verteilung des Kontrastmittels im Organismus vor. Der Messwert für Messort „Aortenlumen 3“ an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen steht als einziger Messort mit 174,3 HE im Kontrast zu dieser Aussage. Es trifft, mit Ausnahme des Messortes „Aortenlumen 3“ an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen, die Tatsache zu, dass die kontrastmittelgefüllten Aortenlumenmessorte an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation höhere Mittelwertangaben der Hounsfield-Einheiten lieferten als an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen, analog den Ergebnissen der arteriellen und nativen CT-Untersuchungsphase.

Mit 50,2 bis 54,5 HE liegen die Mittelwerte für den Messort „Aortenaneurysma außen“ erwartungsgemäß zwischen den Mittelwerten der arteriellen und nativen CT-Untersuchungsphase.

Das Signifikanzniveau liegt bei keinem Messort im signifikanten Bereich ($p > 0,05$). Es liegen somit keine signifikanten Unterschiede der Mittelwerte der Flächendichtemessungen zwischen beiden Geräten im Hinblick auf das Aortenlumen in der venösen Phase vor.

Folglich liegen keine hohen Effektstärken von $> 0,8$ vor. Die Effektstärken liegen zwischen 0,09 und 0,19.

3.7 Vergleich Signal-Rausch-Verhältnis

In Tabellen 18, 19 und 20 sind die errechneten Signal-Rausch-Verhältnisse (signal noise ratio, SNR) der drei CT-Untersuchungsphasen (nativ, arteriell, venös) beider CT-Geräte dargestellt. Es wurde zur Berechnung bei allen Patienten der Messort „Aortenlumen 3“ gewählt und die Standardabweichung der extrakorporalen Luft.

Hohe SNR-Werte bedeuten ein niedriges Hintergrundrauschen. Es zeigt sich, dass in der nativen CT-Untersuchungsphase bei dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation ein SNR-Wert von 6,53 und bei dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen ein SNR-Wert von 3,55 vorliegt. Dies entspricht einer Optimierung des Signal-Rausch-Verhältnisses von 2,98 (83,9%) an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation. Das Signifikanzniveau ist mit einem p-Wert $\leq 0,001$ als hoch signifikant einzustufen. Die Effektgröße liegt mit 0,75 im Bereich eines hohen zugrundeliegenden Effektes.

SNR Nativ	MSCT (Gerät 1)	DSCT (Gerät 2)	Abweichung Gerät 1 von Gerät 2
Mittelwert M	3,55	6,53	+ 2,98 (+ 83,9 %)
Standardabweichung SD	1,26	2,33	
p-Wert (T-Test)	5,9*E-9		
Effektstärke r	0,75		

Tab. 18: Mittelwerte, Standardabweichungen, Signifikanzniveaus und Effektstärken des Signal-Rausch-Verhältnis des Multi-Slice-Computertomographen (MSCT, Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland) und des Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation (DSCT, Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland) in der nativen CT-Untersuchungsphase

In der arteriellen CT-Untersuchungsphase konnten SNR-Werte von 47,7 an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation und SNR-Werte von 30,0 an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen errechnet werden. Somit liegt eine Optimierung des Signal-Rausch-Verhältnisses von 17,7 (59,0%) an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation vor. Das Signifikanzniveau ist mit einem p-Wert $\leq 0,001$ als hoch signifikant einzustufen. Die Effektgröße liegt mit 0,74 im Bereich eines hohen zugrundeliegenden Effektes.

SNR Arteriell	MSCT (Gerät 1)	DSCT (Gerät 2)	Abweichung Gerät 1 von Gerät 2
Mittelwert M	30,0	47,7	+ 17,7 (+ 59,0 %)
Standardabweichung SD	10,2	16,3	
p-Wert (T-Test)	9,1*E-9		
Effektstärke r	0,74		

Tab. 19: Mittelwerte, Standardabweichungen, Signifikanzniveaus und Effektstärken des Signal-Rausch-Verhältnis des Multi-Slice-Computertomographen (MSCT, Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland) und des Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation (DSCT, Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland) in der arteriellen CT-Untersuchungsphase

In der venösen CT-Untersuchungsphase konnte SNR-Werte von 17,3 an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation und SNR-Werte von 13,3 an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen errechnet werden. Somit liegt eine Optimierung des Signal-Rausch-Verhältnisses von 4,0 (30,0%) an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation vor. Das Signifikanzniveau ist mit einem p-Wert $\leq 0,05$ als schwach signifikant einzustufen. Die Effektgröße liegt mit 0,34 im Bereich eines niedrigen zugrundeliegenden Effektes.

SNR Venös	MSCT (Gerät 1)	DSCT (Gerät 2)	Abweichung Gerät 1 von Gerät 2
Mittelwert M	13,3	17,3	+ 4,0 (+ 30,0 %)
Standardabweichung SD	6,5	7,4	
p-Wert (T-Test)	0,011		
Effektstärke r	0,38		

Tab. 20: Mittelwerte, Standardabweichungen, Signifikanzniveaus und Effektstärken des Signal-Rausch-Verhältnis des Multi-Slice-Computertomographen (MSCT, Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland) und des Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation (DSCT, Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland) in der venösen CT-Untersuchungsphase

4. Diskussion

4.1 Epidemiologische Daten

In dieser Studie lag das Verhältnis von Männern zu Frauen, welche an einem Aneurysma der Aorta litten, und damit einen Aortenprothesenersatz erhielten, bei 6,1:1. Dieses, zugunsten des männlichen Geschlechtes verschobene Verhältnis deckt sich mit Angaben der Literatur. So benennen Lo et al. (2016) in ihrer Arbeit die Lebenszeitprävalenz des abdominellen Bauchaortenaneurysmas bei über 65-jährigen Patienten mit 1,7 % bis 4,5% für Männer versus 0,5 % bis 1,3% für Frauen. Dies entspricht einem Verhältnis von 3-4:1 zugunsten des männlichen Geschlechtes. Weiter beschreibt Lo et al. eine Abnahme der Inzidenz dieser Erkrankung und begründet dies mit einem Rückgang der Risikofaktoren, welche in der Einleitung genannt sind. In einer Arbeit von Kühnl et al. (2017), welche in einem Zeitraum von 2005 bis 2014 ein Kollektiv bestehend aus 118.162 Patienten mit einem abdominellen Aortenaneurysma untersucht haben, wird von einem Anteil des männlichen Geschlechtes von 86% gesprochen. Dies entspricht einem Verhältnis von 6,1:1 (männlich vs. weiblich). Diese Angabe deckt sich mit den Ergebnissen dieser Studie. Kühnl et al. untersuchte ausschließlich Patienten mit einem abdominellen Aortenaneurysma. In der vorliegenden Studie wurde die Lokalisation des Aneurysmas nicht spezifiziert. Deshalb beinhaltete das untersuchte Kollektiv zusätzlich einen Patienten mit einem thorakalen Aortenaneurysma. Dennoch können beide Studien gut miteinander verglichen werden, da, wie in der Einleitung beschrieben, thorakale Aortenaneurysmen mit 3% aller Aneurysmen selten sind. Kühnl et al. beschreibt eine Zunahme der Inzidenz des nicht-rupturierten Aortenaneurysmas und eine Abnahme der Komplikationen bei Ruptur, was spekulativ auf einen höheren diagnostischen Zugang zu bildgebenden Verfahren und damit früherer Diagnosestellung schließen lässt.

In der vorliegenden Studie lag das Durchschnittsalter des untersuchten Kollektivs bei 67,0 Jahren. Die männlichen Patienten waren im Mittelwert 59,5 Jahre alt, die weiblichen Patienten im Durchschnitt 75,0 Jahre alt. Kühnl et al. errechnete das Durchschnittsalter seines Kollektivs und bezifferte es mit 73,0 Jahren. Kühnl et al. führt keine Berechnung getrennt nach Geschlecht auf. Die Differenz von 6,0 Jahren kann mit der Tatsache begründet werden, dass die Patienten dieser Studie mit einer Aortenprothese versorgt wurden. Bei Kühnl et al. lag ein großer Anteil an konservativ therapierten Patienten vor. Durch die strenge Indikationsstellung präoperativ, insbesondere in Bezug auf Komorbiditäten, kann es zu einem niedrigen Durchschnittsalter gekommen sein.

