

Aus der Klinik und Poliklinik für Radiologie
Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. Jens Ricke

**Dosisreduktion in der CT-Bildgebung des Thorax
mittels iterativer Bildrekonstruktionsverfahren**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Friedrich Maximilian März
aus München

2019

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. med. Stefan Wirth

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Anno Graser
Prof. Dr. Tobias Saam

Mitbetreuung durch die
promovierte Mitarbeiterin: Dr. med. Zsuzsanna Deak

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 24.10.2019

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	6
1.1. Geschichtliche Entwicklung der Computertomographie	6
1.2. Stellenwert der CT-Thorax-Bildgebung	8
1.3. Strahlenbelastung durch medizinische Diagnostik	9
1.4. Motivation dieser Arbeit	12
1.5. Zielsetzung der Arbeit	15
2. Material und Methoden.....	16
2.1. Methodik.....	16
2.2. Technische Grundlagen	17
2.2.1. Grundlagen der Computertomographie	17
2.2.2. Definition der Hounsfield-Einheiten (Hounsfield-Units (HU)).....	19
2.2.3. Rekonstruktionsalgorithmen.....	21
2.2.3.1. Rückprojektion	21
2.2.3.2. Gefilterte Rückprojektion (Filtered Back Projection (FBP))	22
2.2.3.3. Iterative Rekonstruktionsalgorithmen.....	23
2.2.3.3.1. Adaptiv-Statistischer-Iterativer- Rekonstruktionsalgorithmus (ASIR).....	25
2.2.3.3.2. Modell-Basierter-Iterativer- Rekonstruktionsalgorithmus (MBIR)	25
2.2.4. Definition relevanter CT-Untersuchungsparameter	26
2.2.4.1. Röhrenspannung	26
2.2.4.2. Röhrenstrom-Zeit-Produkt	26
2.2.4.3. Röhrenstrom-Modulation und Noise Index (NI).....	27
2.2.4.4. Detektor-Kollimation	28

2.2.4.5. Rotationszeit	28
2.2.4.6. Pitchfaktor	28
2.2.4.7. Schichtdicke.....	29
2.2.5. Determinanten der Strahlendosismessung	29
2.2.5.1. Definition der Dosis.....	29
2.2.5.2. Computed-Tomography-Dose-Index (CTDI).....	30
2.2.5.3. Dosis-Längen-Produkt (DLP).....	30
2.2.5.4. Größen-Spezifische-Dosis-Schätzwerte (Size-Specific-Dose-Estimates (SSDE))	30
2.2.5.5. Effektivdosis.....	31
2.3. Patientenkollektiv	31
2.4. Datenerhebung	35
2.5. Strahlendosis	39
2.6. Beurteilung der Bildqualität	39
2.6.1. Detektierbarkeit von Läsionen.....	40
2.6.2. Subjektive Beurteilung der Bildqualität.....	40
2.6.3. Quantitative Beurteilung der Bildqualität - Messung des Bildrauschens und des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses	42
2.7. Statistische Analyse	43
3. Ergebnisse	45
3.1. Körpermaße	45
3.2. Strahlendosis	47
3.3. Detektierbarkeit von Läsionen.....	48
3.4. Subjektive Beurteilung der Bildqualität.....	51

3.5. Quantitative Beurteilung der Bildqualität - Bildrauschen und Signal-zu-Rausch-Verhältnis.....	54
3.6. Veranschaulichung der Ergebnisse durch Beispielbilder aus den jeweiligen Untersuchungsgruppen	56
4. Diskussion	60
4.1. Allgemeine Maßnahmen zur Strahlendosisreduktion	60
4.2. Relevanz der Strahlendosisreduktion.....	63
4.3. Vergleich der Ergebnisse mit weiteren Studien.....	64
4.4. Auffälligkeiten und Limitationen der Studie	71
5. Zusammenfassung.....	73
Zielsetzung und Fragestellung	73
Material und Methoden	73
Ergebnisse	74
Schlussfolgerungen.....	74
Literaturverzeichnis	75
Anhang.....	82
Abbildungsverzeichnis	82
Tabellenverzeichnis	83
Abkürzungsverzeichnis	84
Acknowledgements.....	86
Danksagung.....	87
Publikationen.....	88
Eidesstattliche Versicherung	89

1. Einleitung

Diese Arbeit untersucht das Potential einer Dosisreduktion in der CT-Bildgebung des Thorax durch iterative Bildrekonstruktionsverfahren.

1.1. Geschichtliche Entwicklung der Computertomographie

Die revolutionierende geschichtliche Entwicklung der Computertomographie (CT) beginnt in den 1970er Jahren mit der Firma Electric and Musical Industries (EMI) und dem britischen Ingenieur Godfrey Hounsfield¹. Unerwartet hohe Einkünfte aus den Plattenverkäufen der Beatles erlaubten EMI den Ingenieur Hounsfield mit entsprechenden finanziellen Mitteln auszustatten, was half die CT zu entwickeln^{2,3}. Das erste CT-Gerät bestand aus einem Detektor und einem Röntgenstrahl, wobei dieses Detektor-Röntgenstrahl-Paar für jede einzelne Projektion sequenziell verschoben wurde. Wenngleich mit langer Zeitdauer von bis zu 7 Minuten pro Schicht verbunden, war es damit erstmals möglich überlagerungsfreie Schichtbilder zu erzeugen⁴.

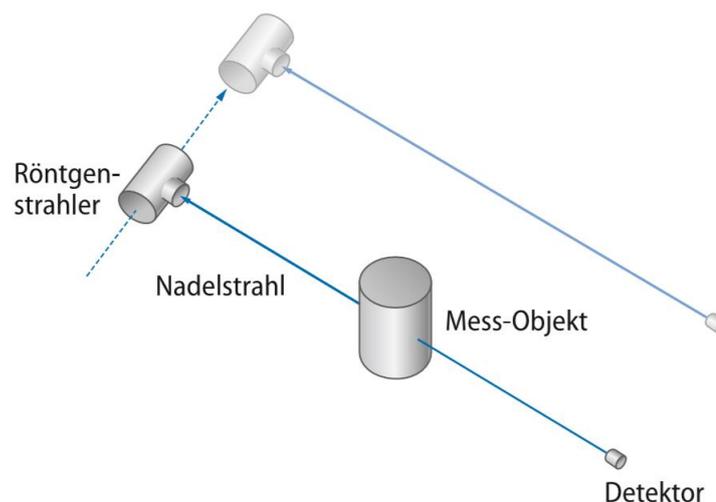


Abbildung 1: Translations-Rotations-Scanner

In dieser Abbildung ist ein CT-Scanner der ersten Generation zu erkennen. Der Detektor misst dabei die abgeschwächte Intensität des vom Röntgenstrahler ausgehenden Röntgen-Nadelstrahls. Die Aufnahme erfolgt dabei sequentiell, d.h. es erfolgt eine Translation (Das Detektor-Röntgenstrahl-Paar wird nach jeder Messung etwas verschoben) und eine anschließende Rotation (Das Detektor-Röntgenstrahl-Paar wird um einen geringen Winkel gedreht) (Abbildung modifiziert nach Alkadhi et al.(2011) Wie funktioniert CT?⁴)

In den 1980er Jahren wurden die CT-Bilder schrittweise Schicht für Schicht akquiriert. Während der CT-Untersuchung wurde der Patient nach der Akquisition einer Schicht durch eine rotierende Röhre um eine gewisse Schichtdicke, schrittweise mit dem Untersuchungs-Tisch weiter bewegt. Dadurch war die Untersuchung anfällig für Bewegungsartefakte, hatte eine limitierte Schichtdicke und eine immer noch relativ lange Zeitdauer von bis zu 20 Sekunden pro Schicht^{1,4}.

Dies veränderte sich grundlegend im Jahre 1990 mit der Einführung der Spiral-beziehungsweise Helix - CT. Hier wurde eine kontinuierliche Röhren-Rotation mit einem kontinuierlichen Tischvorschub kombiniert. Dadurch konnte nun eine Aufnahme des Thorax mit einer einzigen Atempause generiert werden^{1,4}.

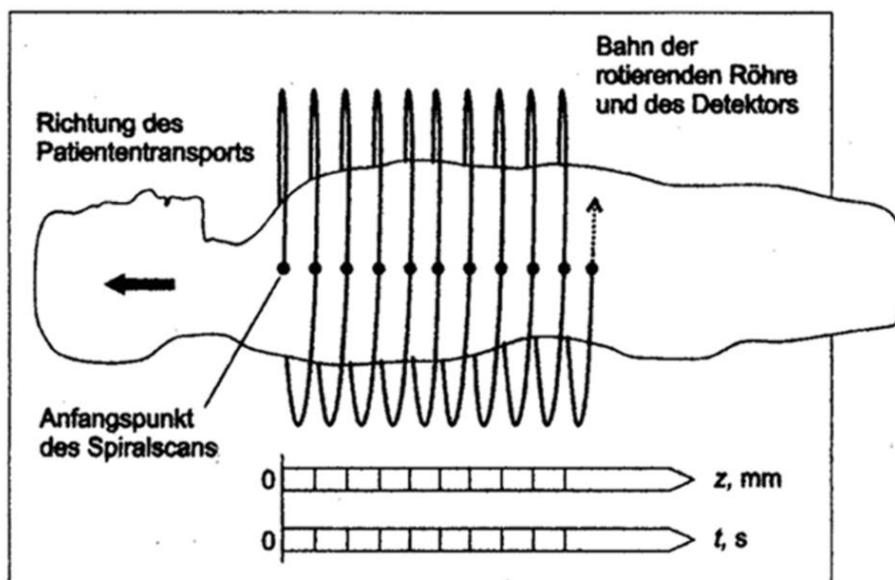


Abbildung 2: Prinzip der Spiral-/ Helix-CT

Bei der Spiral-CT werden die Rohdaten erhoben, indem eine kontinuierliche Röhren-Rotation mit einem kontinuierlichen Tischvorschub kombiniert wird. (Abbildung modifiziert nach Kalender (2006) Computertomographie⁵)

Der nächste Durchbruch gelang 1998 mit der Entwicklung der Mehrschicht CT (Multi-Slice-CT, MSCT, Multidetektor-CT, MDCT). Hier konnte nun zeitgleich pro Rotation mehr als eine Schicht aufgenommen werden. Je nach Breite des Detektorrings konnten zunächst vier Schichten in 1998 bis heute 640 Schichten aus einer Rotation

berechnet werden^{1,6-8}. Diese rapide Entwicklung führte in Kombination mit immer kleineren Detektoren zu einer hohen räumlichen und zeitlichen Auflösung mit isotropen (d.h. in allen Raumrichtungen gleich großen) Voxeln im Submillimeterbereich. Diese Datengrundlage erlaubte Schichtrekonstruktion in beliebigen Raumebenen, wodurch unter anderem insbesondere auch Perfusions-CT-Untersuchungen und hochauflösende CT-Angiographien möglich wurden^{1,4,8}.

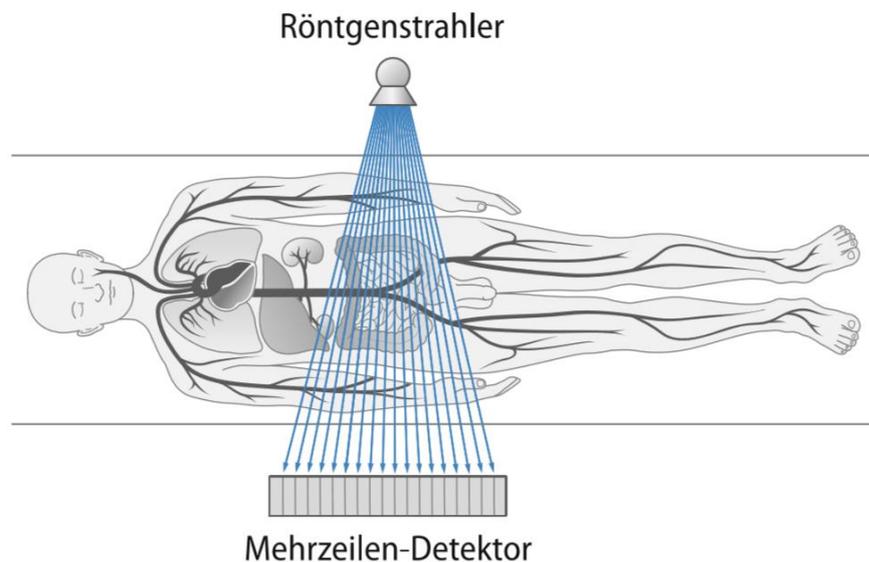


Abbildung 3: Mehrschicht-CT

Gleichzeitige Aufnahme mehrerer Schichten durch benachbarte Detektorzeilen in Patientenzugsrichtung. (Abbildung modifiziert nach Alkadhi et al.(2011) Wie funktioniert CT?⁴)

1.2. Stellenwert der CT-Thorax-Bildgebung

Durch die überlagerungsfreie und inzwischen auch diagnostisch mögliche Darstellung bewegter Strukturen (vor allem des Herzens), besitzt die CT-Diagnostik, innerhalb der bildgebenden diagnostischen Verfahren, einen hohen und bislang weiter steigenden Stellenwert. Des Weiteren bietet die CT-Diagnostik eine detaillierte Darstellung der Organe bei hoher Dichteauflösung ihrer Struktur und ist zeitlich schnell verfügbar. Zudem liegen eine Reihe vital-wichtiger Organe intrathorakal, wie das Herz, die Lunge oder das Mediastinum. Zu den wichtigsten Indikationen für eine

CT-Thorax-Untersuchung gehören dabei: Lungenparenchym-Erkrankungen (Emphysem, Lungenfibrose, Sarkoidose, etc.); kardiovaskuläre/ kardiopulmonale Erkrankungen (Lungenembolie, Aortenaneurysma, Aortendissektion, Cor pulmonale, Linksherzinsuffizienz, etc.); Infektionserkrankungen (Pneumonie, Pleuraempyem, Lungenabszess, Bronchiektasien, etc.); Tumorerkrankungen und Staging (Bronchial-Karzinom, Pleuramesotheliom, mediastinale Tumore, Lymphome, Metastasen, etc.) sowie Traumata (Pneumothorax, Hämatothorax, Kontusion oder Ruptur der Lunge, Ruptur des Herzens, des Perikards oder des Zwerchfells, Verletzungen der großen intrathorakalen Gefäße, Frakturen, etc.)^{4,9,10}.

1.3. Strahlenbelastung durch medizinische Diagnostik

Generell kann zwischen natürlicher Strahlenbelastung (unvermeidliche natürliche Strahlenquellen, Radon, kosmische Strahlung, etc.) und zivilisatorischer Strahlungsbelastung (Kernwaffenversuche, Reaktorunfälle, medizinische Anwendung, etc.) unterschieden werden. Dabei wird der größte Anteil der zivilisatorischen Strahlenbelastung durch medizinische Anwendung radioaktiver Stoffe - beispielsweise in der Nuklearmedizin - und vor allem ionisierender Strahlung - beispielsweise in der bildgebenden Diagnostik - verursacht. Die geschätzte mittlere effektive Gesamt-Dosis pro Person und pro Jahr beträgt etwa 4 mSv in der Bundesrepublik Deutschland (BRD). Dabei lag die geschätzte mittlere effektive Gesamt-Dosis durch zivilisatorische Strahlung im Jahr 2012 bei 1,9 mSv pro Einwohner, wovon 0,1 mSv durch nuklearmedizinische Diagnostik verursacht waren. Der verbleibende Großteil resultiert vor allem aus der Röntgen- und CT-Diagnostik. Zwar ist die Gesamtanzahl an Röntgenuntersuchungen pro Einwohner gesunken; im Jahr 2012 etwa 1,7 Röntgenuntersuchungen pro Einwohner. Die erhöhte Gesamtdosis ist allerdings

durch die erhöhten Anzahlen an CT-Untersuchungen zu erklären. Im Jahr 2012 waren nur ca. 9% der gesamten Anwendungen von Röntgenstrahlen zur Diagnostik CT-Untersuchungen. Diese trugen jedoch mit rund 60% zur kollektiven effektiven Dosis bei; mit insgesamt steigender Tendenz und bis zu 16% Zuwachs pro Jahr¹¹⁻¹³.

Durchschnittliche jährliche Strahlenbelastung durch ionisierende Strahlung in der BRD

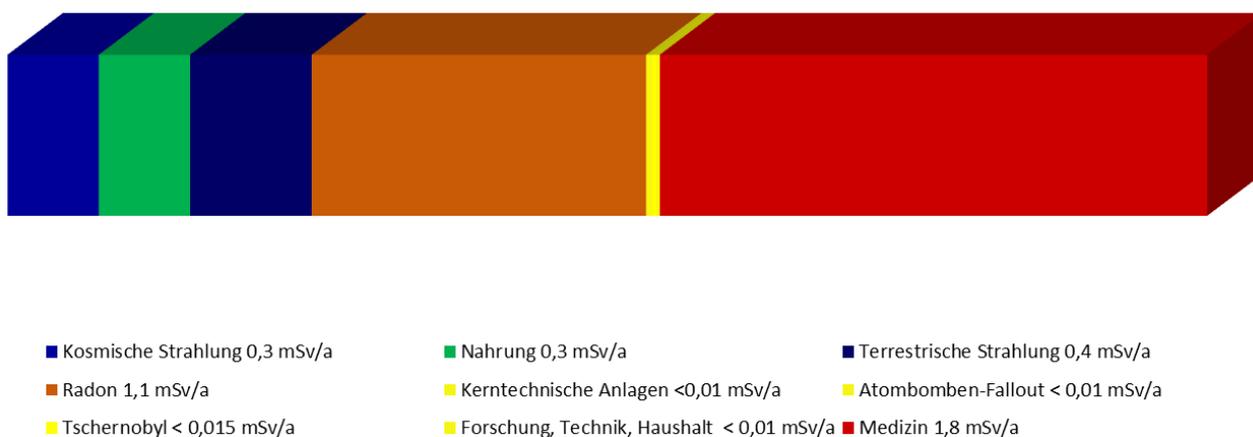


Abbildung 4: Durchschnittliche jährliche Strahlenbelastung durch ionisierende Strahlung in der BRD

Auffallend ist der erhebliche Anteil an medizinischer Strahlenbelastung (rot) (Abbildung modifiziert nach Bundesamt für Strahlenschutz, (2016) Röntgendiagnostik – Nutzen und Risiken¹²)

Tabelle 1: Effektive Jahresdosis pro Person in der BRD im Jahr 2013 durch ionisierende Strahlung #

	Mittlere effektive Dosis in mSv pro Jahr
Natürliche Strahlenexposition	ca. 2,1
durch kosmische Strahlung (in Meereshöhe)	ca. 0,3
durch terrestrische Strahlung von außen	ca. 0,4
davon bei Aufenthalt im Freien (5 Stunden/Tag)	ca. 0,1
davon bei Aufenthalt in Häusern (19 Stunden/Tag)	ca. 0,3
durch Inhalation von Radonfolgeprodukten	ca. 1,1
davon bei Aufenthalt im Freien (5 Stunden/Tag)	ca. 0,2
davon bei Aufenthalt in Häusern (19 Stunden/Tag)	ca. 0,9
durch Ingestion von natürlich radioaktiven Stoffen	ca. 0,3
Zivilisatorische Strahlenexposition	ca. 1,9
durch Fallout von Kernwaffenversuchen	< 0,01
Strahlenexposition durch den Unfall im Kernkraftwerk Tschernobyl	< 0,01
durch kerntechnische Anlagen	< 0,01
durch medizinische Anwendung	ca. 1,9
davon durch nuklearmedizinische Untersuchungen	ca. 0,1

(Tabelle modifiziert nach Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz, Bau und Reaktorsicherheit, Umwelt-radioaktivität und Strahlenbelastung, Jahresbericht 2013¹¹)

Prozentualer Anteil verschiedener Untersuchungsarten an der

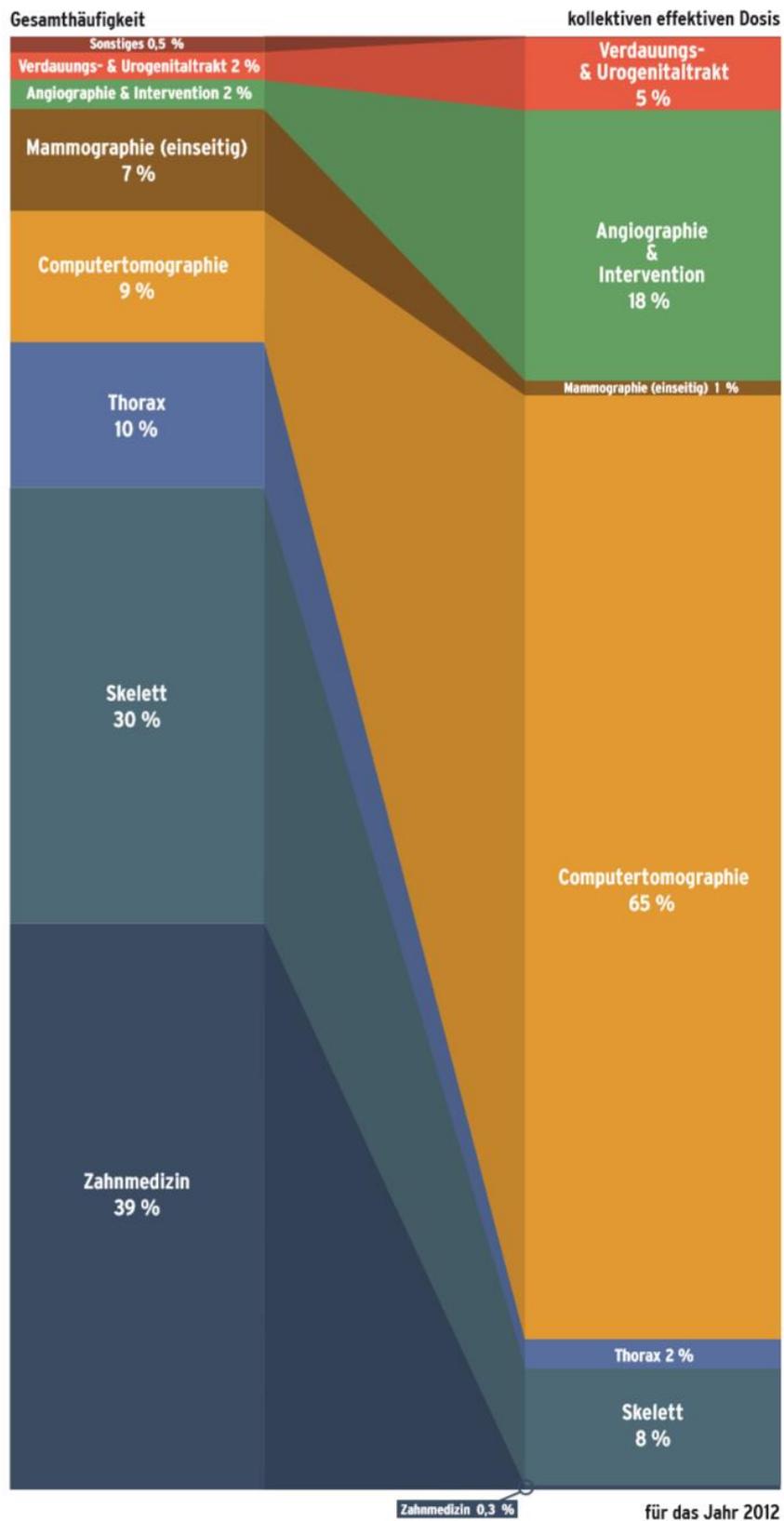


Abbildung 5: Prozentualer Anteil verschiedener diagnostischer Untersuchungen an der Gesamthäufigkeit (links) und der kollektiven effektiven Dosis (rechts)

Die Computertomographie (orange) trägt am meisten zur kollektiven effektiven Dosis bei (65%), wenngleich nur 9% der Untersuchungen mit Anwendung von Röntgenstrahlen eine CT sind (Abbildung modifiziert nach Bundesamt für Strahlenschutz, (2016) Röntgendiagnostik – Nutzen und Risiken¹²⁾

1.4. Motivation dieser Arbeit

Für eine Reihe an verschiedenen Erkrankungen der einzelnen Strukturen des Mediastinums, der großen Gefäße, der Lunge sowie des Weichteilmantels und Skeletts ist die Computertomographie des Thorax eines der wichtigsten diagnostischen Bildgebungsverfahren^{4,9,10}. Insbesondere durch die schnelle Verfügbarkeit der CT und ihrem hohen diagnostischen Stellenwert, ist die Anzahl der CT-Untersuchungen in den letzten Jahren stark gestiegen. So konnten Larson et al.¹³ in ihrer Untersuchung einen Zuwachs der CT-Untersuchungen bei Notfallpatienten von 16 % pro Jahr in einem Zeitraum von 1995 bis 2007 verzeichnen. Dies führt allerdings sowohl national¹¹ als auch im internationalen Vergleich, wie beispielsweise in den Vereinigten Staaten von Amerika (USA)¹³⁻¹⁵ zu einer erheblich gesteigerten Strahlenbelastung mit einem wesentlichen Anteil der CT-Untersuchungen an der Gesamt-Strahlenbelastung^{11,12}.

Daher sind in der klinischen Routine mehrere Strategien etabliert worden, um die Strahlenbelastung zu reduzieren. Hierzu zählen auch die in dieser Studie verwendeten Strategien, wie die iterativen Bildrekonstruktionsverfahren, die Wahl der Röhrenspannung, sowie die automatischen Expositions-Kontroll-Systeme (Automatic-Exposure-Control (AEC))^{10,16}. Weitere Details hierzu werden in den Kapiteln „2.2.3. Rekonstruktionsalgorithmen“, „2.2.4. Definition relevanter CT-Untersuchungsparameter“ und „4.1. Allgemeine Maßnahmen zur Strahlendosisreduktion“ erläutert und vertieft.

Als Ziel für die Strahlendosisreduktion wurde 2011 beim Gipfeltreffen von Vertretern aus Forschung, Klinik, Industrie, Aufsichtsbehörden und Sozialversicherungen zum

Thema „Management of Radiation Dose in CT“¹⁷ in Bethesda festgelegt, die Strahlenexposition einer CT-Thorax auf 1 mSv oder geringer pro CT-Thorax-Untersuchung zu reduzieren. Dabei wurden die Referenzwerte für eine CT-Thorax-Untersuchung des 96. Berichts der Amerikanischen Gesellschaft der Medizinphysiker¹⁸ (American Association of Physicists in Medicine (AAPM)) aus 2008 zugrunde gelegt. Hier lag die Strahlenbelastung zwischen 5 und 7 mSv pro CT-Thorax-Untersuchung¹⁸. Das Ziel einer Strahlenbelastung von 1 mSv pro CT-Thorax entspräche dabei einem geringeren Anteil als die jährliche Strahlenbelastung durch die ionisierende Hintergrundstrahlung und einer deutlichen Reduktion im Vergleich zu der zugrunde gelegten Strahlenbelastung von bis zu 7 mSv¹⁷. Die Dosisreduzierung einer CT-Thorax-Untersuchung in den Submillisievert-Bereich wurde durch den low-dose-Ansatz auch im Rahmen der vorliegenden Studie angestrebt.

Da für Lungenparenchym-Erkrankungen¹⁹ und das Lungen-Tumor-Screening, wie in der NELSON-Studie²⁰ dargestellt, bereits klinisch diverse Strahlendosis-reduzierte Protokolle Verwendung finden, konzentriert sich diese Arbeit vor allem auf die Darstellung der Weichteilgewebe des Thorax und insbesondere der Gefäße.

Verschiedene Voruntersuchungen und Studien konnten bereits zeigen, dass sowohl die Wahl der Röhrenspannung²¹⁻²⁴, als auch die Wahl des Rekonstruktionsalgorithmus^{25,26} einen wesentlichen Einfluss auf die Strahlendosis haben. Bisher gibt es allerdings nur wenige klinische Studien in denen der bereits nachgewiesene Effekt einer niedrigen Röhrenspannung in Kombination mit iterativen Rekonstruktionsverfahren genutzt wird. Diese Studien fokussierten vor allem die Gefäßdarstellung^{23,24}.

Die Iterativen Rekonstruktionsalgorithmen können prinzipiell in zwei Kategorien eingeteilt werden: Adaptiv-Statistische- und Modell-Basierte- Iterative Algorithmen. Die Adaptiv-Statistischen versuchen durch statistische Modelle (photonenstatistische und elektronische Rausch-Information) den Anteil des Bildrauschens zu reduzieren²⁷⁻³⁰. Die komplexeren Modell-basierten Verfahren modellieren zudem die weitere Umgebung, wie beispielsweise die Strahlengeometrie und die physikalischen Eigenschaften des CT-Gerätes. Dadurch sind Modell-Basierte-Iterative Rekonstruktionsalgorithmen mathematisch erheblich aufwändiger und dauern entsprechend länger. Andererseits zeigen Modell-Basierte-Iterative-Algorithmen dadurch aber auch eine bessere Leistung und selbst bei niedrigerer Strahlendosis noch geringes Bildrauschen. Dies konnte teilweise schon für die Darstellung von Weichteilgewebe des Thorax bei reduzierter Strahlendosis gezeigt werden^{25-27,31-33}. Aufgrund der am Standort Innenstadt des Klinikums der Universität München (KUM) gegebenen Verfügbarkeit wurden die beiden dort installierten Vertreter solcher Algorithmen der Firma GE in dieser Studie verwendet: Der Adaptiv-Statistische-Iterative-Rekonstruktionsalgorithmus ASIR (Adaptive-Statistical-Iterative-Reconstruction, ASIR, GE Waukesha, WI, USA) als statistischer und der Modell-Basierte-Iterative-Rekonstruktionsalgorithmus MBIR (Model-Based-Iterative-Reconstruction, MBIR, VEO, GE Healthcare) als modell-basierter Vertreter.

Viele Untersuchungen zeigen, dass die Bildqualität unmittelbar an die Körpermaße des Patienten gekoppelt ist²¹⁻²⁴. Insbesondere bei adipösen Patienten können allerdings bei niedriger Röhrenspannung Limitationen bestehen²¹⁻²³, da eine gleichbleibende Bildqualität bei niedriger Röhrenspannung durch eine erhöhte Röhrenstromstärke kompensiert werden muss. Die mathematisch komplexeren iterativen Rekonstruktionsalgorithmen können das durch die niedrigere Röhrenspannung

entstandene erhöhte Bildrauschen gut kompensieren, ohne eine zusätzliche Erhöhung der Röhrenstromstärke zu benötigen^{25,26,34}. Daher versucht diese Studie unter der Verwendung verschiedener Röhrenspannungen mit MBIR einen Vergleich zwischen Patienten mit verschiedenen Body-Mass-Index (BMI)-Werten zu erstellen.

Die vorliegende Arbeit wird sich im Folgenden mit einer Kombination beider Verfahren - sowohl der Reduktion der Röhrenspannung als auch der Verwendung von MBIR - unter Berücksichtigung der Körpermaße des Patienten befassen.

1.5. Zielsetzung der Arbeit

Ziel dieser klinisch-prospektiven Studie ist es unter der Verwendung spezieller Algorithmen zur Bildrekonstruktion eine optimale Röhrenspannung für eine Strahlen-dosis-reduzierte CT-Untersuchung des Thorax zu finden. Kriterium hierfür ist die subjektiv und objektiv ermittelte Bildqualität von Gefäßen und sonstigen Weichteilstrukturen. Diese Auswertungen werden jeweils differenziert nach Bildberechnungsalgorithmus (neue Modell-Basierte-Iterative-Rekonstruktion, MBIR gegen etablierte Adaptiv-Statistische-Iterative-Rekonstruktion, ASIR) und Patientenkonstitution (normal- oder übergewichtig).

2. Material und Methoden

Die Ethikkommission erkannte dieser klinisch-prospektiven Studie mit der Projekt-Nummer 351-12 am 27.08.2012 die ethisch-rechtliche Unbedenklichkeit zu.

2.1. Methodik

Methodisch wurde in dieser klinisch-prospektiven Studie die Bildqualität und Strahlendosis in drei verschiedenen Strahlendosis-reduzierten CT-Protokollen unter der Verwendung eines Modell-Basierten-Iterativen-Rekonstruktionsalgorithmus (MBIR) analysiert, gemessen und evaluiert. Dabei wurden innerhalb der jeweiligen Strahlendosis-reduzierten CT-Protokolle drei unterschiedliche Röhrensparnungen verwendet. Die Patienten innerhalb der drei Gruppen wurden anhand ihrer physischen Parameter aneinander angeglichen und in jeweils zwei Untergruppen - normal- und übergewichtig - eingeteilt³⁴. Die Einteilung der entsprechenden Untergruppen erfolgte anhand des Körpergewichtes und des effektiven Thorax-Durchmessers (D_{eff}), die sich in diversen Voruntersuchungen als reliable Parameter zur Schätzung und Bestimmung der Größen-spezifischen Dosis (Size-Specific-Dose-Estimates (SSDE)) etabliert hatten³⁵⁻³⁸. Diese hier gegebene Übersicht wird in den folgenden Abschnitten detailliert erklärt.

2.2. Technische Grundlagen

2.2.1. Grundlagen der Computertomographie

In der Computertomographie entstehen die Messdaten, aus denen später ein Schnittbild rekonstruiert wird, anhand der Abschwächung von Röntgenstrahlen im Untersuchungsfeld. Da sich das Röntgenstrahl-Detektor-Paar um das Untersuchungsfeld dreht, wird eine Vielzahl einzelner Schwächungsprofile aus unterschiedlichen Winkelrichtungen erzeugt. Dabei wird innerhalb einer durchstrahlten Schicht der Röntgen-Absorptionskoeffizient μ in einer Matrix aus Voxeln bestimmt. Ein Voxel ist dabei definiert als gleich großes Volumenelement. Der Röntgen-Absorptionskoeffizient μ eines Voxels setzt sich aus den Schwächungsprofilen unterschiedlicher Winkelrichtungen zusammen und wird im betrachtbaren Schnittbild gemittelt, je nach Fensterung in einen Grauwert übersetzt und als Pixel angezeigt⁴.

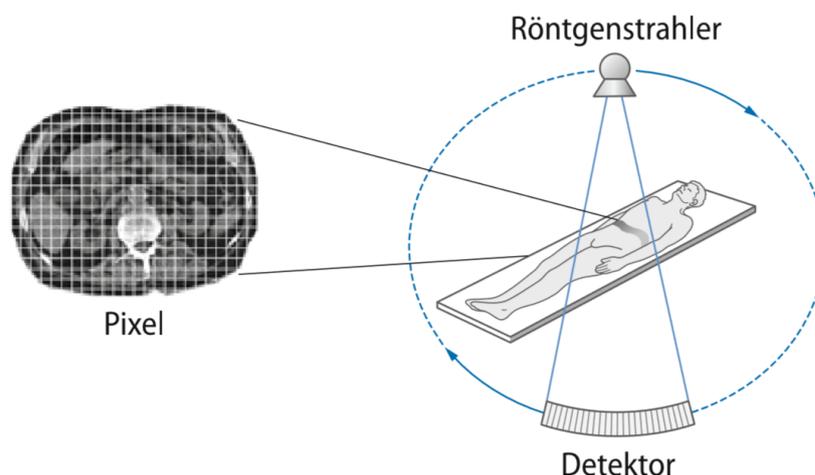


Abbildung 6: Funktionsweise eines CT-Gerätes

Der lokale Röntgen-Absorptionskoeffizient μ wird anhand der Intensitäts-Abschwächung des nadelstrahlartigen Röntgenstrahls im Gewebe aus verschiedenen Winkeln in der gewünschten Schichtebene bestimmt und zur bildlichen Darstellung in einem zweidimensionalen Schichtbild als Grauwert in einem Pixel angezeigt. (Abbildung modifiziert nach Alkadhi et al. (2011) Wie funktioniert CT?⁴)

Der Aufbau eines CT-Gerätes ist dabei meist wie folgt: Einem sich drehenden Röntgenstrahler stehen Detektoren gegenüber, welche die ankommende Strahlenintensität messen. Zwischen Röntgenstrahler und Detektor befindet sich ein Röntgentisch, der entlang der z-Achse, also senkrecht zur Rotationsebene, verschiebbar ist. Röntgenstrahler und Detektor sind zusammen mit Kühlvorrichtungen und Feinelektronik zur Daten-Erfassung und - Weitergabe frei-rotierbar in der Gantry um den Patiententisch montiert⁴.

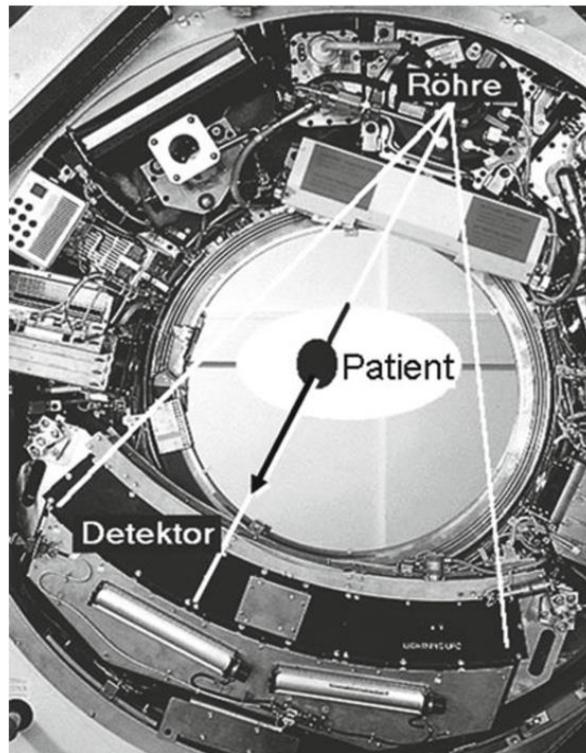


Abbildung 7: Darstellung eines Mehrschicht-CT der dritten Generation

Gegenüber der Röhre befinden sich die Detektoren. Kühlvorrichtung und Feinelektronik zur Daten-Erfassung und - Weitergabe sind frei-rotierbar in der Gantry um den Patiententisch gelagert. Bei einer Rotation werden ungefähr 1000 Projektionen gemessen. Die Dauer einer Rotation liegt bei 0,33 Sekunden. (Abbildung modifiziert nach Alkadhi et al. (2011) Wie funktioniert CT?⁴)

2.2.2. Definition der Hounsfield-Einheiten (Hounsfield-Units (HU))

Die Umsetzung des Röntgen-Absorptionskoeffizienten μ eines Voxels in die Grauwerte eines Pixels innerhalb des Schnittbildes erfolgt gemäß folgender Skalierung, die in sogenannten Hounsfield-Einheiten (Hounsfield-Units (HU)) gemessen wird:

$$CT - Wert(HU) = 1000 * \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w}$$

Dabei ist μ_w der Absorptionskoeffizient von Wasser. Unabhängig vom gewählten Röntgenspektrum hat Wasser also immer den CT-Wert 0 HU und Luft immer den CT-Wert -1000 HU. Wichtige andere Referenzwerte sind wie folgt in Abbildung 8 dargestellt⁴.

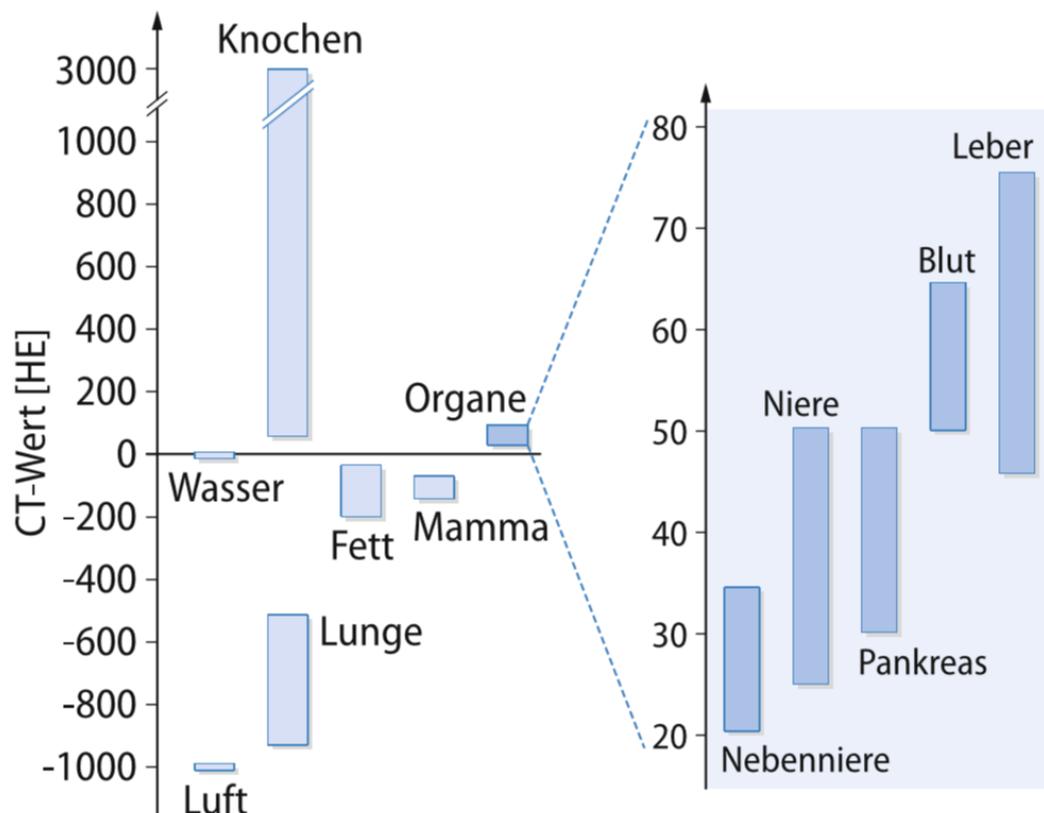


Abbildung 8: Graphische Darstellung wichtiger Referenzwerte in Hounsfield-Einheiten [HU]

Die Umsetzung des Röntgen-Absorptionskoeffizienten μ eines Voxels in die Grauwerte eines Pixels innerhalb des Schnittbildes erfolgt in sogenannten Hounsfield-Einheiten. Dabei hat Wasser per Definition immer den Wert 0, Luft immer den Wert -1000. (Abbildung modifiziert nach Alkadhi et al. (2011) Wie funktioniert CT?⁴)

Des Weiteren sind die CT-Werte menschlicher Gewebe von dem verwendeten Röntgenspektrum abhängig und können sich bei unterschiedlichen Röhrenspannungen durchaus etwas unterscheiden⁴.

Die Werteskala der Hounsfield-Einheiten umfasst - 1024 bis + 3071 HU und ist aufgrund ihrer Definition linear; das heißt als Gerade durch die Punkte Luft und Wasser festgelegt. Da das menschliche Auge nicht in der Lage ist 4096 Grauwerte zu differenzieren, wird je nach klinischer Fragestellung und Anwendung ein sogenanntes Fenster gewählt, entsprechend einem gewissen Bereich dieser CT-Werte. Die 16 Graustufen werden innerhalb des Fensters gleichmäßig verteilt. Unterhalb des Bereichs wird allen Werten „schwarz“ und oberhalb „weiß“ zugeordnet⁴.