4.2 Dosisreduktion

Für die 43 ausgewerteten Patienten dieser Studie betrug die Reduktion der Strahlenexposition im Durchschnitt 1513,7mGy*cm (64,9%). Wie beschrieben, wurde dieser Sachverhalt mit Hilfe des Dosislängenproduktes analysiert. An dieser Stelle ist die Größenordnung der Strahlenreduktion hervorzuheben. In dieser Studie erhält ein Patient des zugrundeliegenden Kollektivs, während der gleichen Untersuchung, an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation fast zwei Drittel weniger Strahlendosis, als bei dieser Untersuchung an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen.

Wie in der Einleitung bereits angesprochen, beschäftigt sich die Wissenschaft intensiv mit der Frage nach der Folge für den Patienten, der der Röntgenstrahlung ausgesetzt wird/wurde.

Grundlagenforschung aus dem Jahr 1956 lieferte schon Hinweise auf einen Effekt von Röntgenstrahlung auf biologische Materie. In einer Arbeit von Caputo et al. (1957) wurde „Lysozym“ mit verschiedenen Dosen von Röntgenstrahlung behandelt und die Zusammensetzung der Lysozym-Flüssigkeitsprobe im Hinblick auf die enthaltenen Proteine und Enzyme untersucht. Es konnte u.a. nachgewiesen werden, dass nach der Bestrahlung der Probe Paraproteine und andere verwandte Proteine/Enzyme elektrophoretisch aufgetrennt werden konnten. Die Homogenität der Probe war nach der Bestrahlung vermindert. Weiter konnten schon vor über 70 Jahren eine Veränderung der Aminosäuresequenz der enthaltenen Proteine nach Bestrahlung nachgewiesen werden.

In diesem Abschnitt wird die Grundaussage der Studie von Caputo et al. in Verbindung mit den Aussagen dieser Studie gebracht.

Feststeht, dass ionisierende Strahlung Veränderungen in biologischen Proben bewirkt. Diese Veränderungen sind hinreichend untersucht und belegt.

Welche Konsequenz für den Organismus nach einer Applikation von ionisierender Strahlung, beispielsweise in Form von Röntgenstrahlung, entsteht, kann statistisch abgeschätzt werden. Dies kann mit der Inhomogenität der Individuen und damit der verschieden stark ausgeprägten Reparaturmechanismen auf zellulärer Ebene eines jeden Menschen begründet werden. Es ist rein stochastischer Natur, ob eine Zelle nach Absorption ionisierender Strahlung entartet und wenn ja, zu welchem Zeitpunkt und mit welcher Folge/Effekt.

Die Übersichtarbeit von Berrington de González et al. (2009) spiegelt diesen Sachverhalt wider. Berrington de González et al. berechnete, dass 29.000 Krebsneuerkrankungen und 14.500 Todesfälle bei ca. 70 Millionen CT-Untersuchungen pro Jahr in den USA als direkte Folge der computertomographischen Untersuchung

anzusehen seien. Anzumerken sei, dass Berrington de González et al. in diese Berechnungen Modelle verschiedener führender biologischer Zentren und Risikoanalysen, u.a. nach Alter und Geschlecht, berücksichtigten.

Als Schlussfolgerung besitzt die Aussage, dass Röntgenstrahlung Entartungen auf zellulärer Ebene auslösen können, seine unangefochtene Richtigkeit.

Diese Aussage führt zurück auf das Thema Strahlenexpositionsreduktion. Da die Computertomographie eine nicht mehr wegzudenkende Position in der modernen Medizin innehat und jeden Tag tausenden Patienten weltweit dieser Untersuchungsmöglichkeit zugeführt werden, hat die Weiterentwicklung moderner CT-Geräte große Konsequenzen bei dieser Thematik. Weitere Forschung und technische Erweiterungen sorgen für effektivere Nutzung ionisierender Strahlung.

Wie bereits beschrieben, erhalten Patienten des zugrundeliegenden Kollektivs häufig CT-Untersuchungen im Rahmen der Nachsorge des Aortenprothesenersatzes. Im Hinblick auf den Effekt der applizierten Röntgenstrahlen für diese Patienten kann zum jetzigen Zeitpunkt nicht ausgeschlossen werden, ob Entartungen durch die Untersuchungen entstanden sind. Die Aussage, dass die Wahrscheinlichkeit einer Entartung durch eine Dosisreduktion der Röntgenstrahlen sinkt, hat seine Richtigkeit. Somit wird die Aussage postuliert, möglichst viele Patienten den modernen, neuen bildgebenden Verfahren zuzuweisen, um die Dosis an ionisierender Strahlung auch in Zukunft gering zu halten.

4.3 Kontrastmittelsparnis

Ein weiteres wichtiges Thema betrifft die Verwendung von Kontrastmittel bei einer computertomographischen Untersuchung. In dieser Studie konnte eine Kontrastmittelreduktion von 111,4 ml auf 74,2 ml Kontrastmittel bei Verwendung des Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation gezeigt werden. Dies entspricht einer Reduktion von 37,2 ml (33,4%). Das verwendete Kontrastmittel (Ultravist, Bayer Pharma AG, Berlin, Deutschland), besitzt eine Monomerstruktur, ist nicht-ionisierend, wird mit einer niedrigen Osmolalität geführt und enthält 370 Magnesium-Jod-Ionen pro ml.

Bei Betrachtung der Messungen der Hounsfield-Einheiten der arteriellen CT-Untersuchungsphase im Hinblick auf das Organ „Aorta“ (s. Tabelle 15), kann eine Erhöhung der CT-Werte im Vergleich des modernen Mehrzeilen-Computertomographen zu dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation von 65,6 bis 142,4 HE (21,7% bis 40,6%) abgelesen werden. Um ähnliche Messwerte der Hounsfield-Einheit analog dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen zu

erreichen, kann u.a. das applizierte Kontrastmittelvolumen an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation reduziert werden. Ein weiterer Parameter zur Erniedrigung der Hounsfield-Einheiten kann eine Reduktion der Strahlendosis sein. Diese Aussagen treffen zu, wenn das Aortenlumen samt Aortenprothese im Fokus der Befundung steht. Bei einer computertomographischen Untersuchung sollen alle Organe und Strukturen in befundbarer Bildqualität dargestellt werden. Somit sollten alle Parameter einer CT-Untersuchung abgestimmt sein und eine stetige Weiterentwicklung der Untersuchungsprotokolle ist anzustreben.

Kontrastmittel unterscheiden sich in ihren physikalischen Eigenschaften. Ein wichtiger Punkt ist u.a. die Anzahl der pro ml Trägerflüssigkeit gebundenen Jod-Atome. Jodhaltiges Kontrastmittel entfaltet seine Wirkung aufgrund einer Interaktion zwischen der Röntgenstrahlung und der Elektronenhülle des Jod-Atoms. Vereinfacht dargestellt, sorgt die absorbierte Röntgenstrahlenergie für eine Freisetzung eines Elektrons aus der Elektronenwolke des Jod-Atoms (Caschera et al. 2016). Die Absorption der Röntgenstrahlen erhöht somit den Abschwächungskoeffizienten μ (siehe Kap. 1.3).

Laut Flohr et al. (2016) und Schmidt et al. (2020) liegt die charakteristische Röntgenstrahlung des Elements Jod bei 33 keV (sogenannte K-Kante). Bei einer Reduktion der Röhrenspannung und damit Modifikation des Röntgenspektrums entsteht eine höhere Röntgenabsorption des Elements Jod. Je höher die Röntgenabsorption ist, desto leichter kann Jod bzw. das Kontrastmittel im CT-Bild detektiert werden. Der CT-Wert (in HE) steigt bei Annäherung der Röhrenspektrums an die K-Kante von Jod. Dieser Effekt ist weiter Gegenstand der Forschung, um beispielsweise das Röntgenspektrums bei einem Multi-Energy-Computertomographen durch Modifikation jeweils auf die K-Kanten von Elementen, einmal oberhalb dieser K-Kante und einmal unterhalb dieser K-Kante, abzustimmen (Flohr et al. 2016, Schmidt et al. 2020). Diese physikalischen Grundlagen zeigen die vorliegenden Ergebnisse.

Laut einer Arbeit von Herman (2004) erhöht sich die CT-Zahl im Durchschnitt um 25 Hounsfield-Einheiten pro mg Jod pro ml Blutvolumen. Aus dieser Aussage wird abgeleitet, dass mehrere Parameter, u.a. Menge des injizierten Kontrastmittels, Körpergewicht, Volumenstatus des Patienten, Herzminutenvolumen des Patienten, Zeitpunkt des Starts der arteriellen CT-Untersuchungsphase, Einfluss auf das Konzentrationsverhältnis von Jod zu Blutvolumen haben. Weiter seien computertomographische Einstellungen, u.a. die Röhrenspannung, genannt, welche ebenfalls einen Effekt auf die errechnete CT-Zahl (vgl. Kap. 4.5) besitzen.