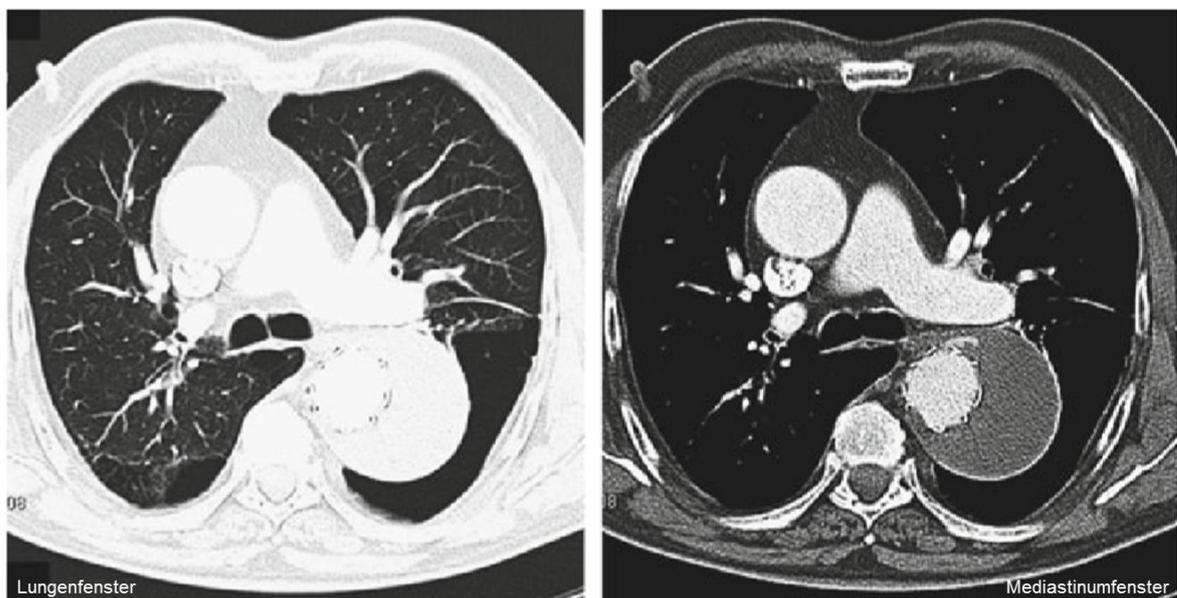


Abbildung 9: Darstellung einer CT-Thorax Aufnahme in zwei verschiedenen Fenstern: Lungenfenster (links) und Mediastinumfenster (rechts)

Im Lungenfenster (links) ist das Zentrum des Fensters bei -700 HU, entsprechend gering abgeschwächter CT-Werte wie Luft innerhalb der Lunge (Fensterbreite 1 000 HU). Im Mediastinumfenster (rechts) liegt das Zentrum des Fensters bei 40 HU, entsprechend der CT Werte von Weichteilstrukturen (Fensterbreite 450 HU). Da Luft innerhalb der Lunge einen CT-Wert von ungefähr -1000 HU hat, erscheint die Lunge im Mediastinumfenster schwarz, da ihre CT-Werte kleiner als die untere Fenstergrenze von -410 HU sind. (Abbildung modifiziert nach Alkadhi et al. (2011) Wie funktioniert CT?⁴)

2.2.3. Rekonstruktionsalgorithmen

Um nun aus diesen Rohdaten - den einzelnen Schwächungsprofilen aus unterschiedlichen Winkelrichtungen - ein rekonstruiertes Bild, also ein CT-Schichtbild zu erzeugen, stehen diverse Rekonstruktionsalgorithmen zur Verfügung.

2.2.3.1. Rückprojektion

Die Grundlage der Computertomographie ist die Rückprojektion der Schwächungsprofile, also der gemessenen Schwächungswerte entlang der Achse in der sie gemessen wurden. Der CT-Wert eines jeden Pixels wird also aus den Messwerten derjenigen Röntgenstrahlen berechnet, die durch diesen Pixel gehen. Allerdings ist diese Art der Rekonstruktion sehr verschwommen und unscharf⁴. Die Rückprojektion entspricht mathematisch der inversen Radon-Transformation. Die Radon-Transformation wurde von dem österreichischen Mathematiker Johann H. Radon im Jahr 1917 beschrieben und bildet die mathematische Grundlage für die Computertomographie³⁹.

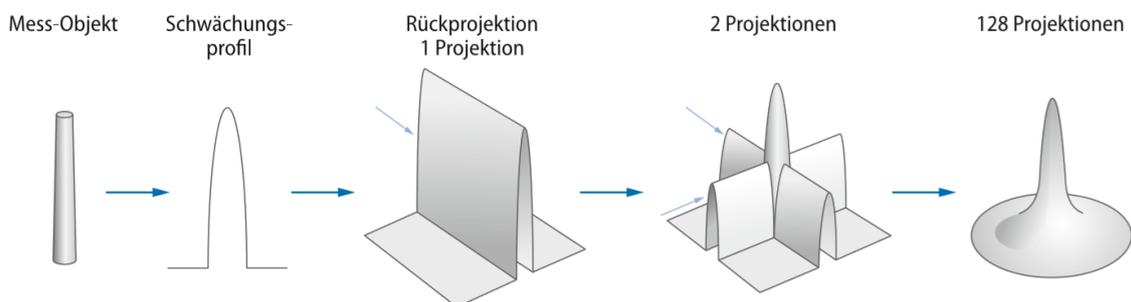


Abbildung 10: Schematische Darstellung der Rückprojektion

Durch Rückprojektion der Schwächungsprofile entsteht ein eher unscharfes und verschwommenes rekonstruiertes Bild des Messobjektes (Abbildung modifiziert nach Alkadhi et al. (2011) Wie funktioniert CT?⁴)

2.2.3.2. Gefilterte Rückprojektion (Filtered Back Projection (FBP))

Die gefilterte Rückprojektion (Filtered Back Projection (FBP)) ist ebenso wie die Radontransformation eine Rückprojektion der Schwächungsprofile. Allerdings werden diese vor der Rückprojektion anhand eines Hochpassfilters modifiziert, was den Kontrast verbessert, indem je nach Filter die Bildschärfe erhöht oder das Bildrauschen reduziert wird. Mathematisch lässt sich der Hochpassfilter als sogenannte Faltung mit einem Faltungskern darstellen. Hierbei erzeugen scharfe Faltungskerne, CT-Bilder in denen Kanten und Details trennscharf erkennbar sind, allerdings bei hohem Bildrauschen. Bei hoher Bildschärfe lässt sich eine Reduktion des Bildrauschens also nur durch eine Strahlendosiserhöhung erreichen. Meist ist das aber nicht notwendig, da die typischen Anwendungen die Knochendarstellung sowie die Lungenparenchym-Beurteilung sind. Dort ist ein hohes Bildrauschen aufgrund des jeweils sehr breiten Betrachtungsfensters akzeptabel⁴.

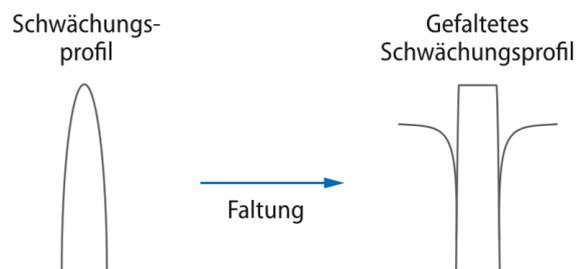


Abbildung 11: Schematische Darstellung der Funktionsweise des Hochpassfilters

Durch den Hochpassfilter wird das Schwächungsprofil mathematisch gefaltet und zur schärferen Darstellung der Objektkanten modifiziert (Abbildung modifiziert nach Alkadhi et al. (2011) Wie funktioniert CT?⁴)

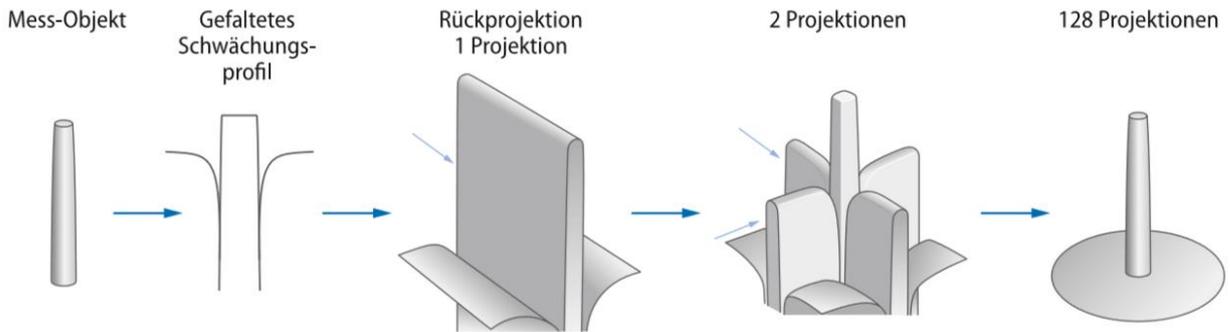


Abbildung 12: Schematische Darstellung der Funktionsweise der Filtered-Back-Projection (FBP)

Durch Rückprojektion der mathematisch gefalteten Schwächungsprofile entsteht ein rekonstruiertes Bild des Messobjektes mit eher schärferen Kanten (Abbildung modifiziert nach Alkadhi et al. (2011) Wie funktioniert CT?⁴)

Die schnelle Verfügbarkeit der Bilder bei diesem relativ geringen Rechenaufwand gilt als Vorteil dieser Rekonstruktionsmethode. Allerdings erzeugt die FBP gegenüber iterativer Rekonstruktionsmethoden ein höheres Bildrauschen bei gleicher Strahlendosis^{5,40}.

2.2.3.3. Iterative Rekonstruktionsalgorithmen

Grundlage der iterativen Rekonstruktionsverfahren sind mathematische Verfahren, die folgendes Prinzip anwenden: Sie vergleichen gemessene CT-Rohdaten und simulierte Datensätze, um dadurch das Bildrauschen und die Artefakte schrittweise (iterativ) zu reduzieren. Je nach Algorithmus werden dabei Geräte-Informationen und physikalische Grundlagen berücksichtigt, um entsprechende Simulations-Rohdaten zu erhalten. Im Detail wird versucht, den Durchgang der Röntgenstrahlung vom Röntgenstrahler durch den Patienten zum Detektor zu simulieren und durch die Information aus den Rohdatensätzen anzupassen. Zunächst erfolgt eine theoretische Annahme der Dichteverteilung anhand eines Standardmodells. Im Verlauf werden pro Iteration neue Projektionsdaten erstellt. Diese Projektionsdaten werden mit den Rohdaten verglichen und in Richtung einer besseren Übereinstimmung der Daten-

sätze schrittweise korrigiert. Somit wird das Ausgangsbild durch eine auf Rohdaten basierenden und berechneten Korrektur verbessert. Diese Iterationen werden so oft wiederholt, bis ein definiertes Abbruchkriterium erreicht wird. Die Vorwärtsprojektion beschreibt die Generation von simulierten Projektionsdaten. Die Rückprojektion entspricht meist einer Rekonstruktion aus den Datensätzen. Die gemessenen und simulierten Daten werden pro Iteration verglichen, um damit neue Korrekturprojektionen zur weiteren Iteration und Rekonstruktion zu ermitteln. Iterative Rekonstruktionsalgorithmen erlauben eine Reduzierung des Bildrauschens und eine gute Auflösung von Regionen hoher Dichte^{4,16,28,32,41,42}.

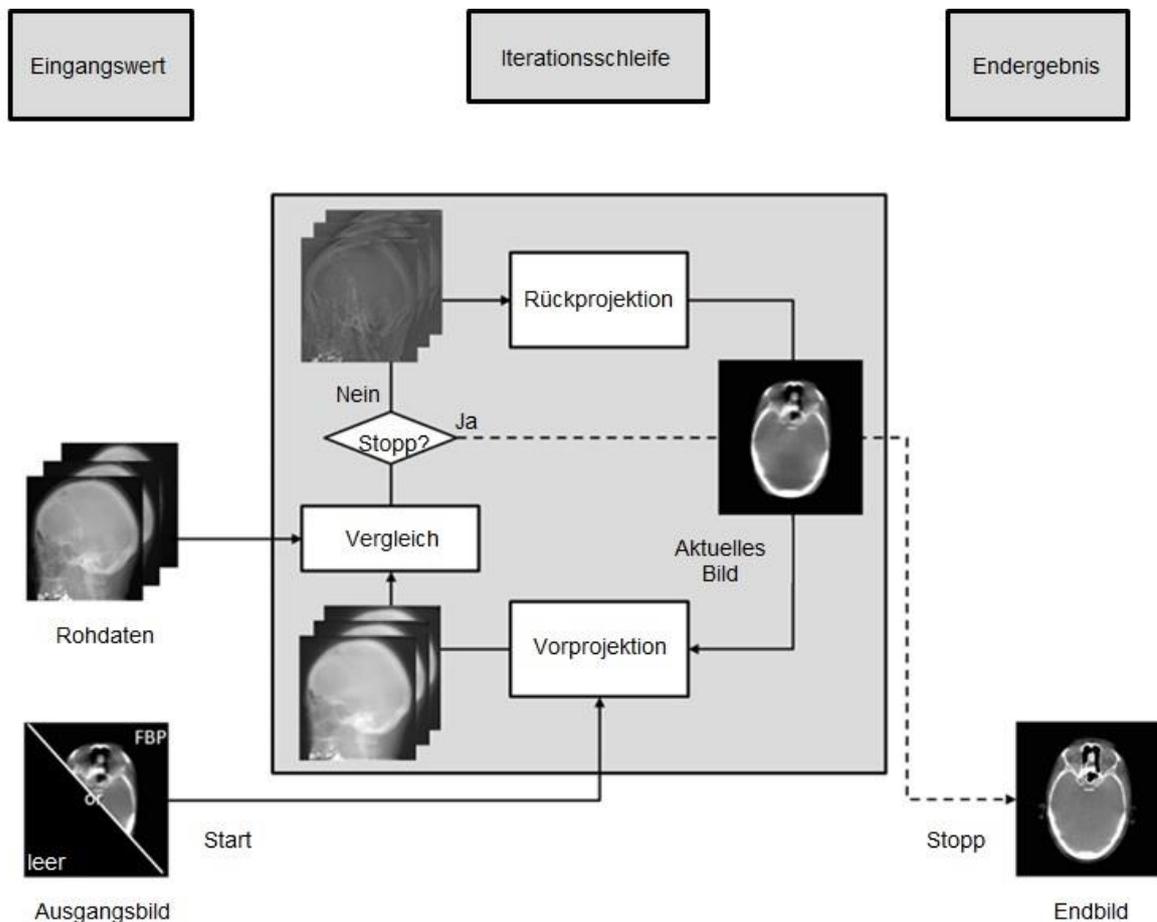


Abbildung 13: Schematische Darstellung der iterativen Rekonstruktion

Zunächst wird unter Berücksichtigung bestimmter Informationen (abhängig vom gewählten Algorithmus) ein künstlicher Rohdatensatz erstellt. Anschließend werden die anhand eines statistischen Modells künstlich-geschätzten und die tatsächlich-gemessenen Rohdaten verglichen und ein korrigiertes Bild erstellt. Diese Schritte werden so oft wiederholt, bis ein gewisses Abbruchkriterium erfüllt ist und ein endgültiges Bild erstellt wird. (Abbildung modifiziert nach Beister, M et al. (2012) Iterative reconstruction methods in X-ray CT, Physica Medica³²)

2.2.3.3.1. *Adaptiv-Statistischer-Iterativer-Rekonstruktionsalgorithmus (ASIR)*

Der Adaptiv-Statistische-Iterative-Rekonstruktionsalgorithmus (Adaptive-Statistical-Iterative-Reconstruction, ASIR, GE Waukesha, WI, USA) verwendet Informationen aus der Filtered-Back-Projection (FBP). Das abschließende Rekonstruktionsergebnis nutzt eine Mischung aus ASIR und FBP-Bildern, da eine alleinige Verwendung von ASIR das Bildrauschen zwar effektiv unterdrückt, jedoch auf Kosten des Kontrastes der dargestellten Gewebe. Das entsprechende Verhältnis von ASIR zu FBP - Anteilen kann dabei variiert werden. Dies wird als Blending bezeichnet und als Prozentanteil des ASIR angegeben. Die Bilder werden in diesem Algorithmus durch photonen-statistische und elektronische Rausch-Informationen des Gerätes modelliert. Dadurch ist der Rechenaufwand relativ gering und die Rekonstruktion vergleichsweise schnell, wobei das Bild-rauschen effektiv verbessert wird. Es konnte schon 2010 für CT-Thorax-Untersuchungen mit ASIR im Vergleich zu FBP eine bessere Bildqualität bei geringerer Strahlendosis gezeigt werden^{27-30,42}.

2.2.3.3.2. *Modell-Basierter-Iterativer-Rekonstruktionsalgorithmus (MBIR)*

Der Modell-Basierte-Iterative-Rekonstruktionsalgorithmus (Model-Based-Iterative-Reconstruction, MBIR, VEO, GE Healthcare) ist als Weiterentwicklung des Adaptiv-Statistischen-Iterativen-Rekonstruktionsalgorithmus (ASIR) zu sehen. Hierbei werden keine FBP-Anteile verwendet. Neben photonenstatistischen Informationen und dem elektrischen Rauschen des Gerätes, werden des Weiteren auch die optischen Informationen des Geräts wie die Größe der jeweiligen Detektorzellen, die Dimensionen des Brennflecks (focal spot) und die Form und Größe der Bild-Voxel berücksichtigt. Es wird dementsprechend jeder Datenpunkt durch mehrmalige Analyse des Röntgenstrahls genauer beurteilt und der Einfluss des Rauschens

dadurch verringert. Dies ist nur auf Grundlage eines erheblich komplexeren mathematischen Algorithmus möglich, der einen erhöhten Rechenaufwand mit entsprechend längerer Rekonstruktionszeit zur Folge hat und bis zu 40 mal länger dauert als mit ASIR. Auch hier konnte im CT-Thorax eine Dosisreduktion bei gleichbleibender Darstellbarkeit von Lungenrundherden gezeigt werden^{27,31-33,42}.

2.2.4. Definition relevanter CT-Untersuchungsparameter

2.2.4.1. Röhrenspannung

Die Röhrenspannung (U) wird in Kilovolt [kVp] angegeben und bestimmt die Höchstenergie des Röhrenspektrums. Sie entspricht der Spannung, die zwischen Kathode und Anode des Röntgenstrahlers besteht. Die gewählte Röhrenspannung definiert die entstehende Bremsstrahlung, welche beim Abbremsvorgang der auftreffenden Elektroden an der Anode entsteht. Je höher die Röhrenspannung desto energiereicher ist die Bremsstrahlung⁴.

Die Energiedosis (E) ist dabei proportional zum Quadrat der Röhrenspannung U:

$$E \sim U^2 \quad 4$$

2.2.4.2. Röhrenstrom-Zeit-Produkt

Das Röhrenstrom-Zeit-Produkt wird angegeben in Milli-Ampere Sekunden [mAs] und berechnet sich aus Röhrenstrom (I) und der Applikationszeit. Das Röhrenstrom-Zeit-Produkt ist als Dosisleistung ein Maß für die Menge der abgegebenen Strahlung. Der Röhrenstrom [mA] entspricht dabei dem Strom, der zum Heizen der Kathode der Röntgenröhre angelegt wird⁴.

Die Energiedosis (E) ist dabei proportional zum Röhrenstrom (I):

$$E \sim I^4$$

2.2.4.3. Röhrenstrom-Modulation und Noise Index (NI)

Die Röhrenstrom-Modulation ist ein automatisches Expositions-Kontroll-System (Automatic-Exposure-Control (AEC)) zur Reduktion der Strahlendosis, bei welcher der Röhrenstrom in Abhängigkeit der Patientenmorphologie verändert wird. Dabei wird in Echtzeit während der CT-Untersuchung der Röhrenstrom, je nach Strahlungsdämpfung des untersuchten Gewebes moduliert. Die Information über die Strahlungsdämpfung wird dabei meist aus der Scout-Aufnahme (Übersichtsaufnahme zur Planung der CT-Untersuchung) in lateraler und anteroposteriorer Richtung gewonnen^{4,43}.

Der Noise Index (NI) der Firma GE (General Electric Healthcare, Waukesha, WI) moduliert dabei anhand eines Schwächungsprofils des Topogramms (Scout-Aufnahme) den Röhrenstrom. Per Definitionem ist der Noise Index die maximal durch den Untersucher vorgegebene zulässige Standardabweichung der Hounsfield-Einheiten innerhalb eines Wasserphantoms. Ein NI von 40 lässt also eine Standardabweichung der Hounsfield-Einheiten von ± 40 HU in einem Wasserphantom zu. Damit ist der NI maßgeblich für das letztendliche Rauschen und die Bildqualität und führt zu einem gleichmäßig starken Bildrauschen innerhalb des gesamten untersuchten Gewebes^{4,43}.