Kontrastmittel wird zu 90% renal ausgeschieden. Bei Patienten mit einer Niereninsuffizienz sei die Indikation streng zu überprüfen. Laut dem Gerätehersteller

(Siemens Healthcare (2018c)) leiden ca. 20% aller radiologischen Patienten an einer eingeschränkten Nierenfunktion.

Von einer kontrastmittelinduzierten Nierenfunktionsstörung spricht Caschera et al. (2016) ab einer Erhöhung des Ausgangskreatininwertes um 25% oder größer 0,5 mg/dl innerhalb von 3 Tagen nach Kontrastmittel-CT. Weiter wird bei Caschera et al. von einer Inzidenz zwischen 3 bis 33% gesprochen. Die erhebliche Spannweite dieser Angabe wird mit uneinheitlichen Definitionen und unterschiedlichen Einschlusskriterien begründet.

Aufgrund der Tatsache, dass kontrastmittelinduzierte Nierenfunktionsstörungen existieren und ca. ein Fünftel aller Patienten in der Radiologie an einer eingeschränkten Nierenfunktion leiden, ist die Gabe von Kontrastmittel kritisch zu beurteilen. Eine Reduktion des applizierten Kontrastmittels um 37,2 ml (33,4%) ermöglicht auch eine Reduktion der Wahrscheinlichkeit des Auftretens eines Kontrastmittelzwischenfalls. Dies sorgt indirekt und direkt für eine höhere Patientensicherheit. Wirtschaftliche und ökologische Aspekte seien erwähnt, welche mit dieser Einsparung einhergehen.

4.4 Hounsfield-Einheiten in der nativen CT-Untersuchungsphase

Die Messergebnisse der nativen CT-Untersuchungsphase an beiden CT-Geräten können mit den bisherigen und in dieser Studie genutzten Grenzwerten der Hounsfield-Skala für einzelne Gewebe verglichen werden. Eine vollständige Deckungsgleichheit liegt nicht vor.

Die Messergebnisse an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation waren im Betrag für jedes Gewebe und Luft höher als bei dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen. Dieser Sachverhalt kann mit den technischen Unterschieden beider Geräte begründet werden. Unterschiede u.a. in der verbauten Messtechnik sorgen für diese Differenzen (vgl. Kap. 4.6). Somit sind die angegebenen Signifikanzniveaus nachvollziehbar und begründet. Es gilt die in Kapitel 4.3 angesprochene Anpassung der physikalischen Parameter einer CT-Untersuchung mit dem Effekt einer weiteren Dosisreduktion, um Hounsfield-Werte im Größenbereich der des modernen Mehrzeilen-Computertomographen zu erreichen.

Die detaillierte Gegenüberstellung beider CT-Geräte erfolgt in Kapitel 4.6.

Ein interessanter Messort in der nativen CT-Untersuchungsphase war der Messort „Aortenaneurysma außen“. Aus pathophysiologischer Sicht sollte an diesem Messort, nach Ausschaltung des Aneurysmas durch eine Aortenprothese, geronnenes Blut bzw. reorganisiertes thrombotisches Material vorliegen. Wird der in Abbildung 3

beschriebenen Grenzbereich der Hounsfield-Skala für das Gewebe „geronnenes Blut“ (70 – 80 HE) mit den vorliegenden Messungen (36,9 - 40,6 HE) verglichen, fällt eine Differenz auf.

Hounsfield-Skalenangaben von Autoren und Wissenschaftlern, wie Fosbinder et al. (2012), welche die stärksten abweichenden Angaben beschreiben, korrelieren Hounsfield-Einheiten von ca. 35 – 40 HE nicht mit geronnenem Blut. Fosbinder et al. (2012) nennen mit 55 – 75 HE für geronnenes Blut die niedrigsten recherchierten Werte. Zur Orientierung liegt für Vollblut der Grenzbereich bei 50 – 60 HE. Die vorliegenden Messungen für den Messort „Aortenaneurysma außen“ liegen somit niedriger als Messungen für den Messort „Aortenaneurysma innen“, an deren Stelle physiologischerweise Vollblut vorliegt. Die Mittelwerte für den Messort „Aortenaneurysma außen“ nähern sich dem Hounsfield-Wert von Wasser (0 HE) an.

Eine Begründung für die Ursache dieser Tatsache könnte die Reorganisation des ausgeschalteten Aneurysmas sein. Gewebespezifische Umbauprozesse laufen ab, welche eine Veränderung der Hounsfield-Werte von „geronnenem Blut“ in Richtung der Hounsfield-Werten von Wasser bewirken könnten. An dieser Stelle wären es von Interesse, histopathologische Untersuchungen eines ausgeschalteten Aneurysmas an verschiedenen Zeitpunkten zu erheben.

Ein vergleichbares Ergebnis konnte bei den Messergebnissen für den Messort „Aortenaneurysma innen“ für den modernen Mehrzeilen-Computertomographen dargelegt werden. Hier liegen alle Flächendichtemessungen unterhalb des angegebenen Grenzbereiches für Vollblut (50 – 60 HE). Es kann eine Empfehlung diesen Grenzbereich auf 40 bis 60 HE zu erweitern, ausgesprochen werden.

Wenn während der Befundung einer computertomographischen Untersuchung Flächendichtemessungen zwecks differenzierter Beurteilung durchgeführt werden, sollte bei unklaren Messergebnissen nicht strikt an der Hounsfield-Skala festgehalten werden. Wie in dieser Studie sichtbar, handelt es sich um Orientierungshilfen, welche Abweichungen unterliegen können. Als Konsequenz könnte man den Grenzwertbereich der Hounsfield-Skala für Blut, je nach vorliegendem Zustand, überarbeiten bzw. erweitern. Von Interesse wäre u.a. weitere Studien bei Aortenprothesenträgern im Hinblick auf die Zusammensetzung des Gewebes an der Stelle „Aortenaneurysma außen“ und ihrer CT-Zahl durchzuführen.

Es liegt eine hohe Bildqualität bei dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen und dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation mit einem niedrigen Hintergrundrauschen vor. Das Signal-Rausch-Verhältnis ist in der nativen CT-Untersuchungsphasen an dem Dual-Source-

Computertomographen der 3. Generation im Vergleich zu dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen von 6,53 versus 3,55 (83,9%) optimiert.

Bei beiden CT-Geräten ist die subjektive Befundbarkeit in hohem Maße gegeben. Diese Ergebnisse decken sich mit einer Arbeit von Krauss et al. (2015). Krauss et al. hat ein Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation mit einem modernen Multi-Energy-Computertomographen an Phantommessungen verglichen. Hier wurden Signal-Rausch-Verhältnis-Optimierungen von 77% zu Gunsten des Dual-Source-Computertomographen angegeben. Hervorzuheben ist, dass der moderne Mehrzeilen-Computertomograph keine Option zur Multi-Energy-CT-Untersuchung besitzt. Dennoch zeigt die Arbeit von Krauss et al. eine deutliche Optimierung zu Gunsten eines Dual-Source-Computertomographen.

4.5 Hounsfield-Einheiten nach Kontrastmittelinjektion in der arteriellen und venösen CT-Untersuchungsphase

Es erhöht sich die CT-Zahl laut Herman (2004) im Durchschnitt um 25 Hounsfield-Einheiten pro mg Jod pro ml Blutvolumen. Diese Aussage suggeriert, mit der Information, dass Kontrastmittel an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation eingespart wurde, dass die gemessenen Hounsfield-Einheiten an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation niedriger sein müssten, als an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen. Die Messergebnisse geben dies nicht wieder, da einen wesentlichen Einfluss die eingestellte Röhrenspannung nimmt, welche im Durchschnitt 10-20 kV niedriger an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation war.

Dieser Sachverhalt wird durch die Flächendichtemessungen in der arteriellen und teilweise venösen Phase bestätigt. Im Durchschnitt lagen die Hounsfield-Einheiten an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation höher als bei dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen. In der arteriellen CT-Untersuchung lagen die Messungen des Aortenlumens an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation um ca. 60 bis 140 HE höher als an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen. Es kann, wie in den vorherigen Kapiteln, davon ausgegangen werden, dass die errechnete CT-Zahl und folgend die Bilddarstellung an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen korrekte Aussagen hinsichtlich des Befundes zulassen. In einer Studie von Jin et al. (2020) wurde ein moderner Mehrzeilen-Computertomograph mit einem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation bei Patienten mit einer Coronarstenose am Herzen verglichen. Es wurde ein u.a. ein objektiver und subjektiver Bewertungsvorgang durchgeführt. Es zeigte sich,

dass der Dual-Source-Computertomograph in der Auswertung höhere CT-Werte (in HE) und höhere subjektive Bewertungspunkte erzielte. In der Studie von Jin et al. (2020) wurde die injizierte Kontrastmittelmenge an beiden Geräten nicht wesentlich verändert. Somit zeigt diese Studie, dass bei vergleichbarer Anzahl von Jodatomen pro ml an dem Dual-Source-Computertomographen höhere CT-Werte abgeleitet werden. Diese Beobachtung spiegelt die von Flohr et al. dargestellten physikalischen Eigenschaften der Röntgenabsorption des Elements Jod wieder (vgl. Kapitel 4.3).

Ein weiterer Faktor, der diesem Sachverhalt zugrunde liegt, ist die Verwendung eines Zinnfolienfilters bei dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation. Hierdurch kommt es zur Optimierung des Röntgenspektrums, wodurch die errechnete CT-Zahl über den Schwächungskoeffizienten μ an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation verändert ist.

In Tabelle 15 lässt sich die Physiologie der Verteilung des verlängerten Kontrastmittelbolus über das Herzzeitvolumen anhand der Hounsfield-Werte, sowohl an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen als auch an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation visualisieren. Die Hounsfield-Werte der Messorte „Aortenlumen 1 – 7“ werden von Messort zu Messort niedriger, was ein „Überholen“ der Scangeschwindigkeit im Vergleich zum Herzzeitvolumen und damit dem Kontrastmittelbolus widerspiegelt. Interessant ist, dass dieser Trend auch bei den Messorten „Aortenlumen 6 und 7“ erhalten bleibt. An diesen Punkten wird die A. iliaca communis sinistra und dextra auf gleicher Höhe gemessen. Mutmaßlich erreicht das Kontrastmittel somit die rechte A. iliaca communis etwas früher als die linke. Diese Unterschiede könnten ggf. in der Messungenauigkeit begründet sein, was den Ausreißerwert des Messorts „Aortenlumen 5“ bei dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen erkläre.

Der Gerätehersteller führt u.a. in seiner Produktbeschreibung ein verändertes Kontrastmittel-Rausch-Verhältnis bei dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation an und spricht von einer Reduktion des Kontrastmittels bis zu 50%. Diese Angaben unterstreicht eine Empfehlung der Optimierung der Kontrastmittelmenge.

Mit den Ergebnissen dieser Studie kann bestätigt werden, dass in der arteriellen Phase der CT-Untersuchung die Unterscheidung in Nierenmark und Nierenrinde bei vergleichbaren CT-Einstellungen optimal ist.

In der arteriellen, als auch venösen CT-Untersuchungsphase, analog zur nativen Phase, liegt eine hohe Bildqualität an beiden CT-Geräten mit einem niedrigen Hintergrundrauschen vor. Das Signal-Rausch-Verhältnis ist in beiden CT-Untersuchungsphasen mit Kontrastmittel an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation im Vergleich zu dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen

bei 13,3 versus 17,3 (30,0%) bzw. bei 30,0 versus 47,7 (59,0%) optimiert. Die subjektive Befundbarkeit der CT-Bilder ist auch an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen gegeben.

4.6 Mehrzeilen-Computertomographen versus Dual-Source-Computertomographen

Tabelle 21 stellt den modernen Mehrzeilen-Computertomographen und den Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation gegenüber.

	MSCT	DSCT
Röntgenröhre	1x Straton™	2x Vectron™
Detektor	Ultra Fast Ceramic™	2x Stellar ^{INFINITY}
Anzahl möglicher Schichten	bis zu 128	bis zu 384 (2x 192)
Rotationszeit	bis zu 0,3 s	bis zu 0,25 s
zeitliche Auflösung	bis zu 150 ms	bis zu 66 ms
Generatorstärke	80, 100 kW	240 kW (2x 120 kW)
Röhrenspannung	bis 140 kV	bis 150 kV
max. räumliche Auflösung	0,33 mm	0,24 mm
max. Untersuchungsgeschwindigkeit	bis zu 192 mm/s	bis zu 737 mm/s
max. Tragkraft Patiententisch	bis zu 307 kg	bis zu 307 kg
Gantry Öffnung	78 cm	78 cm

Tab. 21: Gegenüberstellung der technischen Daten eines Multi-Slice-Computertomographen (MSCT, Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland) und eines Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation (DSCT, Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland) (vgl. Siemens Healthcare 2018a, 2018b)

Kernaussagen, in Tabelle 21 einzusehen, sind u.a., dass der Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation über zwei Röntgenröhren und damit auch zwei Detektoren, sowie einer Zinnfolienfilterung, verfügt. Es sind mit dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation eine höhere Anzahl an Schichten möglich (bis zu 384 vs. 128), die Ortsauflösung ist exakter (bis zu 0,24 mm vs. 0,33 mm), die zeitliche Auslösung im Hinblick auf dynamische Organe, wie z.B. das Herz, besser (bis zu 66 ms vs. 150 ms) und die Untersuchungsgeschwindigkeit (bis zu 737 mm/s vs. 192 mm/s) liegt wesentlich höher.

Auf Grundlage dieser technischen Unterschiede liegt es nahe, dass der Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation gegenüber dem modernen Mehrzeilen-Computertomograph Vorteile besitzt und den Fortschritt der technischen Entwicklung unterstreicht.

Grundlegend sei erwähnt, dass die verwendeten Computertomographen verschiedenen Generationen und vor allem verschiedenen CT-Typen entsprechen.

Interessant sind, die vom Gerätehersteller genannten, absoluten Dosiswerte. Diese Dosiswerte werden an einem standardisierten Phantompatienten durchgeführt. Die Messungen für den modernen Mehrzeilen-Computertomographen wurden mit einer vorgegebenen 128-Zeilen Konfiguration und einer speziellen Phantommesssoftware (Syngo CT VA48A) erstellt. Der Phantompatient hatte eine Größe von 1,75 m und ein Gewicht von 75 kg. Bei der Messung an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation wurde die erweiterte Messsoftware (Syngo CT VA50A) und ein identischer Phantompatient genutzt. Der Gerätehersteller errechnet das $CTDI_{vol}$ für drei Routine CT-Untersuchungsprogramme (Kopf, Thorax, Abdomen). Das $CTDI_{vol}$ und das Dosislängenprodukt stehen über die Längenangabe des untersuchten CT-Bereiches in Beziehung (vgl. Kap. 1.4). Da in der vorliegenden Studie der Untersuchungsbereich konstant blieb, können wir die Angaben von Siemens und die vorliegenden Ergebnisse, trotz nicht identischer physikalischer Größen, miteinander vergleichen. In Tabelle 22 sind die $CTDI_{vol}$ -Werte für beide CT-Geräte gegenübergestellt und die Reduktion des $CTDI_{vol}$ berechnet worden. Diese Reduktionswerte in Prozent können mit den vorliegenden Reduktionswerten des Dosislängenproduktes verglichen werden.

Protokollvorgaben	MSCT	DSCT	Reduktion $CTDI_{vol}$
Routine Kopf-CT	50,3 mGy	47,32 mGy	- 2,98 mGy (- 5,92 %)
Routine Thorax-CT	7,41 mGy	2,66 mGy	- 4,75 mGy (- 64,10 %)
Routine Abdomen-CT	14,4 mGy	9,83 mGy	- 4,57 mGy (- 31,73 %)

Tab. 22: Absolute Dosiswertangaben des Geräteherstellers (Siemens, Forchheim, Deutschland) eines Multi-Slice-Computertomographen (MSCT, Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland) und eines Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation (DSCT, Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland) unter standardisierten Messbedingungen als $CTDI_{vol}$ -Werte (mGy) (vgl. Siemens Healthineers Headquarters 2016a, 2016b)

Laut dem Gerätehersteller wird bei einer computertomographischen Untersuchung des Thorax die Dosis von 7,41 mGy auf 2,66 mGy (64,1%) bei Durchführung an einem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation im Vergleich zu einem modernen Mehrzeilen-Computertomographen reduziert. Für eine computertomographische Untersuchung des Abdomens liegt eine standardisierte Dosisreduktion von 14,4 mGy auf 9,83 mGy (31,7%) vor. Angaben über eine standardisierte computertomographische Phantomuntersuchung des Stammes liegen nicht vor.