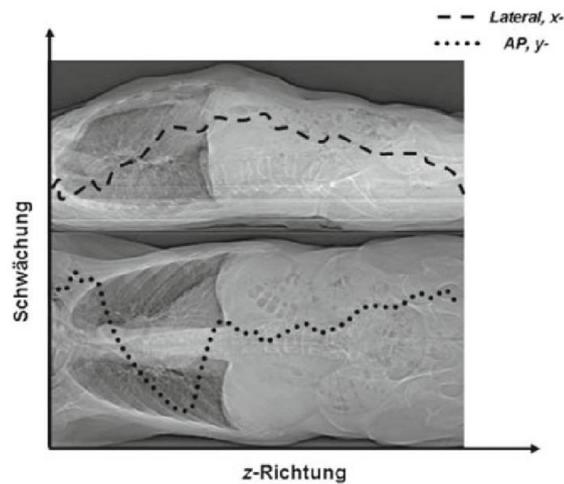


Abbildung 14: Schematische Darstellung der Funktionsweise der Röhrenstrom-Modulation

Anhand eines Schwächungsprofils des Topogramms wird der Röhrenstrom entsprechend der Patiententopographie moduliert. (Abbildung modifiziert nach Alkadhi et al. (2011) Wie funktioniert CT?⁴)

2.2.4.4. Detektor-Kollimation

Detektor-Kollimatoren entsprechen Blenden vor den Detektorelementen und verhindern die Detektion von Streustrahlung. Die Detektor-Kollimation definiert dabei die Dimension der Blendenöffnung. Diese hat Einfluss auf die Auflösung; eine kleine Kollimation hat eine hohe örtliche Auflösung zur Folge⁴.

2.2.4.5. Rotationszeit

Die Rotationszeit ist definiert als die Zeit, die für eine vollständige 360° Rotation der Gantry benötigt wird⁴.

2.2.4.6. Pitchfaktor

Der Pitchfaktor ist definiert als der kontinuierliche Tischvorschub pro vollständiger Umdrehung der Gantry, bezogen auf die Gesamtbreite aller aktiven Detektorzeilen.

$$\text{Pitchfaktor}(P) = \frac{\text{Tischvorschub pro Umdrehung der Gantry}}{\text{Breite aller aktiven Detektorzeilen}}$$

Der Pitchfaktor gilt als Maß für die Datenerhebung bezogen auf den Tischvorschub. Bei hohen Pitch-Werten wird die Untersuchungsregion während der Aufnahme schneller abgebildet als bei niedrigen Pitch-Werten. Bei Pitch-Werten von kleiner 1 werden hochauflösende Aufnahmen erhalten⁴.

2.2.4.7. Schichtdicke

Die Schichtdicke bei der Rekonstruktion entspricht der Dicke des einzelnen Schnittbilds aus dem Rohdatensatz. Dabei ist die geringstmögliche Schichtdicke bei der Rekonstruktion limitiert durch die jeweils benutzte Detektorkollimation⁴.

Die Schichtdicke bei der Reformation entspricht der Schichtdicke in den axialen, sagittalen und coronaren Darstellungen⁴.

2.2.5. Determinanten der Strahlendosismessung

2.2.5.1. Definition der Dosis

Die Energiedosis (D) ist definiert als die durch ionisierende Strahlung entstandene mittlere Energie (E), die in einen spezifischen Absorber mit der Masse (m) aufgefasst wird⁴.

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m}$$

Sie wird angegeben in Gray [Gy] als $Gy = \frac{J}{kg}$ ⁴

2.2.5.2. Computed-Tomography-Dose-Index (CTDI)

Der CTDI dient zum Vergleich der abgegebenen Dosis verschiedener CT-Protokolle, da er die absorbierte Dosis (D) [mGy] in einer gewissen Schichtdicke des CT-Gerätes angibt und ist unabhängig von der Patientengröße. Der CTDI wird durch ein standardisiertes Wasser-Phantom definiert und kann daher nicht auf den Patienten übertragen werden. Der CTDI ist als Energie-Dosis-Leistung des CT-Systems zu sehen^{4,35}.

2.2.5.3. Dosis-Längen-Produkt (DLP)

Der DLP-Wert stellt das Integral des CTDI entlang der z-Achse dar und gibt somit die gesamte Energie an, die während einer CT-Untersuchung im gesamten Untersuchungsfeld appliziert wurde. Er besitzt die Einheit [mGy * cm] und ist ebenfalls unabhängig von der Patientengröße^{4,35}.

2.2.5.4. Größen-Spezifische-Dosis-Schätzwerte

(Size-Specific-Dose-Estimates (SSDE))

Der SSDE-Wert ist ein Strahlendosiswert, der im Gegensatz zu DLP und CTDI die Patientenkonstitution berücksichtigt. Der SSDE kann somit als Größen-Spezifische-Dosis-Schätzung gesehen werden. DLP und CTDI geben die Dosis jeweils als Absolut-Wert innerhalb des Untersuchungsfeldes eines CT-Gerätes an, ohne Berücksichtigung der Patienten-Morphologie. Durch den SSDE wird versucht die Dosiswerte der Patienten-Morphologie anzupassen, um einen besseren Vergleich innerhalb von Patienten mit verschiedenen Konstitutionen (adipös – schlank, pädiatrisch – erwachsen) zu erstellen³⁵.

Grundlage zur Berechnung des SSDE ist dabei der CTDI und der effektive Durchmesser der Brust des Patienten D_{eff} . Anhand des D_{eff} wird ein Konversionsfaktor ermittelt der zur Umrechnung des CTDI-Wertes in den SSDE-Wert dient (siehe auch Abb. 17)³⁵.

2.2.5.5. Effektivdosis

Die Effektivdosis bezieht die relative Strahlen-Empfindlichkeit der exponierten Organe ein und versucht dadurch ein stochastisches Risiko für Folgeschäden durch ionisierende Strahlung anzugeben⁴. Zur Berechnung der Effektivdosis wurden in dieser Studie Konversionsfaktoren genutzt, die von Deak et al.⁴⁴ nach den Empfehlungen der Publikation Nummer 103 der Internationalen Strahlenschutzkommission aus 2007⁴⁵ erstellt worden sind. Diese Konversionsfaktoren simulieren die Strahlen-Empfindlichkeit des jeweiligen Untersuchungsgebietes. Die Effektivdosis wird dabei im Gegensatz zu den bisherigen Parametern nicht in der Einheit Gray [Gy] sondern in der Einheit Sievert [Sv] angegeben⁴.

2.3. Patientenkollektiv

An unserer Studie nahmen im Zeitraum von Dezember 2012 bis Mai 2013 insgesamt 46 Patienten teil. Die Patienten waren im Rahmen einer Nachsorge-Untersuchung für eine CT-Thorax-Untersuchung mit Kontrastmittel eingeplant. Einschluss-Kriterien für eine Teilnahme an der Studie waren die Einwilligung des Patienten zur Studienteilnahme, sowie eine CT-Thorax-Voruntersuchung im Hause mit dem klinik-internen und etablierten ASIR-Protokoll innerhalb der vorangegangenen 18 Monate³⁴.

Alle Patienten erhielten eine CT-Thorax-Untersuchung gemäß eines der Strahlendosis-reduzierten Protokolle A, B oder C und wurden diesen Gruppen anhand ihrer

Körpermaße randomisiert zugewiesen. Abbildung 15 zeigt ein Flussdiagramm, dem die Einteilung und der Verlauf der Patienten während der Studie zu entnehmen ist³⁴.

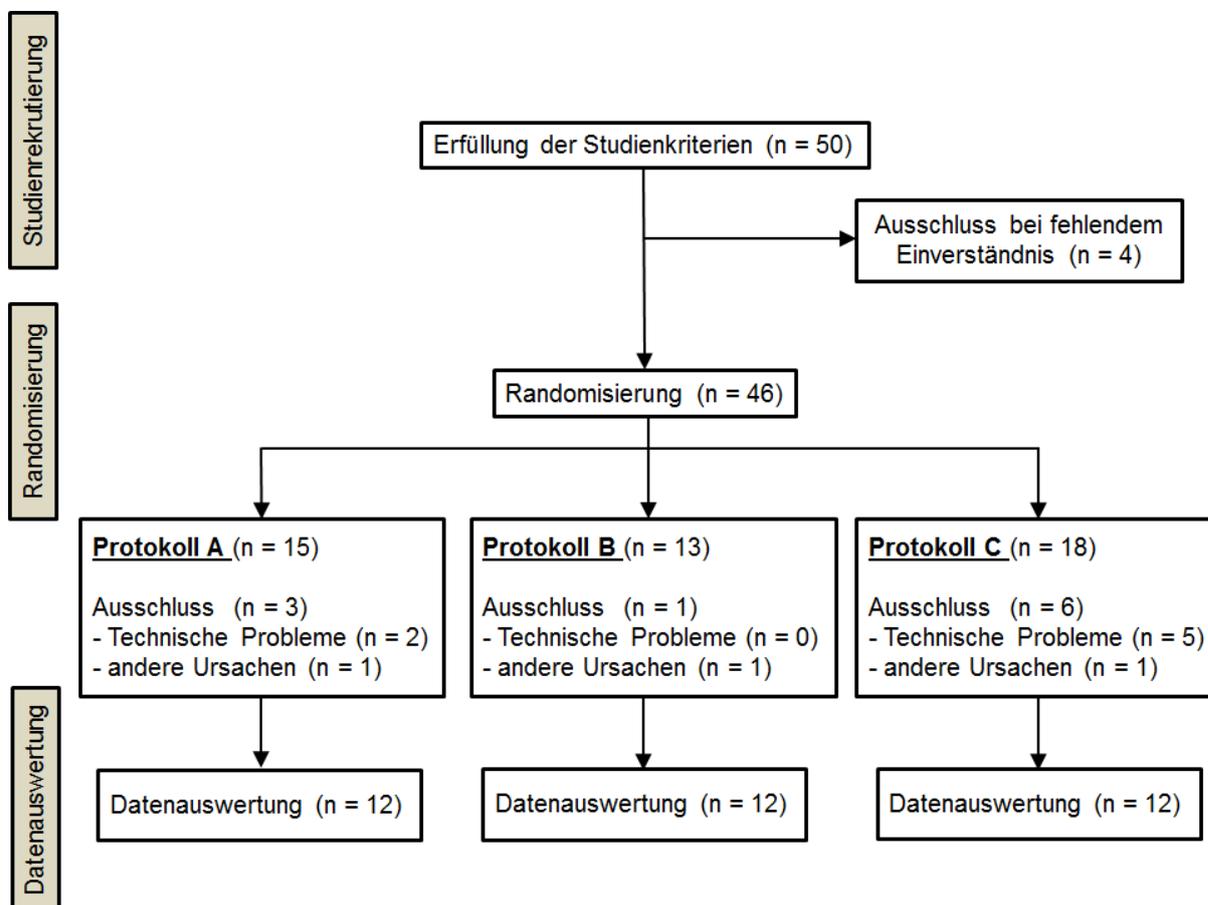


Abbildung 15: Flussdiagramm zu Einteilung und Verlauf der Patienten während der Studie

Sieben Patienten mussten aufgrund technischer Fehler (ungewöhnlich schnelle oder langsame Zirkulation während der Kontrastierung) und drei weitere Patienten aufgrund über/unterdurchschnittlicher Körpermaße (andere Ursachen) im Verlauf ausgeschlossen werden (Abbildung modifiziert nach Deak et al. (2017) Submillisievert Computed Tomography of the Chest Using Model-Based Iterative Algorithm: Optimization of Tube Voltage With Regard to Patient Size. J Comput Assist Tomogr.³⁴)

Sieben Patienten mussten aufgrund inadäquater Kontrastierung bei ungewöhnlich schneller oder langsamer Kreislaufzirkulation ausgeschlossen werden. Im Flussdiagramm (Abb. 15) ist dies als „Technische Probleme“ vermerkt. Aufgrund über- oder unter-durchschnittlicher Körpermaße, d.h. effektiver Diameter des Thorax (D_{eff}) oder Body-Mass-Index (BMI)-Werte, mussten drei weitere Patienten aus der Studie

ausgeschlossen werden. In Abbildung 15 ist dies als „andere Ursachen“ gekennzeichnet³⁴.

Folgende demographische Patientendaten können über die 39 verbleibenden Patienten getroffen werden. Diese Patienten erhielten ihre CT-Thorax-Kontroll- bzw. Nachsorge-Untersuchungen aufgrund der folgenden malignen Grunderkrankungen: Malignes Melanom (n = 25); Mamma-Karzinom (n = 5); Ovarial-Karzinom (n = 3); Endometrium-Karzinom (n = 1); Schilddrüsen-Karzinom (n = 1); Liposarkom (n = 1); Sarkom (n = 1); Lymphom (n = 1), GIST (Gastrointestinaler Stromatumor) (n = 1)³⁴.

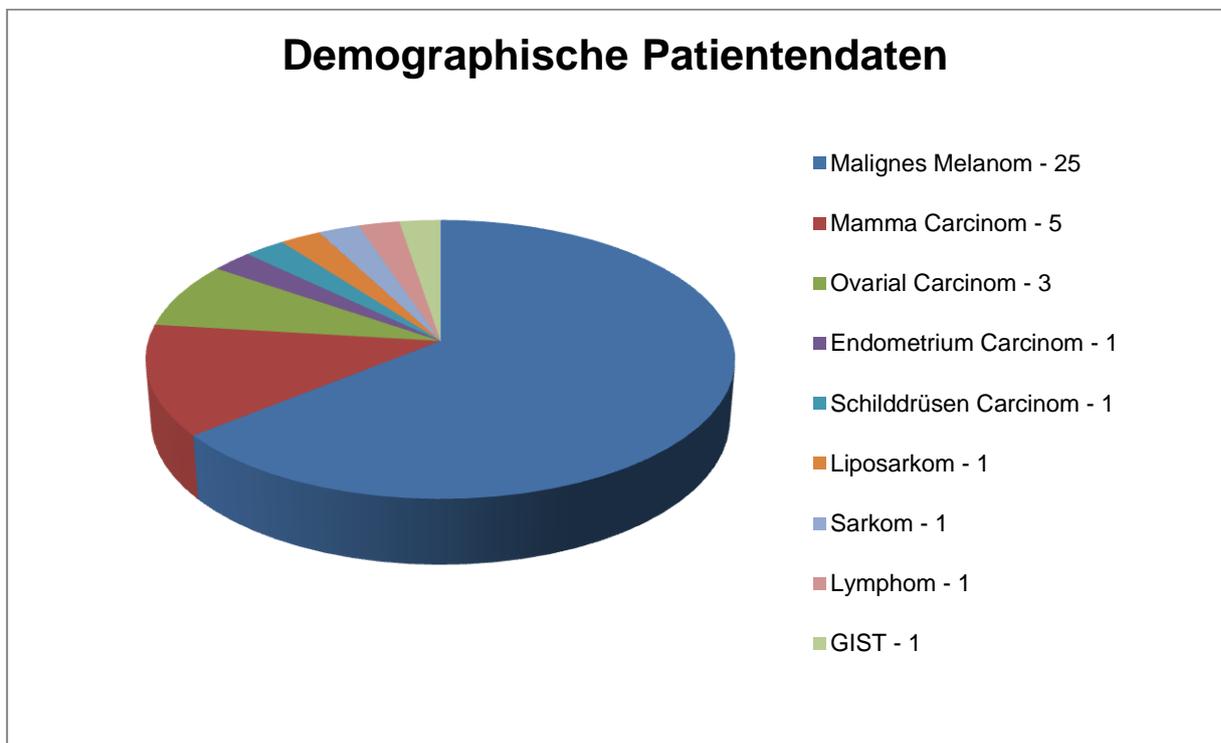


Abbildung 16: Demographische Patientendaten

Indikation für die CT-Nachuntersuchung; Verteilung innerhalb des Patientenkollektivs

Im Durchschnitt lag zwischen der ASIR-Voruntersuchung und der Studienuntersuchung mittels MBIR eine Dauer von 6 Monaten bei einer Standardabweichung von 3 Monaten³⁴.

Die Körpermaße der Patienten wurden als Körpergröße und - Gewicht festgehalten und anhand dessen der Body-Maß-Index (BMI [kg/m²]) berechnet. Der jeweils maximale Brust-Durchmesser der Patienten wurde sowohl in anteroposteriorer Richtung (D_{ap}) als auch in lateraler Richtung (D_{lat}) in der Scout-Aufnahme der jeweiligen Untersuchung gemessen. Die Scout-Aufnahme ist dabei eine Röntgen-Übersichtsaufnahme (in anteroposteriorer und lateraler Richtung) zur Planung vor der CT-Untersuchung. Anhand dieser Parameter wurde der effektive Durchmesser (D_{eff}) der Brust mit folgender Formel berechnet:

$$D_{eff} = \sqrt{D_{ap} * D_{lat}} \quad 35,36,46$$



Abbildung 17: Bestimmung des maximalen Brustdurchmessers in lateraler Richtung (D_{lat}) (links) und in anteroposteriorer Richtung (D_{ap}) (rechts) in der Scout-Aufnahme

Es wurde jeweils der maximale laterale Diameter D_{lat} und anteroposteriore Diameter D_{ap} gemessen und anhand dessen der effektive Diameter der Brust D_{eff} bestimmt. (Abbildung modifiziert nach Pourjabbar et al. (2014), Size-specific dose estimates: Localizer or transverse abdominal computed tomography images? World J Radiol.⁴⁷)

Der D_{eff} bietet dabei eine gute Grundlage für den größenabhängigen Dosis-Vergleich und dient als guter Parameter zur Berechnung der individuellen Größen-Spezifischen Dosis, wie Untersuchungen von Menke³⁶ und der Report „Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations“ der Amerikanischen Gesellschaft der Medizinphysiker³⁵ zeigen konnten.

Patienten mit ähnlichem D_{eff} wurden randomisiert den Gruppen A, B und C zugewiesen, um so ein homogenes und vergleichbares Patientenkollektiv in den einzelnen Gruppen zu erhalten³⁴.

Abschließend wurden die drei Gruppen in jeweils zwei Untergruppen - entsprechend normal- und übergewichtigen Patienten - eingeteilt. Grundlage dieser Einteilung waren die erhobenen D_{eff} und BMI Werte. Patienten mit einem $D_{\text{eff}} < 34$ cm wurden der Untergruppe 1- normalgewichtig zugeteilt, Patienten mit einem $D_{\text{eff}} > 34$ cm der Untergruppe 2 - übergewichtig³⁴.

2.4. Datenerhebung

Die gesamten Rohdaten der Strahlendosis-reduzierten Protokolle wurden ebenso wie diejenigen der zugehörigen Voruntersuchung an demselben 64-Zeilen-Computertomographen der Firma GE erhoben (HD 750 Discovery, GE Healthcare, Waukesha, WI).

Tabelle 2 gibt einen Überblick über die verwendeten Untersuchungs-Parameter in der Studien- und Kontroll-Untersuchung.

Tabelle 2: Untersuchungsparameter in Studien- und Kontroll-Untersuchung #

Untersuchungsparameter	Studien-Untersuchung	Kontroll-Untersuchung
CT-Gerät	HD 750 Discovery, GE 64-Zeilen-CT	HD 750 Discovery, GE 64-Zeilen-CT
Rekonstruktionsalgorithmus	MBIR	ASIR
Röhrenspannung	Gruppe A 120 kVp Gruppe B 100 kVp Gruppe C 80 kVp	120 kVp
Noise-Index	Gruppe A 60 Gruppe B 65 Gruppe C 70	20
Kontrastmittel-Injektionsrate	Gruppe A 3,5 ml/s Gruppe B 3,5 ml/s Gruppe C 2,5 ml/s	3,5 ml/s
Kontrastmittelmenge	450 mg/kg(KG)	450 mg/kg(KG)
Schichtdicke Rekonstruktion	2,5 mm	2,5 mm
Schichtdicke Reformation	3,0 mm axial, coronar & sagittal	3,0 mm axial, coronar & sagittal
Detektor-Kollimation	40 mm	40 mm
Gantry-Rotationszeit	0,4 s	0,4 s
Pitchfaktor	0,984	0,984

Die Tabelle gibt eine Übersicht und einen Vergleich der gewählten Untersuchungsparameter in der Studien-Untersuchung und Kontroll-Untersuchung. Falls nicht weiter angegeben ist der gewählte Untersuchungsparameter in den Studienprotokollen A, B und C identisch.

Anhand von vorangegangenen Dosis-Findungs-Studien am entsprechenden CT-Gerät im selben Hause durch Deak⁴⁸ und Mück⁴⁹ wurden die drei Dosis-reduzierten Protokolle wie in Tabelle 3 festgelegt:

Tabelle 3: Studienprotokolle mit entsprechenden Röhrensparnungen und Noise-Index-Werten

Studien-Protokoll	Röhrensparnung	Noise-Index
Protokoll A	120 kVp	60
Protokoll B	100 kVp	65
Protokoll C	80 kVp	70

Diese Protokolle unterschieden sich anhand der angelegten Röhrensparnung, mit Gruppe A 120 kVp, Gruppe B 100 kVp und Gruppe C 80 kVp. Die entsprechende Röhrenstromstärke wurde dabei automatisch anhand des Noise Index (NI) angepasst. Dabei war die obere beziehungsweise untere Grenze der Röhrenstromstärke mit 400 und 10 mA definiert³⁴.

Die Schichtdicke für die primäre Rekonstruktion wurde mit 2,5 mm festgelegt, basierend auf entsprechenden Voruntersuchungen von Kanal et al.⁴⁶.

Die jeweilige Voruntersuchung wurde mit dem Klinik-internen Standard-Protokoll mit einer Röhrensparnung von 120 kVp und einem NI von 20 akquiriert und diente als Kontroll-Untersuchung.

Alle weiteren Einstellungen am CT-Gerät waren in der Studien-Untersuchung und Voruntersuchung identisch, das heißt 40 mm Detektor Kollimation, 0,4 s Gantry-Rotationszeit und ein Pitchfaktor von 0,984 für sequentielle Bildakquisition³⁴.

Bei der Verwendung des Kontrastmittels wurde eine festgelegte Verzögerung des CT-Scans von zehn Sekunden nach Detektion des Bolus im Truncus Pulmonalis angewendet. Es wurden hierbei 450 mg/kg(KG) jodiertes Kontrastmittel verwendet. (Solutrast300®; Bracco Imaging Deutschland GmbH, Konstanz, Germany). Die Injektionsrate betrug 3,5 ml/s in Protokoll A und B. In Protokoll C wurde die Injektionsrate auf 2,5 ml/s reduziert. Diese Reduktion war notwendig um Artefakte in der Vena Cava Superior zu reduzieren, die sonst zu einer starken Beeinträchtigung der Bildqualität geführt hätten³⁴.

Für die Kontrastmittelapplikation der entsprechenden Voruntersuchungen lag keine ausreichende Dokumentation vor. Es kann davon ausgegangen werden, dass das Injektionsprotokoll der Voruntersuchung dem damaligen Standardprotokoll von einer Kontrastmittelmenge von 450mg/kg(KG) und einer Injektionsrate von 3,5ml/s und somit dem Injektionsprotokoll der Gruppen A und B entspricht.

Die Bilder der Voruntersuchungen wurden mittels eines Adaptiv-Statistischen-Iterativen-Rekonstruktionsalgorithmus (ASIR, GE Healthcare) unter Verwendung eines Weichteil-Kernels mit einem 50%igen Blending rekonstruiert. Die Bilder der Protokolle A, B und C wurden mittels Modell-Basierten-Iterativen-Algorithmus rekonstruiert (MBIR, VEO, GE Healthcare).

Die Bilder wurden mit einer Schichtdicke von 3 mm in den 3 Standard-Achsen (Axial, Coronar, Sagittal) reformatiert³⁴. Diese reformatierten Bilder mit einer Schichtdicke von 3 mm in den 3 Standard-Achsen (Axial, Coronar, Sagittal) aus jeweils der Studien- und Kontroll-Untersuchung wurden zur Datenanalyse verwendet.

2.5. Strahlendosis

Die Werte der Strahlendosis wurden in Form von CT-Dose-Index (CTDI) und Dose-Length-Product (DLP) gemessen. Des Weiteren galt der Report Nummer 204 der Amerikanischen Gesellschaft der Medizinphysiker als Grundlage zur Ermittlung der Größen-Spezifische-Dosis-Schätzwerte (Size-Specific-Dose-Estimates (SSDE)), die anhand des CTDI und des D_{eff} -Wertes berechnet wird^{35,36}. Die effektive Strahlendosis wurde mit Hilfe eines Konversions-Faktors abgeschätzt. Dieser Konversionsfaktor wurde entsprechend für CT-Thorax-Untersuchungen verwendet, die von Deak et al.⁴⁴ nach den Empfehlungen der Publikation Nummer 103 der Internationalen Strahlenschutzkommission aus 2007⁴⁵ erstellt worden sind.

Für alle Studien-Protokolle A, B und C sowie für die Voruntersuchung wurden CTDI, DLP und SSDE gemessen und ausgewertet.

2.6. Beurteilung der Bildqualität

Die reformatierten Bilder wurden an einem Bildablage- und Kommunikationssystem (picture archiving and communication system workstation (PACS)) (Impax6, Agfa Healthcare, Belgium, Mortsel) evaluiert³⁴.

Mittels Region of Interest (ROI) kann an den meisten geläufigen Anzeigeprogrammen in einem ausgewählten Bereich der Dichtewert in Form von Hounsfields-Einheiten berechnet und angegeben werden; im Falle dieser Arbeit an einer Advantage Workstation Volume Share 5 (GE Healthcare, Waukesha, WI, USA). Dies geschieht dabei für die gewählte ROI in Form von Mittelwert und Standardabweichung der Dichtewerte durch das Programm¹⁶.

2.6.1. Detektierbarkeit von Läsionen

Zunächst erfolgte durch zwei Radiologen die unabhängige Beurteilung der Detektierbarkeit von Läsionen. Dabei wurden die Bilder der Gruppen A, B und C durch zwei Radiologen direkt mit den jeweiligen Bildern der Voruntersuchung verglichen. Die Bilder der Studien- und Kontroll-Gruppe wurden nebeneinander angezeigt, um die Auffälligkeit und Detektierbarkeit von Läsionen zu evaluieren und beurteilen. Die zwei bewertenden Radiologen setzten sich zusammen aus einem Oberarzt mit mehr als 10 Jahren Berufserfahrung und einem Assistenzarzt mit mehr als 2 Jahren Berufserfahrung.

Es wurden alle Läsionen und Befunde sowohl in der Kontroll- als auch in der Studiengruppe dokumentiert, sowie diejenigen, die nur in der Studiengruppe (neu) zu erkennen waren. Die erkannten Befunde wurden mit dem radiologischen Bericht der Kontrollgruppe verglichen, um daraus die Sensitivität zu berechnen.

Das Ziel dieser Untersuchung war es sicherzustellen, dass in der Strahlendosis-reduzierten Gruppe die CT-Untersuchungen von diagnostischer Qualität sind³⁴.

2.6.2. Subjektive Beurteilung der Bildqualität

Zur Beurteilung der subjektiven Bildqualität wurden unabhängig voneinander die Bildqualität der Strahlendosis-reduzierten und der Kontroll-Gruppe verglichen. Dazu wurden die Bilder beider Gruppen randomisiert und unabhängig voneinander zwei weiteren Radiologen vorgelegt (einem Oberarzt und einem Assistenzarzt). Diese waren zur Erhebung der Daten verblindet, da für diese Untersuchung am verwendeten PACS (Impax6, Agfa Healthcare, Belgium, Mortsel) die Patienten- und Untersuchungsinformation entfernt wurde und eine Zuordnung zu Kontroll- oder Studien-untersuchung dadurch nicht mehr möglich war.

Hierbei wurden 4 verschiedene anatomische Regionen (Axilla, Mediastinum, die Region der Schilddrüse und Gefäße) in allen Ebenen entsprechend dem Standard der „European Diagnostic Guidelines for Quality Criteria“ bewertet⁵⁰.

Diese europäischen Leitlinien legen die Kriterien der Darstellungsqualität einer CT-Untersuchung anhand von bestimmten Rahmenbedingungen fest und umfassen 4 Bereiche⁵⁰:

1. Die diagnostischen Anforderungen der Bildqualität mit Darstellung des gesamten Thorax inklusive der Abgrenzbarkeit von Gefäßen, Atemwegen, Mediastinum, Schilddrüse, Muskulatur und Lymphknoten.
2. Die Strahlenbelastung mit einem DLP von 650mGycm bzw. CTDI von 30mGy für eine CT-Thorax-Untersuchung.
3. Die Datenerhebung am CT-Gerät mit Einstellung des Untersuchungsfeldes, der angelegten Röhrenspannung, des Röhren-Strom-Zeit-Produkts, der Schichtdicke, des Rekonstruktionsalgorithmus und der Patientenpositionierung.
4. Die klinischen Gegebenheiten für eine gute Leistung in Bezug auf Bewegungsartefakte und die Applikation von Kontrastmittel.

Das verwendete Standard-Untersuchungsprotokoll der CT-Thorax-Voruntersuchung am Klinikum der Universität München basiert dabei auf den Leitlinien für Qualitätskriterien in der Computertomographie⁵⁰.

Zusätzlich wurde die Bildqualität hierbei auch anhand von Bildrauschen, Kontrast, Darstellbarkeit, Erkennbarkeit und Abgrenzbarkeit der vorhandenen pathologischen Läsionen und kleinen anatomischen Strukturen beurteilt³⁴.

Die Bewertung der Bildqualität erfolgte jeweils anhand einer identischen Vier-Punkte-Skala wie folgt:

Tabelle 4: Subjektive Beurteilung der Bildqualität: Vier-Punkte-Skala

Subjektive Qualität	Punkte	Definition	Kriterium
Diagnostisch nicht verwertbar	0	Keine Diagnostik anhand der Bildqualität möglich	Anatomische Strukturen durch Rauschen nicht eindeutig abgrenzbar
Diagnostisch verwertbar	1	Grundlegende Diagnostik anhand der Bildqualität möglich	Anatomische Strukturen erkennbar mit akzeptablem Bild-Rauschen
Gut	2	Mehr als die grundlegende Diagnostik anhand der Bildqualität möglich	Anatomische Strukturen deutlich abgrenzbar, Rauschniveau besser als üblich
Exzellente	3	Exzellente Bildqualität ohne Einschränkungen	Anatomische Strukturen sehr detailliert abgrenzbar

2.6.3. Quantitative Beurteilung der Bildqualität - Messung des Bildrauschens und des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses

Bildrauschen ist quantitativ definiert als die Standard-Abweichung der Bildpunktweite gemessen in Hounsfield-Units innerhalb einer definierten Region (Region of Interest (ROI)) in einem homogen-erscheinenden Gebiet des Bildes¹⁶.

Für die quantitative Beurteilung der Bildqualität wurden die benötigten Daten an einer Advanced Workstation (Advantage Workstation; GE Healthcare) erhoben, die für die Nachbearbeitung von CT-Bildern geeignet ist. Hierbei wurden die Mittelwerte und die Standard-Abweichungen der Abschwächung in einer definierten ROI in Hounsfield-

Units (HU) gemessen. Dies geschah indem identisch 10 mm große ROI in Fett-, und Muskel-Gewebe, sowie der Aorta in allen 3 Ebenen (Axial, Coronar, Sagittal) gesetzt wurden. Mit Hilfe dieser Ergebnisse konnte objektiv das Bildrauschen erhoben werden. Das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (Signal-to-Noise-Ratio (SNR)) wurde in der Aorta wie folgt berechnet:

$$SNR = \frac{MA_{Aorta}}{SD_{Aorta}} \quad 34$$

2.7. Statistische Analyse

Anhand des abhängigen t-Tests wurden die folgenden Daten zwischen den Voruntersuchungen und den Dosis-reduzierten Untersuchungen intraindividuell verglichen: Die Strahlendosiswerte (Werte des DLP, des CTDI und der SSDE), sowie Werte der Signal-zu-Rausch und Rausch-Messungen; Mittelwert (MA) der Abschwächung des Muskel- und Fettgewebes, Standardabweichung (SD) des Mittelwertes des Muskel- und Fettgewebes sowie Signal-zu-Rausch Verhältnis der Aorta.

Mit Hilfe des Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests wurden die subjektiven Bewertungen der Bildqualität (Axilla, Mediastinum, Region der Schilddrüse und Gefäße) der Voruntersuchungen mit den entsprechenden Bewertungswerten der Dosis-reduzierten Untersuchungen ebenfalls intraindividuell verglichen.

Des Weiteren wurden die folgenden Werte mittels des t-Tests auch innerhalb der Dosis-reduzierten Untersuchungen unter den drei verschiedenen Protokollen

(A versus B, B versus C und A versus C) verglichen: Parameter der bestimmten Körpermaße (D_{eff} , Körpergewicht und BMI); Strahlendosiswerte (Werte des DLP, des CTDI und der SSDE); Werte der Signal- und Rausch-Messungen (Mittelwert der Abschwächung des Muskel- und Fettgewebes, Standardabweichung des Mittelwerts des Muskel- und Fettgewebes sowie Signal-zu-Rausch Verhältnis der Aorta).

Die Ergebnisse der subjektiven Bewertungen der Bildqualität wurden ebenfalls innerhalb der Dosis-reduzierten Untersuchungen unter den drei verschiedenen Protokollen (A versus B, B versus C und A versus C) verglichen, was mit Hilfe des Wilcoxon-Mann-Whitney-Tests erfolgte.

Da im Hinblick auf Vergleiche innerhalb der drei Strahlendosis-reduzierten Protokolle (A, B, und C) multiples Testen notwendig war, wurde für Vergleiche innerhalb der drei Protokolle der Dosis-reduzierten Untersuchungen (A, B und C) das Konfidenzintervall mit der Bonferroni-Korrektur auf einen P-Wert von 0,0167 ($0,05/3$) angepasst.

Die gesamte statistische Auswertung wurde mit einer dedizierten Statistik-Software durchgeführt (SPSS 22.0 IBM Corporation, Armonk, NY)³⁴.

3. Ergebnisse

3.1. Körpermaße

In jedem der Strahlendosis-reduzierten Protokolle A, B und C war die Anzahl der Patienten jeweils 12 pro Protokoll. Dabei teilten sich die Patienten wie folgt auf die Untergruppen 1 - normalgewichtig und Untergruppe 2 - übergewichtig auf:

Die Patienten mit einem $D_{\text{eff}} < 34$ cm gehörten der Untergruppe 1 an. Patienten mit einem $D_{\text{eff}} > 34$ cm gehörten der Untergruppe 2 an. In der Untergruppe 1 waren jeweils 7 Patienten pro Protokoll A, B oder C. Untergruppe 2 enthielt jeweils 5 Patienten pro Protokoll A, B oder C.

Das Gewicht der Patienten in den normalgewichtigen Untergruppen der Protokolle A, B und C (jeweils Untergruppe 1) reichte von 48 kg bis 80 kg. Das Körpergewicht in den übergewichtigen Untergruppen der Protokolle A, B und C (jeweils Untergruppe 2) war größer als 75 kg. Mit einem entsprechenden BMI in der Untergruppe 2 von 25 kg/m^2 bis 43 kg/m^2 kann diese Untergruppe dementsprechend als übergewichtig klassifiziert werden. Dabei werden im Allgemeinen nach WHO-Definition (World Health Organization) Patienten mit einem BMI größer 25 kg/m^2 als übergewichtig bezeichnet^{34,51}.

Tabelle 5 stellt diesen Teil der Ergebnisse dar.

Tabelle 5: Körpermaße der Patienten und Strahlendosiswerte #

Körpermaße der Patienten	Untergruppen	Protokoll A (120 kVp)				Protokoll B (100 kVp)				Protokoll C (80 kVp)				A vs B				A vs C				B vs C			
		Mittelwert + Standardabweichung		Intervall		Mittelwert + Standardabweichung		Intervall		Mittelwert + Standardabweichung		Intervall		p-Wert		p-Wert		p-Wert		p-Wert		p-Wert			
		Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max												
Effektiver Diameter [cm]	1	30,9 ± 2,1	27,8	33,5	30,8 ± 2,4	28,0	34,0	30,6 ± 2,2	26,9	33,0	0,631	0,091	0,283												
	2	37,7 ± 2,6	34,7	39,6	35,8 ± 2,4	34,7	39,6	36,1 ± 2,1	34,0	39,4	0,253	0,054	0,687												
Gewicht [kg]	1	66,7 ± 5,4	59	75	60,1 ± 9,9	50	79	63,7 ± 10,3	48	80	0,026	0,358	0,360												
	2	92,0 ± 15,2	77	117	89,4 ± 9,4	78	102	90,6 ± 17,5	76	117	0,528	0,611	0,809												
BMI [kg/cm ²]	1	23,8 ± 2,1	19,5	26,1	22,3 ± 2,4	18,1	27,3	23,7 ± 2,2	17,6	29,6	0,419	0,950	0,486												
	2	29,4 ± 2,6	24,9	37,8	29,9 ± 2,4	24,7	39,8	33,0 ± 2,1	24,8	42,8	0,055	0,254	0,603												
Strahlendosis-Werte		Kontrolle	Dosis-Reduziert	p-Wert	Kontrolle	Dosis-Reduziert	p-Wert	Kontrolle	Dosis-Reduziert	p-Wert	Kontrolle	Dosis-Reduziert	p-Wert	Kontrolle	Dosis-Reduziert	p-Wert	Kontrolle	Dosis-Reduziert	p-Wert	Kontrolle	Dosis-Reduziert	p-Wert			
CTDI [mGy]	1	6,44 ± 1,65	1,34 ± 0,42	< 0,001*	5,66 ± 2,98	1,02 ± 0,36	0,004*	5,80 ± 2,27	1,08 ± 0,55	0,001*	< 0,001*	0,005*	0,481												
	2	11,15 ± 0,97	3,41 ± 1,35	< 0,001*	10,40 ± 1,34	3,20 ± 1,62	< 0,001*	11,28 ± 1,28	2,88 ± 0,97	< 0,001*	0,169	0,121	0,425												
Dosis-Längen-Produkt [mGy*cm]	1	204,7 ± 79,1	42,5 ± 16,3	< 0,001*	169,2 ± 83,5	30,8 ± 10,6	0,001*	178,6 ± 68,8	33,1 ± 16,0	< 0,001*	0,007*	0,004*	0,340												
	2	358,9 ± 43,1	107,9 ± 35,9	< 0,001*	316,5 ± 37,6	95,5 ± 41,1	< 0,001*	340,0 ± 40,2	85,7 ± 25,4	< 0,001*	0,112	0,028	0,251												
SSDE [mGy]	1	7,54 ± 1,41	1,56 ± 0,37	< 0,001*	6,52 ± 2,92	1,20 ± 0,35	< 0,001*	6,88 ± 2,34	1,26 ± 0,55	< 0,001*	< 0,001*	0,006*	0,513												
	2	10,63 ± 0,82	3,19 ± 1,02	< 0,001*	10,06 ± 0,50	3,06 ± 1,26	< 0,001*	10,98 ± 0,63	2,76 ± 0,71	< 0,001*	0,282	0,151	0,451												

In der Tabelle sind die Körpermaße der Patienten sowie die Strahlendosiswerte der einzelnen Gruppen im jeweiligen Vergleich gelistet. Alle Ergebnisse werden als Mittelwert ± Standardabweichung angegeben. Die p-Werte mit signifikantem Unterschied sind mit * markiert (Tabelle modifiziert nach Deak et al. (2017) Submillisievert Computed Tomography of the Chest Using Model-Based Iterative Algorithm: Optimization of Tube Voltage With Regard to Patient Size J Comput Assist Tomogr.³⁴)

3.2. Strahlendosis

Vergleich der CTDI, DLP, SSDE - Werte zwischen Studien- und Kontrollgruppe

Der Vergleich der Strahlendosiswerte CTDI, DLP und SSDE zwischen den drei Strahlendosis-reduzierten Protokollen A, B und C mit MBIR und der Kontrollgruppe mit ASIR ergab folgende Auffälligkeiten:

In beiden Untergruppen der Strahlendosis-reduzierten Protokolle A, B und C mit MBIR waren die CTDI-Werte, der SSDE und der DLP überall signifikant geringer als in denen der Kontroll-Gruppe mit ASIR.

Für die CTDI-Werte konnte im Vergleich zur Kontroll-Gruppe mit ASIR in allen drei Studiengruppen mit MBIR eine Reduktion auf weniger als ein Drittel bis zu einem Fünftel der ursprünglichen Dosis erreicht werden.

In der Gruppe A mit 120 kVp lag diese Reduktion zwischen 79,2% und 69,9%. Der CTDI Wert der ASIR Voruntersuchung in Untergruppe 1 von durchschnittlich 6,44 mGy (100%) konnte dementsprechend um 5,1 mGy auf durchschnittlich 1,34 mGy (20,8%) in der Untergruppe 1 bei 120kVp reduziert werden. In Gruppe B mit 100 kVp konnte eine Reduktion zwischen 82,0% und 69,3% im Vergleich zur ASIR Voruntersuchung erreicht werden, das heißt der CTDI-Wert der Studiengruppe lag bei 18,0% beziehungsweise 30,7% der ASIR-Voruntersuchung. In Gruppe C mit 80 kVp lag die Reduktion des CTDI-Wertes zwischen 81,4% und 74,5%; jeweils über beide Untergruppen hinweg.

Für eine detaillierte Auflistung dieser einzelnen p-Werte siehe Tabelle 5.

Vergleich der CTDI, DLP, SSDE - Werte innerhalb der Studienprotokolle A B und C

Innerhalb der drei Strahlendosis-reduzierten Protokolle mit MBIR ergaben sich folgende Auffälligkeiten:

In der Untergruppe 1 - normalgewichtig ($D_{\text{eff}} < 34 \text{ cm}$) waren die Werte von CTDI, SSDE und DLP in dem Strahlendosis-reduzierten Protokoll der Gruppe B mit 100 kVp ($P < 0,001$; $P < 0,001$; $P = 0,007$) und in der Gruppe C mit 80 kVp ($P = 0,005$; $P = 0,006$; $P = 0,004$) signifikant niedriger als in der Gruppe A mit 120 kVp. In allen Strahlendosis-reduzierten Protokollen A, B und C war die berechnete effektive Strahlenbelastung geringer als 1 mSv innerhalb der normalgewichtigen Untergruppe. In Gruppe B mit 100kVp war die effektive Strahlenbelastung signifikant niedriger ($P = 0,008$) als in der Gruppe A mit 120 kVp.

Innerhalb der übergewichtigen Untergruppe 2 ($D_{\text{eff}} > 34\text{cm}$) waren die Strahlendosiswerte SSDE, CTDI und DLP in den Protokollen A, B und C hinsichtlich Mittelwert und Standardabweichung ähnlich ohne signifikanten Unterschied.

Zum weiteren Vergleich und zur Zusammenfassung der Strahlendosiswerte innerhalb der einzelnen Gruppen siehe auch Tabelle 5.