Die vorliegenden Ergebnisse dieser Studie zeigen eine Reduktion der Strahlenbelastung von 616,0 auf 379,0 mGy*cm (38,5%) bei einer computertomographischen Untersuchung des Thorax (n=1), von 1855,2 auf 669,4 mGy*cm (63,9%) bei einer computertomographischen Untersuchung des Abdomens (n=14) und eine Reduktion von 2662,9 auf 907,0 mGy*cm (65,9%) bei einer computertomographischen Untersuchung des Stamms (n=28).

Trotz u.a. Verwendung von Kontrastmittel und der klinischen Anwendung der CT, können die obengenannten Prozentangaben auf der Grundlage der angewandten Methodik verglichen werden.

Auffällig ist, dass laut dem Gerätehersteller eine Strahlenreduktion von 14,4 mGy auf 9,83 mGy (31,7%) bei einer Untersuchung des Abdomens erreicht wird. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen eine Reduktion von 1855,2 mGy*cm auf 669,4 mGy*cm (65,9%). Diese Tatsache wird mit der individualisierten CT-Einstellungen begründet. Ein Beleg hierfür kann in der Dosiswertangabentabelle für den modernen Mehrzeilen-Computertomographen abgelesen werden. Dort werden, neben den hier verwendeten standardisierten Messergebnissen, auch Messergebnisse großer Studien und klinische Datenbanken angegeben. Diese Messwerte sind teilweise deutlich niedriger als die Daten in Tabelle 22.

Bei einer computertomographischen Untersuchung des Thorax beziffert der Gerätehersteller einen Reduktionswert von 7,41 mGy auf 2,66 mGy (64,1%) und die Ergebnisse dieser Studie beziffern die Reduktion von 661,0 mGy*cm auf 379,0 mGy*cm (38,5%). In diesem Zusammenhang wird eine effektivere Nutzung der applizierten Röntgenstrahlung ausgesprochen, da laut dem Gerätehersteller bei dieser Untersuchung weiteres Reduktionspotenzial vorhanden sei.

Eine Arbeit von Almeida et al. (2017) verglich einem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation (Somatom Force) mit einem Dual-Source-Computertomographen der 2. Generation (Somatom Definition Flash) und mit einem Dual-Energy-Computertomographen der 3. Generation (Somatom Definition Edge) in Bezug auf die Genauigkeit bei Referenzmessungen an Phantomen. Es zeigte sich, dass das Dual-Source-CT der 3. Generation die höchste Genauigkeit der verglichenen Geräte erzielte. Dies suggeriert das Überwiegen der technischen Besonderheiten eines Dual-Source-CT's bzw. die Weiterentwicklung der Dual-Energy-CT's bzw. Multi-Energy-CT's.

Eine weitere Arbeit von Patscheke et al. (2016), welche die präoperative Darstellung eines Larynxkarzinoms in der Computertomographie in Bezug auf an einem modernen Mehrzeilen-Computertomographen und einem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation untersuchte, zeigte, dass der Dual-Source-

Computertomograph der 3. Generation eine deutlich höhere räumliche und zeitliche Auflösung ermöglicht. Weiter wurde über eine Reduktion der Röhrenspannung eine Reduktion der Strahlenbelastung und einen höheren Kontrast zwischen Tumorgewebe und Umgebung beschrieben (Patscheke et al. 2016).

5. Zusammenfassung (deutsch)

Das Hauptziel dieser Dissertation war es eine quantitative, als auch qualitative, Aussage über das Thema Dosisreduktion bei Patienten mit einem Teilersatz der Aorta mittels Prothese bei Aortenaneurysma zu treffen. Hintergrund dieser Studie ist, dass Patienten, die eine interventionelle Aortenaneurysmaausschaltung erhielten, eine engmaschige Nachsorge erhalten. Diese Nachsorge erfolgt in der Regel mit dem bildgebenden Verfahren der Computertomographie mit Kontrastmittel.

Bei den 43 eingeschlossenen Patienten dieser Studie wurde eine identische computertomographische Untersuchung mit Kontrastmittelapplikation an einem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland) und im Vorfeld Nachsorgeuntersuchungen an einem modernen Mehrzeilen-Computertomographen (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland) durchgeführt. Dieser Sachverhalt ist die Grundlage vorliegenden Dissertation.

Es wurden sogenannte Flächendichtemessungen an beiden CT-Geräten an definierten Stellen des Aortenlumens und an bestimmten Geweben bzw. Luft durchgeführt. Diese Messungen ermöglichten verschiedene Aussagen im direkten Vergleich der verwendeten CT-Geräte.

Kernaussage dieser Studie ist, dass die Dosisreduktion an einem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation im Vergleich zu einem modernen Mehrzeilen-Computertomographen, gemessen am Dosislängenprodukt, im Durchschnitt bei 1513,7 mGy*cm (64,9%) lag. Weiter konnte eine Ersparnis des verwendeten Kontrastmittels um 37,2 ml (33,4%) im Vergleich zu einem modernen Mehrzeilen-Computertomographen nachgewiesen werden.

Zusammenfassend wird u.a. die Empfehlung ausgesprochen, möglichst viele Patienten modernen bildgebenden Verfahren zuzuweisen, um eine noch effektivere Nutzung der ionisierenden Strahlung zu erreichen. Weiter konnte u.a. nachgewiesen werden, dass bei einer CT-Untersuchung des Thorax weiteres Dosisreduktionspotenzial vorliegt. Ebenso kann, aufgrund der Ergebnisse der Flächendichtemessungen, eine weitere Reduktion der injizierten Kontrastmittelmenge an einem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation empfohlen werden.

Eine weiterführende Forschungsfrage könnte u.a. das Thema der Hounsfield-Einheit des thrombotisch organisierten Materials außerhalb der Aortenprothesen innerhalb des Aortenaneurysmas und dessen Zusammensetzung untersuchen. Die Flächendichtemessungen spiegelten in diesem Zusammenhang nicht die Daten der aktuellen Literatur wieder.

6. Abstract (english)

The aim of this dissertation was to make a quantitative and a qualitative statement regarding dose reduction in patients with aortic aneurysms that were treated by the use of aortic replacement. Background to this study is, that patients having received aortic aneurysm disconnection are being closely followed-up. This follow-up is normally a computer tomographical examination with the use of contrasting agent.

The 43 patients included in this study received an identical examination with a third-generation dual-source computer tomograph (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Germany) and a modern multi-slice computer tomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Germany). This set of facts is the foundation of this dissertation.

At both CT- devices, we conducted so-called surface density measurements at defined sites of the aortic lumen, at specific tissue and air. Those measurements made the direct comparison of the two CT- devices possible.

The central statement of this study is, that there is a dose reduction at a third-generation dual-source computer tomograph in comparison to a modern multi-slice computer tomograph of, in average 1513,7 mGy*cm (64,9%), measured by dose-length product. Furthermore we were able to show a saving in contrasting agent of 37,2 ml (33,4%) for a third-generation dual-source computer tomograph.

In conclusion, we suggest to make modern techniques in the image procedures accessible for as many patients as possible to gain an even more effective use of ionising radiation. We also showed a potential in dose reduction for CT-examinations of the thorax. Based on the results of the surface density measurements, we recommend a further reduction of the applied contrasting agent at a third-generation dual-source computer tomograph.

A further investigation in this area could be the topic of Hounsfield-Units of the thrombotic organised material around the aortic replacement but within the aneurysm and its structure. In this area our surface density measurements did not reflect the current data in literature.

7. Abbildungsverzeichnis

<u>Abb. 1:</u> Rotierende Röntgenröhre innerhalb des Detektorringes zur Erstellung eines Absorptionsprofils des Patienten. In Anlehnung an Cantatore et al. 2011 und Smith et al. 2011.	3
<u>Abb. 2:</u> Schematische Darstellung des Messprinzips eines Mehrzeilen-Computertomographen (hier beispielhaft mit 4 Zeilen dargestellt). In Anlehnung an Cantatore et al. 2011 und Smith et al. 2011.	4
<u>Abb. 3:</u> Hounsfield-Skala (CT-Zahl). Native CT-Untersuchungsphase in HE. In Anlehnung an Alkadhi et al. 2011.	6
<u>Abb. 4:</u> Die Geschlechtsverteilung des Patientenkollektivs bei Stichprobenzahl n=43	11
<u>Abb. 5:</u> Durchschnittsalter mit Standardabweichung des Patientenkollektivs in Jahren und Patientenalter des jüngsten/ältesten Patienten	12
<u>Abb. 6:</u> Schematische Darstellung der Aorta in koronarer Ebene. Zahlen 1 – 7 = Aortenlumen-Messorte	16
<u>Abb. 7:</u> Quer- und Längsschnitt durch ein mit Aortenprothesenersatz versorgtes Aortenaneurysma, A.I. = Aortenaneurysmalumen innerhalb der Prothese, A.A. = Aortenaneurysmalumen außerhalb der Prothese	16
<u>Abb. 8:</u> Aortenaneurysma in der arteriellen CT-Untersuchungsphase an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen	17
<u>Abb. 9:</u> Aortenaneurysma in der arteriellen CT-Untersuchungsphase an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen samt Flächendichtemessung (376,3 HE)	17
<u>Abb. 10:</u> Aortenaneurysma in der arteriellen CT-Untersuchungsphase an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation	18
<u>Abb. 11:</u> Aortenaneurysma in der arteriellen CT-Untersuchungsphase an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation samt Flächendichtemessung (398,2 HE)	18
<u>Abb. 12:</u> Übersicht Aortenprothese in der arteriellen CT-Untersuchungsphase an dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation coronar anguliert	18
<u>Abb. 13:</u> Bland-Altman-Diagramm Dosislängenprodukt "Stamm + Thorax/Abdomen" in mGy*cm	25
<u>Abb. 14:</u> Bland-Altman-Diagramm Dosislängenprodukt "Stamm + Thorax/Abdomen" in mGy*cm mit Regressionsgrade	26
<u>Abb. 15:</u> Bland-Altman-Diagramm Dosislängenprodukt „Stamm“ in mGy*cm	27
<u>Abb. 16:</u> Bland-Altman-Diagramm Dosislängenprodukt „Thorax/Abdomen“ in mGy*cm	27

<u>Abb. 17:</u> Bland-Altman-Diagramm Ladungsmenge Q "Stamm + Thorax/Abdomen" in mAs	30
<u>Abb. 18:</u> Bland-Altman-Diagramm Ladungsmenge Q "Stamm + Thorax/Abdomen" in mAs mit Regressionsgrade	31
<u>Abb. 19:</u> Bland-Altman-Diagramm Ladungsmenge Q „Stamm“ in mAs	32
<u>Abb. 20:</u> Bland-Altman-Diagramm Ladungsmenge Q „Thorax/Abdomen“ in mAs.	32
<u>Abb. 21:</u> Bland-Altman-Diagramm Kontrastmittelmenge "Stamm + Thorax/Abdomen" in ml	35
<u>Abb. 22:</u> Bland-Altman-Diagramm Kontrastmittelmenge "Stamm + Thorax/Abdomen" in ml mit Regressionsgrade	36
<u>Abb. 23:</u> Bland-Altman-Diagramm Kontrastmittelmenge „Stamm“ in ml	37
<u>Abb. 24:</u> Bland-Altman-Diagramm Kontrastmittelmenge „Thorax/Abdomen“ in ml	37

8. Tabellenverzeichnis

<u>Tab. 1:</u> Übersicht injiziertes Kontrastmittel, Flow und Abweichungsänderungen intervallskaliert nach Körpergewicht in kg an dem modernen Mehrzeilen-Computertomographen (MSCT, Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland) versus dem Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation (DSCT, Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)	14
<u>Tab. 2:</u> Signifikanzniveaus, deren Bedeutung und Konsequenz (vgl. Bortz und Döring 2006)	20
<u>Tab. 3:</u> Gesamtergebnis Mittelwert, Standardabweichung, Signifikanzniveau und Effektstärke des Dosislängenprodukts in mGy*cm mit dem Ergebnis einer sehr hohen Signifikanz und hohen Effektstärke. n=43. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)	23
<u>Tab. 4:</u> Mittelwert, Standardabweichung, Signifikanzniveau und Effektstärke des Dosislängenprodukts bei der CT-Untersuchung „Stamm“ in mGy*cm mit dem Ergebnis einer sehr hohen Signifikanz und hohen Effektstärke. n=28. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)	24
<u>Tab. 5:</u> Mittelwert, Standardabweichung, Signifikanzniveau und Effektstärke des Dosislängenprodukts bei der CT-Untersuchung „Thorax/Abdomen“ in mGy*cm mit dem Ergebnis einer sehr hohen Signifikanz und hohen Effektstärke. n=15. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)	25
<u>Tab. 6:</u> Gesamtergebnis Mittelwert, Standardabweichung, Signifikanzniveau und Effektstärke der Ladungsmenge Q in mAs mit dem Ergebnis einer sehr hohen Signifikanz und hohen Effektstärke. n=43. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)	28

<u>Tab. 7:</u> Mittelwert, Standardabweichung, Signifikanzniveau und Effektstärke der Ladungsmenge Q bei der CT-Untersuchung „Stamm“ in mAs mit dem Ergebnis einer sehr hohen Signifikanz und hohen Effektstärke. n=28. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)	29
<u>Tab. 8:</u> Mittelwert, Standardabweichung, Signifikanzniveau und Effektstärke der Ladungsmenge Q bei der CT-Untersuchung „Thorax/Abdomen“ in mAs mit dem Ergebnis einer sehr hohen Signifikanz und hohen Effektstärke. n=15. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)	30
<u>Tab. 9:</u> Gesamtergebnis Mittelwert, Standardabweichung, Signifikanzniveau und Effektstärke der Kontrastmittelmenge in ml mit dem Ergebnis einer sehr hohen Signifikanz und hohen Effektstärke. n=43. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)	33
<u>Tab. 10:</u> Mittelwert, Standardabweichung, Signifikanzniveau und Effektstärke der Kontrastmittelmenge bei der CT-Untersuchung „Stamm“ in ml mit dem Ergebnis einer sehr hohen Signifikanz und hohen Effektstärke. n=28. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)	34
<u>Tab. 11:</u> Mittelwert, Standardabweichung, Signifikanzniveau und Effektstärke der Kontrastmittelmenge bei der CT-Untersuchung „Thorax/Abdomen“ in ml mit dem Ergebnis einer sehr hohen Signifikanz und hohen Effektstärke. n=15. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)	35
<u>Tab. 12:</u> Mittelwerte, Standardabweichungen, Signifikanzniveaus und Effektstärken der Flächendichtemessungen in der nativen CT-Untersuchungsphase für verschiedene Gewebe und Luft in Hounsfield-Einheiten (HE). n=43. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)	39

Tab. 13: Mittelwerte, Standardabweichungen, Signifikanzniveaus und Effektstärken der Flächendichtemessungen in der nativen CT-Untersuchungsphase für verschiedene Höhen des Aortenlumens und des Aortenaneurysma in Hounsfield-Einheiten (HE). Aortenlumen 1+2: n=29; Aortenlumen 3: n=43; Aortenlumen 4+5+6+7: n=42, Aortenaneurysma (AA) innen+außen: n=43. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)

41

Tab. 14: Mittelwerte, Standardabweichungen, Signifikanzniveaus und Effektstärken der Flächendichtemessungen in der arteriellen CT-Untersuchungsphase für verschiedene Gewebe und Luft in Hounsfield-Einheiten (HE). n=43. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)

43

Tab. 15: Mittelwerte, Standardabweichungen, Signifikanzniveaus und Effektstärken der Flächendichtemessungen in der arteriellen CT-Untersuchungsphase für verschiedene Höhen des Aortenlumens und des Aortenaneurysma in Hounsfield-Einheiten (HE). Aortenlumen 1+2: n=29; Aortenlumen 3: n=43; Aortenlumen 4+5+6+7: n=42, AA innen+außen: n=43. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland).