3.3. Detektierbarkeit von Läsionen

Insgesamt wurden 130 Läsionen erkannt. Die genaue Verteilung dieser Läsionen auf die Regionen des Herzens, der Lunge, des Mediastinums, der Gefäße oder der Weichteilstrukturen des Thorax ist in Tabelle 6 angegeben. Die Diagnosesicherheit lag in den beiden Strahlendosis-reduzierten Gruppen A mit 120 kVp und B mit 100 kVp jeweils in beiden Untergruppen - normal und übergewichtig - bei 100%, das

heißt es wurden alle Läsionen der Voruntersuchung auch in den Strahlendosis-reduzierten Gruppen A und B erkannt. Das galt auch für die Untergruppe 1 - normalgewichtig in der Gruppe C mit 80 kVp. Einzig in der Untergruppe 2 - übergewichtig in der Strahlendosis-reduzierten Gruppe C mit 80 kVp konnten nur 18 von 19 Läsionen identifiziert werden. Hier konnte ein Schilddrüsenknoten, der in der Voruntersuchung beschrieben wurde, nicht in der Strahlendosis-reduzierten Gruppe erkannt werden. Dadurch sank die Diagnosesicherheit in der Untergruppe 2 - übergewichtig der Gruppe C mit 80kVp auf 95%.

Der Cronbach α -Wert zeigt für die Detektierbarkeit von Läsionen eine maximale Übereinstimmung der befundenden Radiologen mit $\alpha = 1,000^{34}$.

Folgende Befunde entwickelten sich zwischenzeitlich neu und waren alle in Gruppe B mit 100 kVp:

Lungenarterienembolie (n = 3); Metastase am Diaphragma (n = 1); pathologischer axillärer Lymphknoten (n = 1) und Pleuraerguss (n = 1).

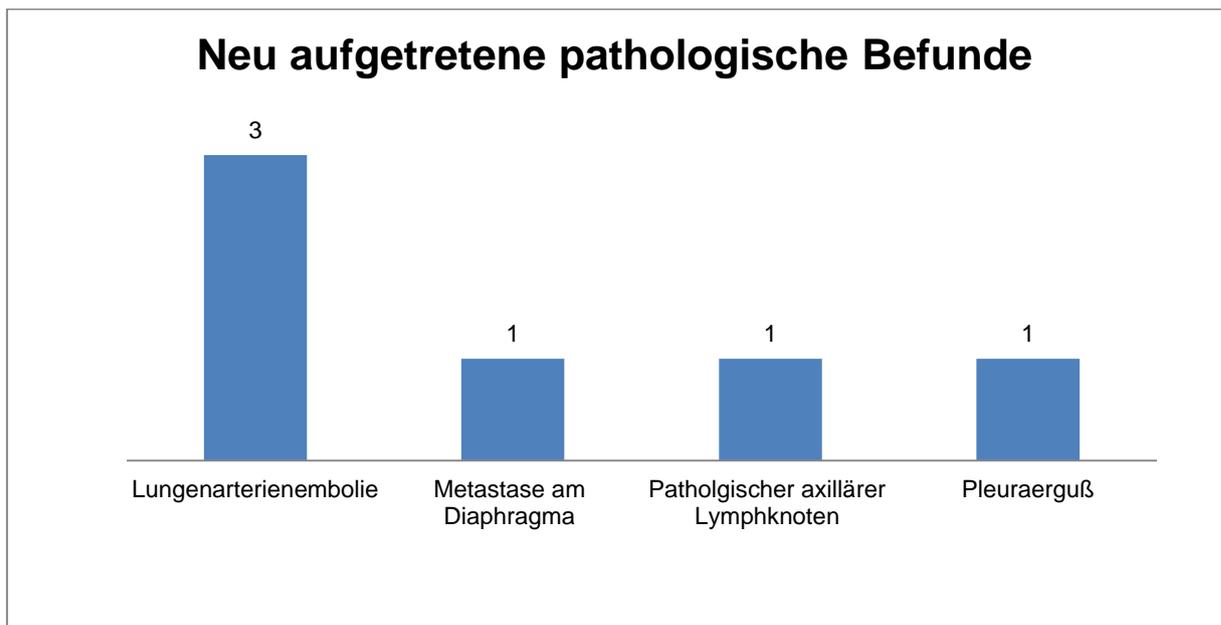


Abbildung 18: Neu aufgetretene pathologische Befunde

Die neu aufgetretenen pathologischen Befunde waren alle in der Gruppe B und wie oben dargestellt verteilt.

Tabelle 6: Diagnostische Qualität und Detektierbarkeit von Läsionen #

Anatomische Regionen	Untergruppen	Protokoll A (120 kVp)				Protokoll B (100 kVp)				Protokoll C (80 kVp)			
		Kontrolle		Dosis-Reduziert		Kontrolle		Dosis-Reduziert		Kontrolle		Dosis-Reduziert	
		Anzahl an Läsionen	Prozent detektierter Läsionen	Anzahl neuer Läsionen	Anzahl an Läsionen	Anzahl an Läsionen	Prozent detektierter Läsionen	Anzahl neuer Läsionen	Anzahl an Läsionen	Anzahl an Läsionen	Prozent detektierter Läsionen	Anzahl neuer Läsionen	
Schilddrüse	1	1	100%	-	2	2	100%	-	3	3	100%	-	
	2	2	100%	-	4	4	100%	-	2	1	50%	-	
Kalzifizierung der Aorta, Herzklappen und Herzkranzgefäße	1	13	100%	-	5	5	100%	-	3	3	100%	-	
	2	3	100%	-	1	1	100%	-	3	3	100%	-	
Thromben oder Ektasien intrathorakaler Gefäße oder des Herzens	1	4	100%	-	4	4	100%	-	2	2	100%	-	
	2	-	100%	-	1	1	100%	3	-	-	100%	-	
Mediastinale Pathologien, Lymphknoten und Tumore	1	6	100%	-	1	1	100%	-	5	5	100%	-	
	2	3	100%	-	2	2	100%	-	8	8	100%	-	
Kardiale, perikardiale oder pleurale Tumoren oder Ergüsse	1	1	100%	-	1	1	100%	1	2	2	100%	-	
	2	-	100%	-	-	-	100%	-	-	-	100%	-	
Pathologien des Diaphragma und der Thoraxwand	1	1	100%	-	2	2	100%	-	1	1	100%	-	
	2	1	100%	-	1	1	100%	1	1	1	100%	-	
Axilläre Lymphknoten, kutane, subkutane Läsionen, Läsionen im Brustgewebe	1	7	100%	-	2	2	100%	1	6	6	100%	-	
	2	8	100%	-	7	7	100%	-	5	5	100%	-	
Alle Läsionen	1	33	100%	-	17	17	100%	2	22	22	100%	-	
	2	17	100%	-	16	16	100%	4	19	18	95%	-	

In der Tabelle sind jeweils die Anzahl der Läsionen der Voruntersuchung in ASIR und die Anzahl der Läsionen in den Strahlendosis-reduzierten Gruppen mit MBIR dargestellt sowie die daraus errechneten Deckungswerte der Untersuchungen. (Tabelle modifiziert nach Deak et al. (2017) Submillisievert Computed Tomography of the Chest Using Model-Based Iterative Algorithm: Optimization of Tube Voltage With Regard to Patient Size J Comput Assist Tomogr.³⁴)

3.4. Subjektive Beurteilung der Bildqualität

Vergleich der subjektiven Beurteilung der Bildqualität zwischen Studien- und Kontrollgruppe

Die Bildqualität in den beiden Strahlendosis-reduzierten Gruppen A und B mit 120 kVp und 100 kVp wurde subjektiv durch beide Radiologen als gleich beziehungsweise besser als in der Kontroll-Gruppe mit ASIR bewertet. Signifikant besser als die Kontrolluntersuchung wurde in Protokoll A bei 120kVp in beiden Untergruppen die Schilddrüsenregion bewertet (Untergruppe 1, $P < 0,001$; Untergruppe 2, $P < 0,001$). In Protokoll B mit 100 kVp wurde in der Untergruppe 2 - übergewichtig die Darstellung der Gefäße ($P = 0,001$) und der Schilddrüsenregion ($P = 0,045$) signifikant besser als in der Kontrollgruppe bewertet. Dabei war in den Studiengruppen durch Veränderung der Röhrenspannung und NI-Werte mit Verwendung von MBIR die Strahlenbelastung deutlich reduziert.

In der Gruppe C mit 80 kVp wurde die Bildqualität in der Untergruppe 1 bei normalgewichtigen Patienten subjektiv als signifikant niedriger eingeschätzt in allen Regionen der Axilla ($P < 0,001$), der Schilddrüse ($P = 0,003$), des Mediastinums ($P < 0,001$) und der Gefäße ($P = 0,043$). In Untergruppe 2 - übergewichtig der Gruppe C war die Bildqualität subjektiv als gleich zu der Kontrollgruppe angegeben. Dies gilt jedoch nicht für die Darstellbarkeit der mediastinalen Weichteilgewebe ($P = 0,008$), die signifikant schlechter bewertet wurden.

Vergleich der subjektiven Beurteilung der Bildqualität innerhalb der Studienprotokolle

In der Gruppe B mit 100 kVp war die Bewertung aller Regionen signifikant besser als in Gruppe C mit 80 kVp jeweils über beide Untergruppen hinweg mit Axilla (Untergruppe 1, $P < 0,001$; Untergruppe 2, $P = 0,001$), Schilddrüsenregion (Untergruppe 1, $P < 0,001$; Untergruppe 2, $P = 0,014$), Mediastinum (Untergruppe 1, $P = 0,002$; Untergruppe 2, $P < 0,001$) und Gefäße (Untergruppe 1, $P = 0,010$; Untergruppe 2, $P = 0,016$).

In der Gruppe A mit 120 kVp war die Darstellbarkeit der Weichteilgewebe in der Regel besser als in der Gruppe C mit 80kVp bewertet worden. Signifikant war der Unterschied in Axilla (Untergruppe 1, $P < 0,001$), Schilddrüsenregion (Untergruppe 1, $P < 0,001$; Untergruppe 2, $P = 0,001$), Mediastinum (Untergruppe 1, $P < 0,001$; Untergruppe 2, $P = 0,001$), jedoch gilt dies nicht für die subjektive Bildqualität der Gefäße. Hier war kein signifikanter Unterschied feststellbar.

In der subjektiven Beurteilung der Weichteile und der Gefäße war zwischen den Gruppen A und B mit 120 kVp und 100 kVp kein signifikanter Unterschied feststellbar.

Insgesamt war die Zustimmung der befundenden Radiologen zur Bildqualität in den drei Strahlendosis-reduzierten Protokollen wie folgt verteilt:

Eine gute Zustimmung mit: $\alpha = 0,719$ in Gruppe A, und $\alpha = 0,758$ in Gruppe C und eine akzeptable Zustimmung mit: $\alpha = 0,642$ in der Kontrollgruppe und $\alpha = 0,651$ in Gruppe B.

Für eine detaillierte Auflistung der Ergebnisse siehe auch Tabelle 7:

3.5. Quantitative Beurteilung der Bildqualität -

Bildrauschen und Signal-zu-Rausch-Verhältnis

In der Quantitativen Analyse der Bildqualität war im Vergleich zum Kontroll-CT mit ASIR die mittlere Abschwächung in Muskel- und Fett-Gewebe in den Gruppen B 100 kVp und C 80 kVp signifikant verändert.

Die mittlere Gewebeabschwächung zeigte signifikant erniedrigte Werte der Hounsfield-Einheiten um 3,9 HU im Muskelgewebe ($P = 0,045$) und um 14,9 HU im Fettgewebe ($P < 0,001$) in der Untergruppe 1 von Gruppe B mit 100kVp. In Gruppe C mit 80 kVp war die Mittlere Abschwächung in Untergruppe 1 - normalgewichtig um 4,8 HU in Muskelgewebe ($P = 0,015$) und um 14,2 HU ($P < 0,001$) im Fettgewebe erniedrigt; in Untergruppe 2 - übergewichtig um 4,1 HU in Muskelgewebe ($P = 0,030$) und um 21,9 HU ($P < 0,001$) in Fettgewebe signifikant erniedrigt.

Das Bildrauschen - ausgedrückt in Form der Standardabweichung - war in Untergruppe 1 des Protokoll A mit 120 kVp trotz niedrigerer Strahlendosis und höherem NI mit MBIR signifikant niedriger in Muskelgewebe mit einem Unterschied von 1,4 HU ($P = 0,027$) und Fettgewebe mit einem Unterschied von 1,0 HU ($P = 0,043$) als in der Kontroll-Gruppe mit ASIR. Die SNR der Aorta innerhalb dieser Gruppe war im Vergleich zur Kontroll-Gruppe signifikant erhöht ($P = 0,004$).

In den Gruppen B 100 kVp und C 80 kVp war das objektive Bildrauschen jeweils vergleichbar mit der Kontroll-Gruppe. Dies gilt allerdings nicht für den SNR-Wert der Aorta. Dieser war signifikant höher als in der Kontrollgruppe; in Gruppe B 100 kVp und Untergruppe 1 mit $P = 0,001$ und in Gruppe C 80 kVp in beiden Untergruppen mit Untergruppe 1 und $P = 0,009$, und Untergruppe 2 mit $P < 0,001$.

Eine detaillierte Auflistung der Ergebnisse ist der Tabelle 8 zu entnehmen.

Tabelle 8: Ergebnisse der Signal- und Rauschmessungen sowie der abgeleiteten Werte des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses [#]

Weichteil-Struktur	Untergruppen	Protokoll A (120 kVp)				Protokoll B (100 kVp)				Protokoll C (80 kVp)				A vs B		B vs C	
		Kontrolle	Dosis-Reduziert	p-Wert	Kontrolle	Dosis-Reduziert	p-Wert	Kontrolle	Dosis-Reduziert	p-Wert	Kontrolle	Dosis-Reduziert	p-Wert	Kontrolle	Dosis-Reduziert	p-Wert	p-Wert
Muskul-Gewebe	1	64,6 ± 8,9	62,2 ± 8,3	0,060	67,5 ± 5,6	63,6 ± 10,0	0,045*	61,3 ± 9,6	66,1 ± 14,6	0,015*	0,561	0,325	0,542				
	2	58,4 ± 6,8	58,3 ± 6,8	0,473	60,6 ± 4,6	60,3 ± 6,1	0,403	60,3 ± 8,5	64,4 ± 11,1	0,030*	0,287	0,033	0,221				
Mittlere Abschwächung [HU]	1	-115,4 ± 9,0	-114,8 ± 8,0	0,361	-108,7 ± 12,5	-123,6 ± 11,5	< 0,001*	-115,2 ± 7,6	-129,4 ± 15,0	< 0,001*	0,007*	< 0,001*	0,109				
	2	-118,8 ± 6,8	-121,6 ± 6,9	0,116	-116,3 ± 6,0	-121,7 ± 7,0	0,057	-119,4 ± 9,9	-141,3 ± 10,9	< 0,001*	0,028	< 0,0001*	< 0,001*				
Muskul-Gewebe	1	9,2 ± 3,2	7,8 ± 1,0	0,027*	9,1 ± 2,0	8,7 ± 1,5	0,229	9,3 ± 1,1	9,3 ± 1,7	0,472	0,026	0,001*	0,466				
	2	10,2 ± 1,6	9,8 ± 1,2	0,190	8,8 ± 1,2	8,9 ± 1,9	0,441	9,7 ± 1,5	9,7 ± 1,6	0,426	0,072	0,925	0,117				
Fett-Gewebe	1	8,3 ± 2,0	7,3 ± 1,3	0,043*	8,5 ± 1,5	8,7 ± 1,9	0,298	9,1 ± 1,6	9,2 ± 1,7	0,453	0,004*	< 0,001*	0,46				
	2	8,0 ± 1,3	8,0 ± 1,1	0,480	7,5 ± 1,2	8,4 ± 1,2	0,054	8,2 ± 1,4	8,3 ± 1,2	0,329	0,313	0,317	0,898				
Signal-zu-Rausch-Verhältnis Aorta	1	29,4 ± 5,3	33,4 ± 8,3	0,004*	31,9 ± 5,3	36,5 ± 5,3	0,001*	26,9 ± 5,2	30,2 ± 4,8	0,009*	0,195	0,101	< 0,001*				
	2	25,0 ± 8,3	23,6 ± 5,7	0,552	27,9 ± 4,7	30,3 ± 6,4	0,082	23,4 ± 6,2	28,6 ± 7,1	< 0,001*	< 0,001*	0,049	0,254				

[#] In der Tabelle ist die objektive Beurteilung der einzelnen Untersuchungen in Bezug auf die mittlere Abweichung und Standard-Abweichung der HU in Muskel, Fett und der Aorta gelistet. Die p-Werte mit signifikantem Unterschied sind mit * markiert (Tabelle modifiziert nach Deak et al. (2017) Submillisievert Computed Tomography of the Chest Using Model-Based Iterative Algorithm: Optimization of Tube Voltage With Regard to Patient Size J Comput Assist Tomogr. ³⁴)

3.6. Veranschaulichung der Ergebnisse durch Beispielbilder aus den jeweiligen Untersuchungsgruppen

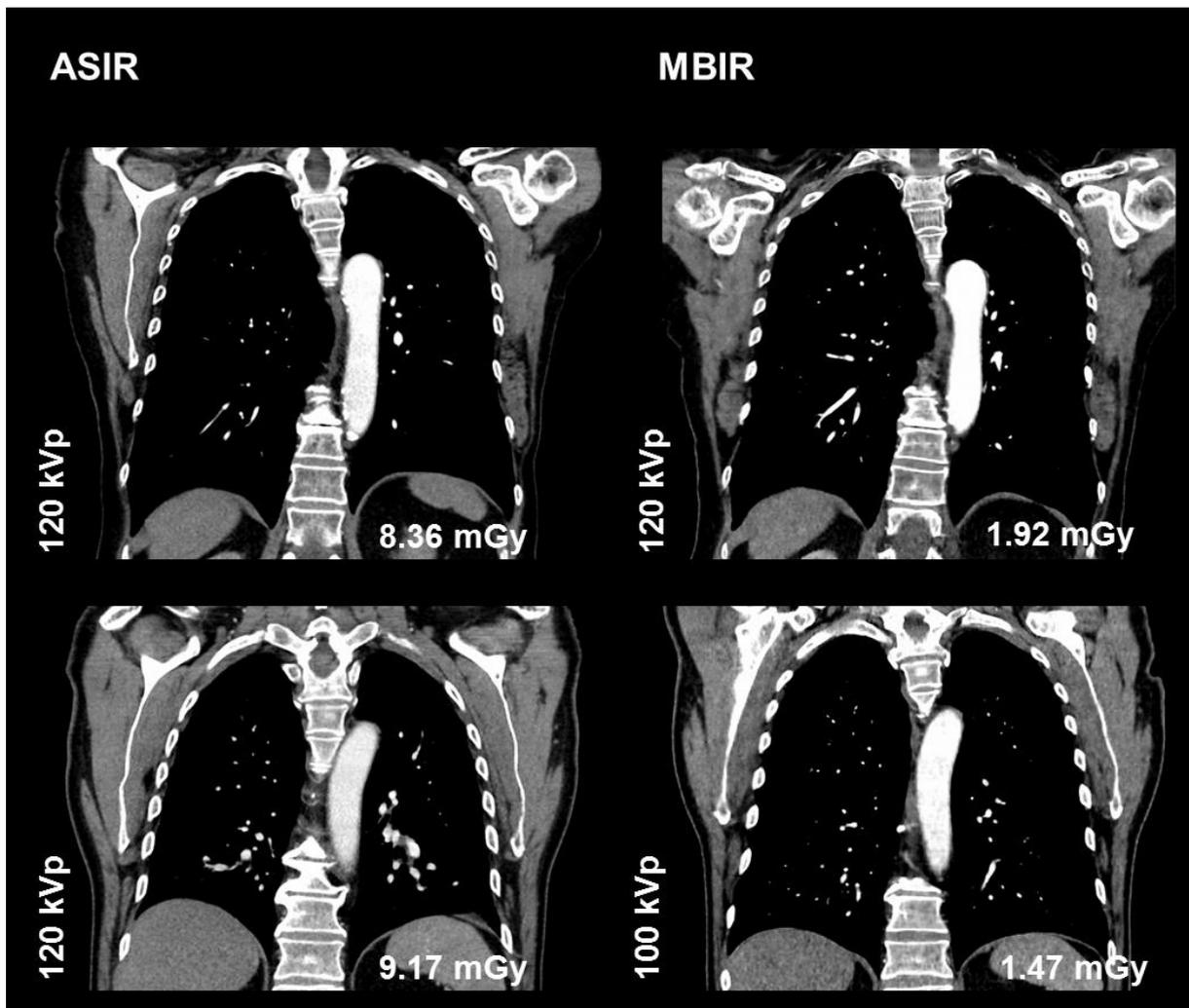


Abbildung 19: Vergleich zwischen ASIR und MBIR-Protokoll A und B der Untergruppe 1 in coronarer Rekonstruktion

Beispiel von zwei verschiedenen Patienten (Patient 1: oben; Patient 2: unten) mit vergleichbaren Körpermaßen (BMI von 26,1 und 25,2 kg/m² und D_{eff} von 32,7 und 33,5 cm) in identischer coronarer Rekonstruktion. Jeder Patient wurde zu zwei verschiedenen Zeitpunkten untersucht, einmal mit ASIR (links) und einmal mit MBIR (rechts oben mit 120 kVp; rechts unten mit 100 kVp). Subjektiv scheint der Kontrast der Gefäße mit MBIR größer, wogegen Muskel- und Fettgewebe subjektiv ähnlich sind. (Abbildung modifiziert nach Deak et al. (2017) Submillisievert Computed Tomography of the Chest Using Model-Based Iterative Algorithm: Optimization of Tube Voltage With Regard to Patient Size J Comput Assist Tomogr.³⁴)