45

Tab. 16: Mittelwerte, Standardabweichungen, Signifikanzniveaus und Effektstärken der Flächendichtemessungen in der venösen CT-Untersuchungsphase für verschiedene Gewebe und Luft in Hounsfield-Einheiten (HE). n=43. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)

47

<u>Tab. 17:</u> Mittelwerte, Standardabweichungen, Signifikanzniveaus und Effektstärken der Flächendichtemessungen in der venösen CT-Untersuchungsphase für verschiedene Höhen des Aortenlumens und des Aortenaneurysma in Hounsfield-Einheiten (HE). Aortenlumen 1+2: n=29; Aortenlumen 3: n=43; Aortenlumen 4+5+6+7: n=42, AA innen+außen: n=43. MSCT: Multi-Slice-Computertomograph (Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland). DSCT: Dual-Source-Computertomograph der 3. Generation (Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland)	49
<u>Tab. 18:</u> Mittelwerte, Standardabweichungen, Signifikanzniveaus und Effektstärken des Signal-Rausch-Verhältnis des Multi-Slice-Computertomographen (MSCT, Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland) und des Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation (DSCT, Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland) in der nativen CT-Untersuchungsphase	51
<u>Tab. 19:</u> Mittelwerte, Standardabweichungen, Signifikanzniveaus und Effektstärken des Signal-Rausch-Verhältnis des Multi-Slice-Computertomographen (MSCT, Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland) und des Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation (DSCT, Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland) in der arteriellen CT-Untersuchungsphase	52
<u>Tab. 20:</u> Mittelwerte, Standardabweichungen, Signifikanzniveaus und Effektstärken des Signal-Rausch-Verhältnis des Multi-Slice-Computertomographen (MSCT, Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland) und des Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation (DSCT, Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland) in der venösen CT-Untersuchungsphase	52
<u>Tab. 21:</u> Gegenüberstellung der technischen Daten eines Multi-Slice-Computertomographen (MSCT, Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland) und eines Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation (DSCT, Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland) (vgl. Siemens Healthcare 2018a, 2018b)	61

Tab. 22: Absolute Dosiswertangaben des Geräteherstellers (Siemens, Forchheim, Deutschland) eines Multi-Slice-Computertomographen (MSCT, Somatom Definition AS, Siemens, Forchheim, Deutschland) und eines Dual-Source-Computertomographen der 3. Generation (DSCT, Somatom Force, Siemens, Forchheim, Deutschland) unter standardisierten Messbedingungen als CTDI_{vol}-Werte (mGy) (vgl. Siemens Healthineers Headquarters 2016a, 2016b)

62

9. Formelverzeichnis

Formel 1: Zusammenhang zwischen CT-Zahl und Schwächungskoeffizienten μ	5
Formel 2: Berechnung des Signal-Rausch-Verhältnisses	15
Formel 3: Mathematische Darstellung der Nullhypothesen- versus Alternativhypothesen-Annahme	20
Formel 4: Berechnung der Effektstärke r	21
Formel 5: Mathematische Darstellung eines Bland-Altman-Diagramms	22
Formel 6: Berechnung Ionendosis J und Ladungsmenge Q	28

10. Literaturverzeichnis

Alkadhi, H.; Leschka, S.; Stolzmann, P.; Scheffel, H. (2011): Wie funktioniert CT? Eine Einführung in Physik, Funktionsweise und klinische Anwendungen der Computertomographie. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag GmbH Berlin Heidelberg. Online verfügbar unter <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-17803-0>.

Almeida, I.; Schyns, L.; Öllers, M.; van Elmpt, W.; Parodi, K.; Landry, G.; Verhaegen, F. (2017): Dual-energy CT quantitative imaging: a comparison study between twin-beam and dual-source CT scanners. In: Medical physics 44 (1), S. 171–179. DOI: 10.1002/mp.12000.

Altman D.; Bland J. (1983): Measurement in medicine: the analysis of method comparison studies. In: The Statistician (32), S. 307–317.

Berrington de González, A.; Mahesh, M.; Kim, K.; Bhargavan, M.; Lewis, R.; Mettler, F.; Land, C. (2009): Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007. In: Archives of internal medicine 169 (22), S. 2071–2077. DOI: 10.1001/archinternmed.2009.440.

Bland, J.; Altman, D. (1986): Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. In: The Lancet 327 (8476), S. 307–310. DOI: 10.1016/S0140-6736(86)90837-8.

Bland, J.; Altman, D. (2010): Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. In: International Journal of Nursing Studies 47 (8), S. 931–936. DOI: 10.1016/j.ijnurstu.2009.10.001.

Bortz, J.; Döring, N. (2006): Forschungsmethoden und Evaluation. Für Human- und Sozialwissenschaftler; mit 87 Tabellen. 4., überarb. Aufl., [Nachdr.]. Heidelberg: Springer-Medizin-Verl. (Springer-Lehrbuch Bachelor, Master).

Bortz, J.; Schuster, C. (2010): Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler. 7., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg (Springer-Lehrbuch). Online verfügbar unter <http://site.ebrary.com/lib/alltitles/docDetail.action?docID=10448295>.

Buzug, T. (2005): Einführung in die Computertomographie. Mathematisch-physikalische Grundlagen der Bildrekonstruktion. 1. Nachdr. Berlin: Springer.

Calabrese, E.; Baldwin, L. (2003): Hormesis: the dose-response revolution. In: Annual review of pharmacology and toxicology 43, S. 175–197. DOI: 10.1146/annurev.pharmtox.43.100901.140223.

Cantatore, A.; Müller, P. (2011): Introduction to computed tomography: DTU. Mechanical Engineering.

Caputo, A.; Dose, K. (1957): Über die direkte Wirkung von Röntgenstrahlen auf Proteine, Peptide und Aminosäuren. In: Zeitschrift für Naturforschung B 12 (3), S. 172–180. DOI: 10.1515/znb-1957-0307.

Caschera, L.; Lazzara, A.; Piergallini, L.; Ricci, D.; Tuscano, B.; Vanzulli, A. (2016): Contrast agents in diagnostic imaging: Present and future. In: Pharmacological research 110, S. 65–75. DOI: 10.1016/j.phrs.2016.04.023.

Chu, A.; Lee, J.; Lee, Y.; Moon, S.; Han, J.; Choi, B. (2012): Dual-source, dual-energy multidetector CT for the evaluation of pancreatic tumours. In: The British Journal of Radiology (85(1018)), S. 891–898.

Debus, E.; Carpenter, S.; Tsilimparis, N.; Larena-Avellaneda, A.; Köbel, T. (2013): Therapie des abdominalen Aortenaneurysmas. In: Der Internist 54 (5), S. 543–551. DOI: 10.1007/s00108-012-3218-z.

Debus, E.; Gross-Fengels, W. (2020): Operative und interventionelle Gefäßmedizin. 2nd ed. 2020 (Springer Reference Medizin). Online verfügbar unter <https://doi.org/10.1007/978-3-662-53380-2>.

Deutsche Gesellschaft für Gefäßchirurgie (Hg.) (2010): Leitlinien zu Diagnostik und Therapie in der Gefäßchirurgie. [2. Aufl.]. Heidelberg: Springer.

Erbel, R.; Eggebrecht, H.; Falk, V.; Haverich, A.; Sechtem, U.; Nienaber, C. (2015): Aortenerkrankungen. 1. Aufl. Grünwald, München: Börm Bruckmeier (Pocket-Leitlinien).

Fagerland, M. (2012): t-tests, non-parametric tests, and large studies--a paradox of statistical practice? In: BMC medical research methodology 12, S. 78. DOI: 10.1186/1471-2288-12-78.

Field, A. (2013): Discovering statistics using IBM SPSS statistics. And sex and drugs and rock 'n' roll. 4th edition. Los Angeles, London, New Delhi, Singapore, Washington DC: Sage (MobileStudy).

Flohr, T., Korpmaal J., Krauss B., Schmidt B. (2016): Verfahren und Vorrichtung zur selektiven Detektierung und Quantifizierung von Kontrastmitteln. Patent. Anmeldenummer: DE102015212369. Online verfügbar unter: www.freepatentsonline.com/DE102015212369.html

Fosbinder, R.; Orth, D. (2012): Essentials of radiologic science. Philadelphia Pa., London: Lippincott Williams & Wilkins.

Fuchs, J.; Torsello, G. (2015): Gefäßchirurgie. Manual für die Praxis; mit 10 Tabellen. 2., aktualisierte und erw. Aufl. Stuttgart: Schattauer.

Gerabek, W.; Haage, B.; Keil, G.; Wegner, W. (Hg.) (2005): Enzyklopädie Medizingeschichte. Berlin: de Gruyter.

Hansson, S. (2013): ALARA: What is Reasonably Achievable? In: Deborah Oughton und Sven Ove Hansson (Hg.): Social and ethical aspects of radiation risk management, Bd. 19. Amsterdam: Elsevier (Radioactivity in the Environment, 19), S. 143–155.

Herman, S. (2004): Computed Tomography Contrast Enhancement Principles and the Use of High-Concentration Contrast Media. In: Journal of Computer Assisted Tomography 28, S7-S11. DOI: 10.1097/01.rct.0000120855.80935.2f.