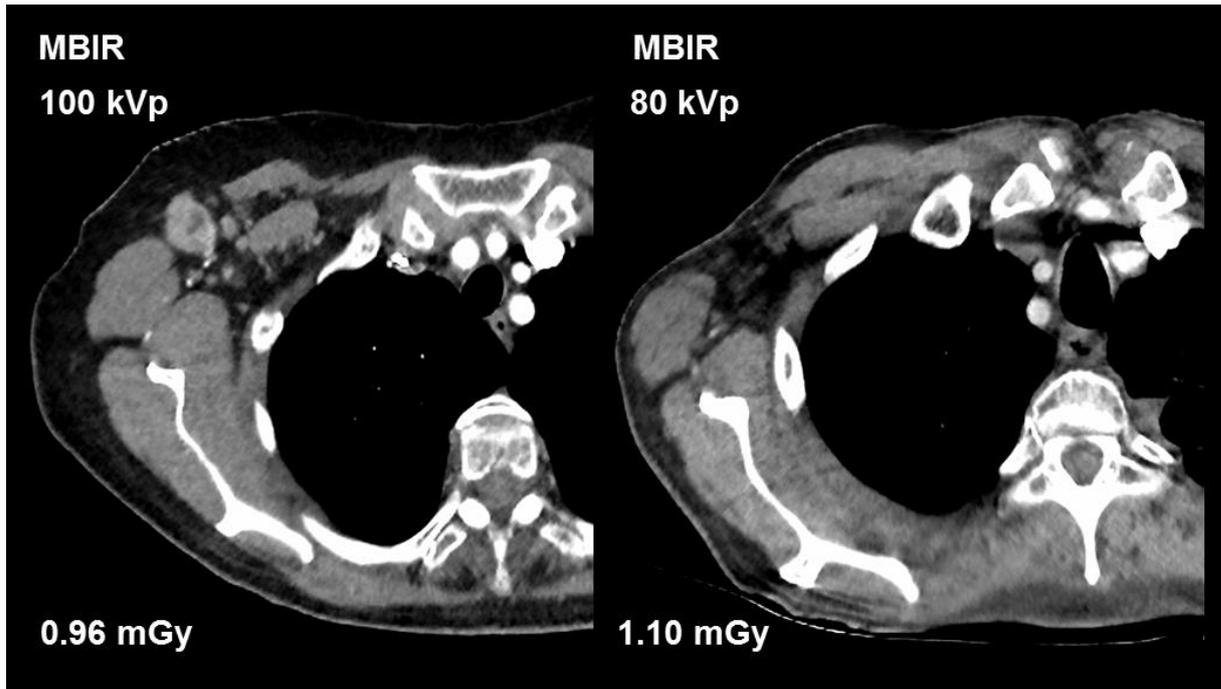


Abbildung 20: Vergleich zwischen den MBIR-Protokollen B und C der Untergruppe 1 in axialer Rekonstruktion

Beispiel von zwei verschiedenen Patienten mit vergleichbaren Körpermaßen (BMI von 20,2 und 20,6 kg/m² und D_{eff} von 31,0 und 32,6 cm) in axialer Rekonstruktion. Der Patient links wurde mit MBIR und 100 kVp untersucht, der Patient rechts mit MBIR und 80 kVp. Subjektiv erscheinen die Weichteilgewebe der Thoraxwand und der Axilla links deutlicher als rechts und die Streifenartefakte links geringer. Nebenbefundlich zeigt sich in der linken Aufnahme ein vergrößerter und Kontrastmittel-anreichernder Lymphknoten im Bereich der rechten Axilla. (Abbildung modifiziert nach Deak et al. (2017) Submillisievert Computed Tomography of the Chest Using Model-Based Iterative Algorithm: Optimization of Tube Voltage With Regard to Patient Size J Comput Assist Tomogr.³⁴)

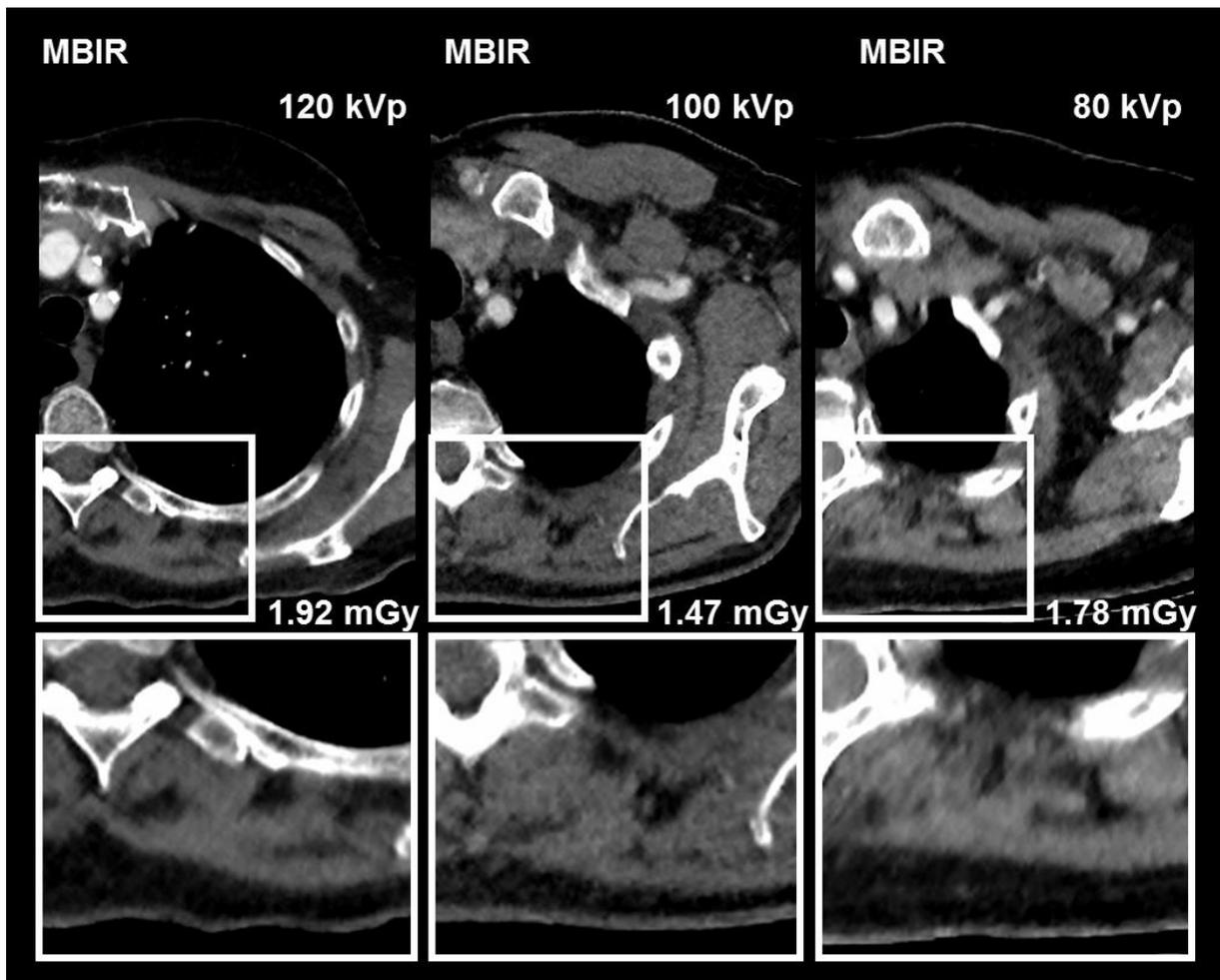


Abbildung 21: Vergleich zwischen den MBIR-Protokollen A, B und C der Untergruppe 1 in axialer Rekonstruktion

Beispiel von drei verschiedenen Patienten mit vergleichbaren Körpermaßen (D_{eff} von 32,7 cm (links), 33,5 cm (Mitte) 33,0 cm(rechts)) in axialer Rekonstruktion. Alle Patienten wurden mit MBIR untersucht, links mit 120 kVp, in der Mitte mit 100kVp und rechts mit 80kVp. Subjektiv erscheinen die Muskelgrenzen und Fettpolster links und in der Mitte deutlicher als rechts, vor allem in der jeweiligen Vergrößerung unterhalb. Nebenbefundlich zeigt sich in der mittleren Aufnahme ein hypodensere Knoten im linken Schilddrüsenlappen. (Abbildung modifiziert nach Deak et al. (2017) Submillisievert Computed Tomography of the Chest Using Model-Based Iterative Algorithm: Optimization of Tube Voltage With Regard to Patient Size J Comput Assist Tomogr.³⁴)

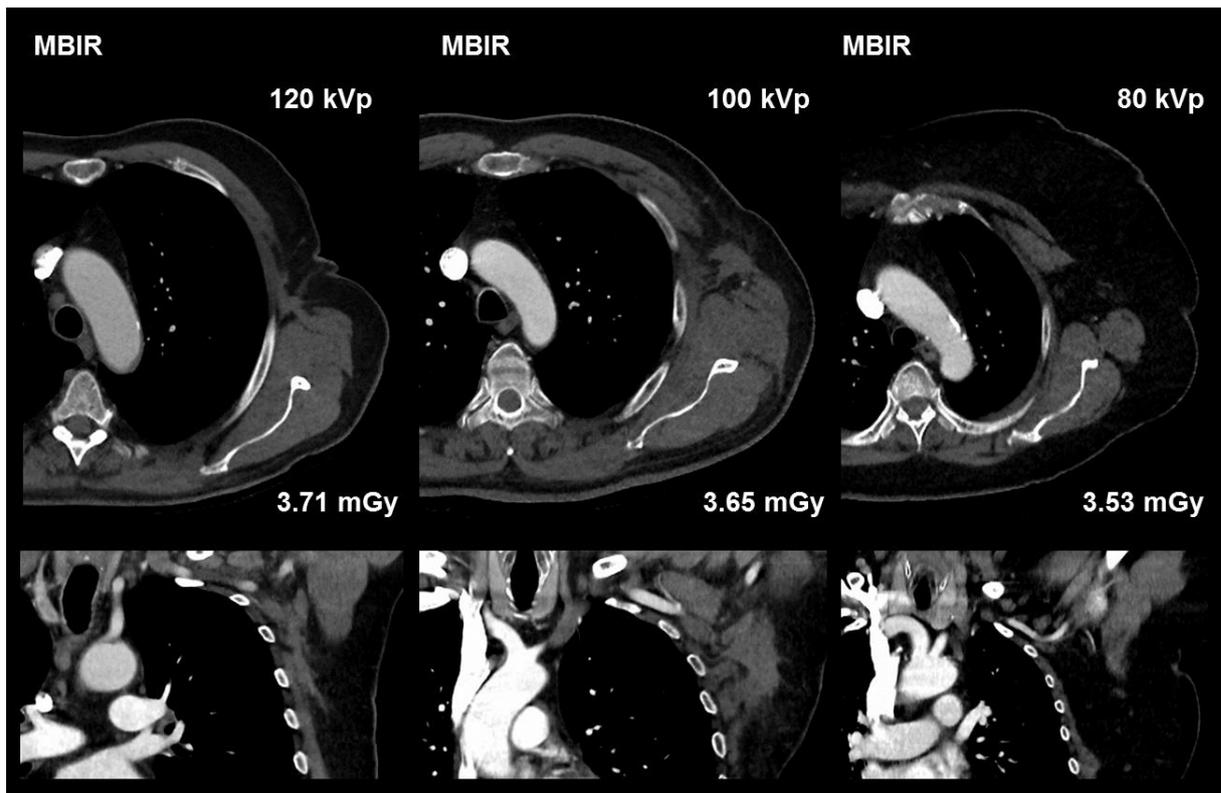


Abbildung 22: Vergleich zwischen den MBIR-Protokollen A, B und C der Untergruppe 2 in axialer und coronarer Rekonstruktion

Beispiel von drei verschiedenen Patienten mit vergleichbaren Körpermaßen (D_{eff} von 37,4 cm (links), 37,4 cm (Mitte) 37,7 cm(rechts)) in jeweils axialer (oben) und coronarer (unten) Rekonstruktion. Alle Patienten wurden mit MBIR untersucht, links mit 120 kVp, in der Mitte mit 100kVp und rechts mit 80kVp. Subjektiv erscheinen die Weichteilgewebe und der Kontrast der Gefäße in allen Aufnahmen axial und coronar ähnlich. Nebenbefundlich zeigt sich in der linken und mittleren Aufnahme eine Tumorprogression eines Malignen Melanoms innerhalb des Narbengewebes nach Axilladisektion auf der linken Seite. (Abbildung modifiziert nach Deak et al. (2017) Submillisievert Computed Tomography of the Chest Using Model-Based Iterative Algorithm: Optimization of Tube Voltage With Regard to Patient Size J Comput Assist Tomogr.³⁴)

4. Diskussion

4.1. Allgemeine Maßnahmen zur Strahlendosisreduktion

Das ALARA-Prinzip (As Low As Reasonably Achievable) gilt als Hauptbestandteil der internationalen Strahlenschutzphilosophie. Dabei geht es nicht alleinig darum, eine Strahlenexposition mit den zur Verfügung stehenden Möglichkeiten so gering wie möglich zu halten, sondern vielmehr auch um eine Abwägung wirtschaftlicher, technischer und sozialer Argumente⁵².

Grundlegende Maßnahme für eine Strahlendosisreduktion in Anbetracht für die gesamte Strahlenexposition durch medizinische Verfahren ist die korrekte Indikation für die CT-Untersuchung. So konnte in den USA beispielsweise durch Einführung eines EDV-gestützten Bestell-Erfassungssystems und eines Entscheidungshilfe-Systems entgegen dem allgemeinen Trend hin zu mehr CT-Untersuchungen eine Reduktion der ambulanten CT-Untersuchungen um 2,7% pro Quartal erreicht werden^{16,52,53}.

Nach korrekter Indikationsstellung gilt es daher die bestmögliche Bildqualität bei geringstmöglicher Strahlenbelastung für den Patienten zu erreichen. Dabei sollten Indikations-spezifische Protokolle verwendet werden, wie dies beispielsweise für die CT des Thorax für Lungenrundherdsuche in der Erstabklärung, Nachsorge-Untersuchungen, Gefäßerkrankungen mit Kontrastmittel-Applikation und diffuse Lungenerkrankungen bereits etabliert ist^{16,19,20}.

Darüber hinaus ist eine korrekte, das heißt zum Drehzentrum der Röhre mittige Lagerung der Patienten innerhalb der CT-Gantry grundsätzlich sehr wichtig für eine gute Bildqualität. Eine inadäquate Positionierung des Patienten abseits dieses Isozentrums der Gantry kann die Strahlendosis auf der Körperoberfläche erhöhen,

entsprechend in Brust und Schilddrüsengewebe bei CT-Thorax-Untersuchungen^{16,54,55}. Ebenso wirkt sich die Positionierung der Extremitäten entscheidend auf die Bildqualität aus. Beispielsweise konnte durch Armpositionierung in Schwimmer- oder Standard-Position in CT-Untersuchungen der zervikalen Wirbelsäule eine Reduzierung der Strahlendosis um durchschnittlich 6,44% erreicht werden⁵⁶.

Einer der wichtigsten Parameter für die Strahlenexposition ist die Röhrenstromstärke. Hier besteht ein linearer Zusammenhang. Aufgrund des linearen Zusammenhangs zwischen Röhrenstromstärke und Strahlendosisexposition ist es empfehlenswert ein Automatisches-Expositions-Kontroll-System (AEC) zu verwenden. Dabei wird die Röhrenstromstärke entsprechend der Abschwächung verschiedener Körperregionen angepasst¹⁶. Generell konnte durch die Verwendung von AEC-Systemen bei CT-Thorax-Untersuchungen eine Strahlendosisreduktion bei Mulkens et al.⁵⁷ zwischen 14 und 20% erreicht werden. Der Benutzer kann hier meist die gewünschte Bildqualität in Form von Bildrauschen angeben. Allerdings besteht auch ein indirekt proportionaler Zusammenhang zwischen der Wurzel aus der Röhrenstromstärke und dem Bildrauschen. Die Verringerung der Stromstärke wird also durch eine Erhöhung des Bildrauschens limitiert¹⁶. Modell-Basierte-Iterative-Algorithmen können bei niedrigerer Strahlendosis dieses geringe Bildrauschen allerdings gut kompensieren^{25-27,31-33}. Im Falle unserer Untersuchung bei einem GE-Gerät wurde ein AEC-System in Form des Noise-Index verwendet.

Auch die angelegte Röhrenspannung hat einen direkt proportionalen linearen Einfluss auf die Strahlendosis. Eine Erniedrigung der Röhrenspannung führt zwar zu einer geringeren Strahlendosis; allerdings auch zu einem erhöhten Bildrauschen.

Andererseits erhöht sich bei niedrigerer Röhrenspannung auch der Bildkontrast, was vor allem in der Angiographie genutzt werden kann¹⁶. So konnte durch Sigal-Cinqualbre et al.⁵⁸ bereits 2004 bei der Verwendung von 80 kVp bei Patienten mit einem Körpergewicht von weniger als 60 kg eine Strahlendosisreduktion von 65% erreicht werden und bei Patienten zwischen 60 und 75 kg und einer Röhrenspannung von 100 kVp eine Reduktion von 40 - 50% im Vergleich zu 120kVp.

Ein wichtiger Parameter zur Messung der Strahlendosis ist das Dosis-Längen-Produkt aus dem CTDI-Wert und der Scan-Länge. Damit ist die Scan-Länge ein relevanter Parameter zur Bestimmung der Strahlendosis. Die Scan-Länge sollte adäquat gewählt werden um eine Erhöhung der Strahlendosis zu vermeiden, wobei aktuell folgende Empfehlungen vorliegen: Bei Malignität oder unklarem Verhalten von der Lungenspitze bis zur Nebenniere; bei Benignität bis zur Lungenbasis⁵⁹. Campbell et al.⁵⁹ konnten zeigen, dass eine „unnötige“ Erweiterung dieser oben genannten Grenzen zu einer durchschnittlichen Erhöhung des DLP um 20,9% führte.

Ein moderner Ansatz zur Strahlendosisreduktion ist die Verwendung von Iterativen Rekonstruktionsalgorithmen. So konnten Singh et al.⁶⁰ zeigen, dass die Bildqualität einer CT-Thorax-Untersuchung unter Verwendung von ASIR und Strahlendosisreduktion bei einer Strahlendosis von minimal 3,5 mGy CTDI vergleichbar waren mit FBP-Rekonstruktionen mit einer Strahlendosis von bis zu 12 mGy CTDI^{16,60}.

4.2. Relevanz der Strahlendosisreduktion

Mit steigendem Gebrauch von CT-Untersuchungen war es zunächst wichtiger eine suffiziente Bildqualität zu garantieren, als eine geringstmögliche Strahlenbelastung für Patienten. Brenner et al.⁶¹ zeigten in ihrer Studie, dass das Lebenszeitrisiko bei Patienten mit reduzierter Lebenserwartung - etwa bei malignen Grunderkrankungen oder schwerwiegenden kardialen Erkrankungen - infolge von Strahlenbelastung an einem Lungen-Karzinom zu erkranken gering sei. Hingegen konnten Einstein et al.⁶² in ihrer Simulation zeigen, dass das Lebenszeitrisiko strahlenbedingt bei Koronar-CT-Untersuchungen eine maligne Erkrankung zu erleiden besonders in jüngeren Patienten hoch sei. Mittlerweile gibt es auch onkologische Grunderkrankungen mit guter Chance auf eine normale Lebenserwartung - etwa bestimmte Subtypen von Brustkrebs oder Prostata-Karzinomen in frühen Stadien - weshalb auch bei onkologischen Patienten eine Reduzierung des Lebenszeit-Strahlenrisikos auf geringe Werte immer bedeutsamer wird. In der Hoffnung auf vernachlässigbare Effekte wird allgemein angestrebt die Strahlenbelastung pro CT-Untersuchung unterhalb der jährlich natürlichen Strahlenbelastung zu halten, sprich im „submillisievert“ Bereich¹⁷.

4.3. Vergleich der Ergebnisse mit weiteren Studien

In dieser Studie wurde systematisch die Strahlenbelastung und die Bildqualität von Strahlendosis-reduzierten Protokollen in der CT-Bildgebung des Thorax unter der Verwendung von verschiedenen Röhrensparnungen und eines Modell-Basierten-Iterativen-Rekonstruktionsalgorithmus verglichen. Dabei lieferten Körpermaße wie der effektive Thorax-Diameter D_{eff} , das Körpergewicht und die Körpergröße mit BMI eine wichtige Grundlage um innerhalb dieser drei Gruppen Patienten mit ähnlichen Körpermaßen vergleichen zu können. Die Strahlenbelastung wurde zusätzlich anhand eines AEC-Systems mit Abschwächungs-basierter automatischer-Röhrenstrom-Modulation kontrolliert, die sich an die individuell anatomischen Gegebenheiten der Patienten anpasst. Die weiteren Scan-Parameter wurden dabei so eingestellt, dass mittels MBIR drei Protokolle mit ähnlicher Bildqualität bei reduzierter Strahlenbelastung erzielt werden. Dabei wurde in der Studie der Einfluss von verschiedenen Röhrensparnungen auf die Bildqualität und die Strahlenbelastung bei normal- und übergewichtigen Patienten mit normalen anatomischen Gegebenheiten analysiert³⁴.

MBIR ist als iterative Rekonstruktionsmethode mit dem Ziel einer Dosisreduktion Gegenstand aktueller Forschung^{27,63-66}. Im Folgenden werden die Ergebnisse dieser Studie mit anderen diskutiert und verglichen.