Hopkins, R.; Bowen, J.; Campbell, K.; Blackhouse, G.; Rose, G.; Novick, T. (2008): Effects of study design and trends for EVAR versus OSR. In: Vascular health and risk management 4 (5), S. 1011–1022. DOI: 10.2147/VHRM.S3810.

Hossam, H.; Haitham, M.; Mohamed, I.; Mahmoud, A. (2018): Recent Management of Abdominal Aortic Aneurysm. In: The Egyptian Journal of Hospital Medicine 2018 (71 (4)), S. 2996–3000.

Husmann, M. (2015): Aortenaneurysma und -dissektion: Pathophysiologie, Epidemiologie und Diagnostik. 12. Aufl. Zeitschrift für Gefäßmedizin (2; p. 4-8).

Jaju, P.; Jaju, S. (2015): Cone-beam computed tomography: Time to move from ALARA to ALADA. In: Imaging science in dentistry 45 (4), S. 263–265. DOI: 10.5624/isd.2015.45.4.263.

Jin, Liang; Gao, Yiyi; Shan, Yuqing; Sun, Yingli; Li, Ming; Wang, Zhizhong (2020): Qualitative and quantitative image analysis of 16 cm wide-coverage computed tomography compared to new-generation dual-source CT. In: Journal of X-ray science and technology 28 (3), S. 527–539. DOI: 10.3233/XST-190624.

Kalender, W. (2006): Computertomographie. Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. 2., überarb. und erw. Aufl. Erlangen: Publicis Corp. Publ.

Kane, S. (2009): Introduction to Physics in Modern Medicine, Second Edition. 2nd ed. Hoboken: CRC Press. Online verfügbar unter <http://gbv.ebib.com/patron/FullRecord.aspx?p=1480658>.

Krauss, B.; Grant, K.; Schmidt, B.; Flohr, T. (2015): The importance of spectral separation: an assessment of dual-energy spectral separation for quantitative ability and

dose efficiency. In: Investigative radiology 50 (2), S. 114–118. DOI: 10.1097/RLI.0000000000000109.

Kühnl, A.; Erk, A.; Trenner, M.; Salvermoser, M.; Schmid, V.; Eckstein, H. (2017): Incidence, Treatment and Mortality in Patients with Abdominal Aortic Aneurysms. In: Deutsches Ärzteblatt international 114 (22-23), S. 391–398. DOI: 10.3238/arztebl.2017.0391.

Lo, R.; Schermerhorn, M. (2016): Abdominal aortic aneurysms in women. In: Journal of vascular surgery 63 (3), S. 839–844. DOI: 10.1016/j.jvs.2015.10.087.

Mamourian, A. (2013): CT Imaging. Practical Physics, Artifacts, and Pitfalls. Oxford: Oxford University Press USA. Online verfügbar unter <http://site.ebrary.com/lib/alltitles/docDetail.action?docID=10775446>.

Nie, P.; Li, H.; Duan, Y.; Wang, X.; Ji, X.; Cheng, Z.; Wang, A.; Chen, J. (2014): Impact of sinogram affirmed iterative reconstruction (SAFIRE) algorithm on image quality with 70 kVp- tube-voltage dual-source CT angiography in children with congenital heart disease. In: Public Library of Science (9(3)), e91123.

Patscheke, J.; Klußmann, J.; Roller, F. (2016): Beurteilung einer Ringknorpelbeteiligung im Dual-Source-CT der 3. Generation bei einem cT3-Larynxkarzinom. GMS Current Posters in Otorhinolaryngology - Head and Neck Surgery; 12:Doc072 / GMS Current Posters in Otorhinolaryngology - Head and Neck Surgery; 12:Doc072. DOI: 10.3205/cpo001423.

Peinsipp, N.; Roos, G.; Weimer, G. (2016): Röntgenverordnung - RöV. Textausgabe mit amtlicher Begründung und Erläuterungen. 7., aktualisierte Auflage. Landsberg am Lech: ecomed Sicherheit.

Richmond, C. (2004): Sir Godfrey Hounsfield. In: British Medical Journal 329 (7467), 687.1. DOI: 10.1136/bmj.329.7467.687.

Rote Liste® Service GmbH (2020): Ultravist® 300 - PatientenInfo-Service. Rote Liste® Service GmbH. Online verfügbar unter <https://www.patienteninfo-service.de/a-z-liste/uv/ultravistR-300/>, zuletzt aktualisiert am 01.08.2020, zuletzt geprüft am 25.10.2020.

Schmidt, Bernhard; Flohr, Thomas (2020): Principles and applications of dual source CT. In: Physica medica: an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology: official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB) 79, S. 36–46. DOI: 10.1016/j.ejmp.2020.10.014.

Schnell, O. (2016): Therapie des abdominellen Aortenaneurysmas. Dissertation. Online verfügbar unter <http://ediss.sub.uni-hamburg.de/volltexte/2016/7974>.

Schroeder, A.; Redberg, R. (2013): The harm in looking. In: JAMA pediatrics 167 (8), S. 693–695. DOI: 10.1001/jamapediatrics.2013.356.

Seidensticker, P.; Hofmann, L. (2008): Dual Source CT Imaging. Berlin, Heidelberg: Springer Medizin Verlag Heidelberg. Online verfügbar unter <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-77602-4>.

Siemens Healthcare (2018a): SOMATOM Definition AS Technische Daten. Online verfügbar unter <https://www.healthcare.siemens.de/computed-tomography/single-source-ct/somatom-definition-as/technical-specifications>, zuletzt geprüft am 09.05.2021.

Siemens Healthcare (2018b): SOMATOM Force Technische Daten. Online verfügbar unter <https://www.healthcare.siemens.ch/computed-tomography/dual-source-ct/somatom-force/technical-specifications>, zuletzt geprüft am 09.05.2021.

Siemens Healthcare (2018c): SOMATOM Force. Online verfügbar unter <https://www.healthcare.siemens.ch/computed-tomography/dual-source-ct/somatom-force/features#>, zuletzt geprüft am 09.05.2021.

Siemens Healthineers Headquarters (2016a): Absolute Dose Values in Computed Tomography SOMATOM Definition AS (128-slice configuration). Online verfügbar unter https://static.healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_sxxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@global/@imaging/@ct/documents/download/mda2/nde2/~edisp/ct-scanner_absolute-dose-values_somatom-definition-as-03479233.pdf, zuletzt geprüft am 09.05.2021.

Siemens Healthineers Headquarters (2016b): Absolute Dose Values in Computed Tomography SOMATOM Force. Online verfügbar unter https://static.healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_sxxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@global/@imaging/@ct/documents/download/mda2/nde2/~edisp/ct-scanner_absolute-dose-values_somatom-force-03479229.pdf, zuletzt geprüft am 09.05.2021.

Smith, N.; Webb, A. (2011): Introduction to medical imaging. Physics, engineering and clinical applications. Cambridge u.a.: Cambridge University Press (Cambridge texts in biomedical engineering).

Taslakian, B. (2016): Endovascular Abdominal Aortic Aneurysm Repair (EVAR). In: Bedros Taslakian, Aghiad Al-Kutoubi und Jamal J. Hoballah (Hg.): Procedural Dictations in Image-Guided Intervention, Bd. 21. Cham: Springer International Publishing, S. 331–336.

11. Erklärung zur Dissertation

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

Ort, Datum

Unterschrift

12. Danksagung

Frau Prof. Dr. Gabriele A. Krombach danke ich für die Vergabe dieses interessanten Dissertationsthemas, tatkräftiger Unterstützung bei der Umsetzung und an der Teilnahme am Röntgenkongress 2016 und 2017 in Leipzig.

Herrn Dr. Martin Obert danke ich für die gute und stetige Betreuung. Ich wünsche Ihm einen erfüllten verdienten Ruhestand.

Frau Claudia Rudolph danke ich für die Unterstützung in Sachen Recherche und IT.

Frau Stefanie Martin danke ich für die positive Wertschätzung, zahlreichen zielführenden Telefonaten und Hartnäckigkeit.

Meinen Eltern und meinen Geschwistern danke ich für den fortwährenden Rückhalt und Interesse an meiner Arbeit.

Meiner Freundin, Dr. Carolin Bütow, danke ich von Herzen für ihre Hilfe, motivierenden Worte, Korrekturen und für die stetige Begleitung und Unterstützung durch das Studium der Human- und Zahnmedizin.