Li et al.²⁴ konnten in ihrer Studie zeigen, dass eine Erniedrigung der Röhrensparnung auf 80 kVp in einer Population mit normwertigen BMI zu einer Reduzierung der Strahlenbelastung um 71,35 % führte. Des Weiteren konnte eine bessere Absorption der Energie durch das Kontrastmittel mit einem deutlicheren

Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis und Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) gezeigt werden, wobei dieser Effekt in Kombination mit einem iterativen Rekonstruktionsverfahren (iDose4) Philips Healthcare (Cleveland, OH) am größten war. Auch wurde kein subjektiver Unterschied in der Bildqualität zwischen den Gruppen angegeben²⁴. In unserer Untersuchung konnte bei der Verwendung von 80 kVp eine ähnliche Reduzierung der Strahlendosis zwischen 81,4% und 74,5%; erreicht werden und auch die SNR war in der Gruppe C mit 80 kVp erhöht. In der Untergruppe 1 - normalgewichtig wurde jedoch die subjektive Bewertung der Bildqualität geringer eingestuft, als in der Kontrolle. Bei Patienten mit erhöhtem BMI in Untergruppe 2 der Gruppe C mit 80 kVp war die Bildqualität subjektiv als gleich zu der Kontrollgruppe angegeben worden. Das mediastinale Weichteilgewebe war jedoch signifikant schlechter darstellbar³⁴. Diese Tatsache könnte auch den unterschiedlichen Rekonstruktionsalgorithmen der jeweiligen Studien geschuldet sein. Li et al.²⁴ verwendeten in ihrer Studie den Rekonstruktionsalgorithmus iDose4 Philips Healthcare (Cleveland, OH), wohingegen in unserer Untersuchung der Rekonstruktionsalgorithmus MBIR (VEO, GE Healthcare, Waukesha, WI) angewendet wurde³⁴.

Studien wie diejenigen von Szucs-Farkas et al. und Kim et al.²¹⁻²³ konzentrieren sich auf eine Reduktion der Strahlendosis unter Verwendung unterschiedlicher Röhrenspannungen bei Verwendung eines AEC-Modus. Dabei konnten Sie vor allem eine bessere Darstellung von Gefäßstrukturen bei reduzierter Röhrenspannung und reduzierter Strahlendosis zeigen.

Szucs-Farkas et al. zeigten in ihrer Phantom-Untersuchung²¹, dass schlankere Patienten, mit geringerem BMI vermutlich von einer Reduktion der Röhrenspannung ohne Verlust von Bildqualität profitieren könnten. In ihrer in-vivo Studie²³ wurde für

Patienten unter einem Körpergewicht von 100 kg kein Nachteil durch den Einsatz einer Röhrenspannung von 80 kVp zur Detektion von Lungenembolien erhoben.

Kim et al.²² konnten in ihrer Studie zeigen, dass Patienten durch reduzierte Röhrenspannung weniger Strahlendosis erhielten. Allerdings wurde bei Patienten mit erhöhtem BMI und einer Röhrenspannung von 80 kVp die subjektive Bildqualität tendenziell als schlechter im Vergleich zum Standard mit 120kVp bewertet. In den oben genannten Studien wurde allerdings kein iteratives Rekonstruktionsverfahren verwendet. In unserer Untersuchung hingegen wurde mit iterativer Rekonstruktion und einer Röhrenspannung von 80 kVp die subjektive Bildqualität bei normalgewichtigen Patienten niedriger eingestuft. Bei Patienten mit erhöhtem BMI in Untergruppe 2 der Gruppe C wurde die Bildqualität subjektiv als gleich zur Kontrollgruppe mit 120kVp angegeben. Die Darstellbarkeit der mediastinalen Weichteilgewebe war dabei jedoch eingeschränkt. Alle Studien decken sich in der verbesserten Darstellung der Gefäße bei reduzierter Röhrenspannung. Bei Szucs-Farkas et al.²³ wurde ähnlich zu Studien von Holmquist et al.^{67,68} zur Darstellung von Lungenarterienembolien bei einer Röhrenspannung von 80 kVp die Flussrate des Kontrastmittels angepasst und sogar reduziert. Aus diesem Grund wurde auch der Kontrastmittelfluss in unserer Studie reduziert, um vor allem Beeinträchtigungen durch Streifenartefakte zu verhindern³⁴. Diese Tatsache könnte in Zukunft gerade bei Patienten mit eingeschränkter Nierenfunktion und höherem BMI von Bedeutung sein. Insbesondere wenn der Fokus der Untersuchung nicht nur auf der Darstellbarkeit von Gefäßen und Lungenembolien liegt. Dies sollte Gegenstand weiterer Studien sein.

In vorangegangenen Evaluierungsstudien^{27,63,64} konnte durch Modulation des Noise-Index (NI) die Vorteile von MBIR im Vergleich zu FBP und ASIR gezeigt werden. Zusammenfassend ergaben diese Studien^{27,63,64}, dass MBIR bei einem

hohen zulässigen Rauschen - eingestellt durch den NI - im Vergleich zu FBP und ASIR sowohl subjektiv als auch objektiv bei niedriger Strahlenbelastung die bestmögliche Bildqualität zeigt. So erreichten Katsura et al.²⁷ eine Strahlendosisreduktion bis zu 79.0%, Ichikawa et al.⁶⁴ eine Strahlendosisreduktion von 70%, Vardhanabhuti et al.⁶³ eine Strahlendosisbelastung von weniger als 1 mSv. Diese Studien konnten den Vorteil von MBIR bei Modulation des Noise-Index zeigen. Unsere Untersuchung ergänzt diese Ergebnisse um zwei weitere Komponenten: Die Modulation der Röhrenspannung und die Betrachtung der Ergebnisse in Abhängigkeit der Körpermaße des Patienten. Dabei zeigte sich eine Reduktion um bis zu 82 %, und über alle Gruppen mit geringem BMI eine Strahlenbelastung von kleiner 1 mSv³⁴. Dies zeigt, dass durch die Wahl der korrekten Röhrenspannung in Abhängigkeit des BMI des Patienten eine weitere Strahlendosisreduktion möglich ist.

Ähnlich wie in den Untersuchungen von Padole et al.⁶⁵, konzentrierte sich die vorliegende Studie auf die Bewertung der Sichtbarkeit von Weichteilstrukturen innerhalb des Thorax bei einer Strahlendosis im submillisievert Bereich. Padole et al.⁶⁵ beschrieb die Leistung von MBIR in der Darstellbarkeit des Mediastinums als suboptimal. In unserer Studie konnte wiederum gezeigt werden, dass die Bildqualität mit MBIR bei Patienten mit einem $D_{\text{eff}} < 34$ cm für die radiologische Diagnostik geeignet war und vergleichbar mit der Bildqualität von ASIR bei einer Standard-Strahlenbelastung. Dabei wurde in unserer Studie mit MBIR ein CTDI Wert von 1,34 mGy bei 120 kVp und 1,02 mGy bei 100 kVp erreicht, wohingegen bei ASIR ein durchschnittlicher CTDI-Wert von 5,97 mGy erreicht wurde. Ausnahme hierbei stellte eine Röhrenspannung mit 80 kVp dar. Hierbei wurde die Bildqualität als diagnostisch verwertbar eingestuft, aber vor allem in den Regionen der Axilla, des Mediastinums, der Schilddrüse und der Gefäße jeweils signifikant unterhalb der

Kontrollgruppe mit ASIR, jedoch immer noch bei niedriger Strahlendosis von 1,08 mGy. Das Bildrauschen innerhalb der drei Protokolle war niedriger oder vergleichbar mit dem der Kontrollgruppe. Insgesamt bedeutete dies eine effektive Strahlendosis bei jeder Röhrenspannung von weniger als 1 mSv, wobei bei einer verwendeten Röhrenspannung von 100 kVp die Dosiswerte hinsichtlich CTDI, SSDE und DLP jeweils signifikant niedriger waren als in der Gruppe mit 120 kVp. In derselben Gruppe war die Bildqualität und die Erkennbarkeit der Gefäße jeweils signifikant besser als in der Gruppe mit 80 kVp. Padole et al.⁶⁵ erreichten in ihrer Studie die Reduktion der Strahlendosis auf Werte unter 1 mSv mit fixierten Werten der Röhrenstromstärke, wohingegen in unserer Untersuchung die Röhrenspannung in den Studiengruppen moduliert wurde. Zusätzlich wurde in unserer Studie mittels AEC-System eine automatisch modulierte Röhrenstromstärke angewendet. Dies könnte eine mögliche Ursache für die unterschiedliche subjektive Bewertung der mediastinalen Strukturen sein. Übereinstimmend zeigte sich in beiden Studien eine gute Darstellbarkeit der Gefäße in den CT-Untersuchungen im submillisievert Bereich.

In einer Studie mit ähnlichem Studiendesign wie Padole et al.⁶⁵ (Fixierung der Röhrenstromstärke zum Erreichen der reduzierten Strahlendosis) präsentierten Khawaja et al.⁶⁶ allerdings Ergebnisse, die Erfahrungen unserer Studie widerspiegeln und die Darstellung und Beurteilung von Weichteilstrukturen erlauben.

Auch eine Kadaver-Studie von Mück et al.⁴⁹ konnte diesen Zusammenhang zeigen. In Zusammenschau der Ergebnisse von Mück et al.⁴⁹ lässt sich daraus jedoch ein Vorteil im Gebrauch einer Röhrenspannung von 100 kVp in Kombination mit MBIR erkennen, um die Strahlendosis in der CT-Bildgebung des Thorax zu senken.

Manowitz et al.⁶⁹ erhöhten die effektive Strahlendosis von 1,4 mSv auf 2,0 mSv bei Patienten mit einem BMI > 35 kg/m² um eine zufriedenstellende Bildqualität in einem Lungen-Krebs-Screening-Programm zu erhalten. Entsprechende Daten und klinische Untersuchungen für übergewichtige Patienten unter Gebrauch von MBIR bei einer CT-Thorax-Untersuchung zur Weichteilbildgebung sind bisher wenig in der Literatur vorhanden. In dieser Studie wurde bei übergewichtigen Patienten - mit einem $D_{\text{eff}} > 34\text{cm}$ und einem BMI von 25 kg/m² bis 43 kg/m² - ein CTDI-Wert erreicht, der durchschnittlich um das 2,5 bis 3 fache höher war als bei normalgewichtigen Patienten mit MBIR. Zugleich war jedoch auch bei übergewichtigen Patienten der höchste CTDI-Wert 3,41 mGy - entsprechend 1,6 mSv - und damit deutlich geringer als bei einer Standard-CT. In der Kontrollgruppe erhöhte sich der mittlere CTDI-Wert bei übergewichtigen Patienten nur um 97,5% von 5,57 auf 11,0 mGy, was jedoch hauptsächlich dem Erreichen der maximalen Röhrenstromstärke von 400 mAs geschuldet war. Die Bildqualität innerhalb der dosisreduzierten Gruppe bei übergewichtigen Patienten war stets diagnostisch verwertbar und meistens entsprechend oder besser als in der entsprechenden Kontrollgruppe bei normaler Strahlenbelastung. Ausnahme in diesem Zusammenhang stellt die Beurteilbarkeit des Mediastinums bei 80 kVp dar, die signifikant schlechter war. Die schlechte Darstellbarkeit des Mediastinums scheint jedoch auch in anderen Studien, unabhängig des gewählten Rekonstruktionsalgorithmus, ab einem CTDI-Bereich von kleiner 0,8 mGy problematisch zu sein⁷⁰.

In der Zusammenschau dieser Ergebnisse lässt sich schlussfolgern, dass bei korrektem Einsatz und Gebrauch von MBIR mit Patienten-adaptierten AEC-System zur Röhrenstrom-Modulation im Bereich einer Röhrenspannung von 120 kVp und

100 kVp für übergewichtige Patienten eine weitere Strahlendosisreduktion möglich ist.

Im Gegensatz zu oben genannten Studien verwendeten Vardhanabhuti et al.⁷¹ in ihrer Studie sowohl eine Abschwächungs-basierte automatische Röhrenstromstärken-Modulation als auch - wie obige Studien - eine fixierte Röhrenstromstärke bei ihren Strahlendosis-reduzierten Untersuchungs-Gruppen. Dabei konnten sie zeigen, dass MBIR bei Abschwächungs-basierter automatischer Röhrenstromstärken-Modulation eine bessere Bildqualität zeigt als bei fixierter Röhrenspannung. Zudem wurde in den Strahlendosis-reduzierten Gruppen eine Röhrenspannung von 100 kVp verwendet. Bei dieser Röhrenspannung konnte in unserer Studie bei reduzierter Strahlendosis eine etwa gleichbleibende Bildqualität erzielt werden. Eine Röhrenspannung von 100 kVp stellte sich somit als die am besten geeignete Röhrenspannung dar. Einen Verlust in der Detektierbarkeit einzelner Lungenrundherde in Strahlendosis-reduzierten Gruppen erhielten Vardhanabhuti et al.⁷¹ vor allem bei adipösen Patienten, wobei MBIR hier weiterhin ASIR überlegen war.

Morimoto et al.⁷² verwendeten in Ihrer Studie eine Röhrenspannung von 100 kVp und eine automatische Röhrenstrom-Modulation, wobei der Noise-Index dem Patientengewicht angepasst wurde. Insbesondere bei adipösen Patienten wurde dort der NI erhöht um eine Strahlendosisreduktion zu erreichen. Allerdings wurden dabei lediglich Strahlendosisreduktionen um 50% erreicht, wohingegen in unserer Studie Strahlendosisreduzierungen bis zu 82% erreicht werden konnten.

4.4. Auffälligkeiten und Limitationen der Studie

Eine bedeutsame Auffälligkeit in dieser Studie war die Veränderung der mittleren Abschwächungswerte für Muskel und Fettgewebe bei 80 kVp und teilweise auch bei 100 kVp bei dem Gebrauch von MBIR und reduzierten Röhrenspannungen. Dies könnte die diagnostische Bewertung von einigen Weichteilgeweben beeinflussen. Derselbe Effekt wurde auch in anderen Studien bemerkt⁷³ und kann dadurch erklärt werden, dass die CT-Werte menschlicher Gewebe von dem verwendeten Röntgenspektrum und somit der verwendeten Röhrenspannung abhängig sind⁴.

MBIR ist eine spezialisierte Methode für Weichteilgewebe ohne spezifische Rekonstruktion für Lungen oder Knochen-Strukturen. Dadurch könnte die Bewertung von Lungengewebe in CT-Bildern dieser Art erschwert sein. Den Harder et al.⁷⁴ zeigten dies in ihrer Studie, in der eine Diskrepanz von bis zu 11 % bei der Maßanalyse von Lungenrundherden mit MBIR im Vergleich zu CT-Untersuchungen mit normaler Strahlendosis vorlag. Einen Ausblick in diesem Zusammenhang liefern die Phantom-Untersuchungen von Hata et al.⁷⁵, die ein spezielles Thorax-spezifisches MBIR-Verfahren verwenden. Dieses Thorax-spezifische MBIR Verfahren zeigte jedoch erst bei niedrigeren Röhrenspannungen von 80 kVp einen signifikanten Unterschied zum MBIR Standard.

Eine weitere Limitation dieser Studie besteht in der geringen Anzahl an Patienten (36 Patienten gesamt mit jeweils 7 Patienten in Untergruppe 1- normalgewichtig und jeweils 5 Patienten in Untergruppe 2 - übergewichtig pro Studienprotokoll A, B und C), die auch einen Einfluss auf die statistischen Berechnungen haben könnte. In einer Studie von Taylor et al.⁷⁶ wurde von einer hohen Variabilität innerhalb der

Dosis-Deskriptoren berichtet. Dabei wurden die Daten von 3805 CT-Thorax-Untersuchungen genutzt, die über ein AEC-System gesammelt wurden. Dabei empfehlen Taylor et al.⁷⁶ den Einschluss von mehr als 190 Patienten um das Konfidenz-Intervall auf 10% des Mittelwertes zu reduzieren, wenn Dosis-Deskriptoren analysiert werden.

Eine weitere Limitation dieser Studie, wie wahrscheinlich vieler Studien mit MBIR⁷¹, ist das teilweise einzigartige Erscheinungsbild rekonstruierter MBIR-Bilder. Dieses „MBIR-typische“ Erscheinungsbild erschwert die Verblindung der Radiologen bei der Auswertung.

Zusammenfassend zeigt diese klinisch-prospektive Studie, dass der Gebrauch von MBIR dazu genutzt werden kann bei normalgewichtigen Patienten im Submillisievert-Bereich Weichteilgewebe des Thorax ohne Verlust der diagnostischen Bildqualität darzustellen. Für dieses Patientenkollektiv empfiehlt es sich eine Röhrenspannung von 100 kVp zu verwenden um eine hohe Bildqualität mit der geringstmöglichen Strahlenbelastung zu erzielen.

Weitere Studien zur Determinierung der optimalen Röhrenspannung in einem übergewichtigen Patientenkollektiv in Strahlendosis-reduzierten MBIR-Thorax-Untersuchungen werden noch benötigt.

Hierfür liefert die vorliegende klinisch-prospektive Studie gute klinische Daten und vorbereitende Parameter für die Einführung von Strahlendosis-reduzierten CT-Protokollen anhand des Modell-Basierten-Iterativen-Rekonstruktionsalgorithmus bei unterschiedlichen Röhrenspannungen.

5. Zusammenfassung

Zielsetzung und Fragestellung

Ziel dieser klinisch-prospektiven Studie war es unter der Verwendung spezieller Algorithmen zur Bildrekonstruktion eine optimale Röhrenspannung für eine Strahlendosis-reduzierte CT-Untersuchung des Thorax zu finden. Kriterium hierfür war die subjektiv und objektiv ermittelte Bildqualität, von Gefäßen und sonstigen Weichteilstrukturen. Diese Auswertungen wurden jeweils differenziert nach Bildberechnungsalgorithmus (neue Modell-Basierte-Iterative-Rekonstruktion, MBIR gegen etablierte Adaptiv-Statistische-Iterative-Rekonstruktion, ASIR) und Patientenkonstitution (normal oder übergewichtig).

Material und Methoden

In die vorliegende klinisch-prospektive randomisierte Studie wurden 36 erwachsene Patienten eingeschlossen. Eine Genehmigung und Einwilligung der zuständigen Ethik-Kommission lag vor. Die Patienten erhielten eine CT-Thorax-Untersuchung anhand eines von drei Strahlendosis-reduzierten CT-Protokollen (120 kVp / NI = 60); 100kVp / NI = 65 und 80 kVp / NI = 70). Zudem wurden Daten zu Körpermaßen und Strahlendosis erhoben und aufgezeichnet. Die Patienten innerhalb der drei Strahlendosis-reduzierten CT-Protokolle wurden anhand von Körpergewicht und effektivem Thorax-Durchmesser in zwei Untergruppen - normal- und übergewichtig - eingeteilt. Die Rohdaten der Strahlendosis-reduzierten CT Untersuchung wurden mittels MBIR rekonstruiert, die entsprechenden CT-Voruntersuchungen lagen mit institutsinternem ASIR-Standardprotokoll vor. Zwei voneinander unabhängige und bezüglich des verwendeten Rekonstruktionsalgorithmus verblindete Radiologen befundeten

und bewerteten die Bildqualität und Nachweisbarkeit von Läsionen. Hierzu wurden die jeweiligen Untersuchungen der Strahlendosis-reduzierten CT-Protokolle mit entsprechenden CT-Voruntersuchungen desselben Patienten verglichen.

Des Weiteren wurden Signal-zu-Rausch-Verhältnis der Aorta sowie Mittelwert und Standardabweichung der Abschwächungswerte von Muskel- und Fettgewebe bestimmt.

Ergebnisse

In beiden Patientengruppen - normal- und übergewichtig - wurden diagnostisch verwertbare Untersuchungen erhoben. Die Detektierbarkeit von Läsionen lag zwischen 95 - 100% im Vergleich zur Voruntersuchung. Dabei wurden Strahlendosiswerte von 1,34 mGy, 1,02 mGy und 1,08 mGy in den Gruppen normalgewichtiger Patienten, beziehungsweise 3,41 mGy, 3,20 mGy und 2,88 mGy in der Gruppe übergewichtiger Patienten bei einer Röhrenspannung von jeweils 120 kVp, 100 kVp und 80 kVp erreicht.

Schlussfolgerungen

Die Verwendung von MBIR erlaubt es in normalgewichtigen Patienten, bei gleichbleibender Bildqualität eine CT-Untersuchung mit reduzierter Strahlendosis im submillisievert-Bereich zu erheben. Hierzu wird eine Röhrenspannung von 100 kVp empfohlen.

Literaturverzeichnis

1. Rubin GD. Computed tomography: revolutionizing the practice of medicine for 40 years. *Radiology* 2014;273:S45-74.
2. Maizlin ZV, Vos PM. Do we really need to thank the Beatles for the financing of the development of the computed tomography scanner? *Journal of computer assisted tomography* 2012;36:161-4.
3. Schwamm LH, Starkman S. Have CT--will travel: to boldly go where no scan has gone before. *Neurology* 2013;80:130-1.
4. Alkadhi HL, S.; Stolzmann, P.; Scheffel, H. *Wie funktioniert eigentlich CT? - Eine Einführung in Physik, Funktionsweise und klinische Anwendung der Computertomographie.* Springer-Verlag GmbH 2011.
5. Kalender W. *Computertomographie : Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen:* Erlangen, Publicis Corp.; 2006.
6. Tan Z, Miao Q, Li X, et al. The primary study of low-dose pancreas perfusion by 640- slice helical CT: a whole-organ perfusion. *SpringerPlus* 2015;4:192.
7. Yang F, Wang D, Liu H, et al. Analysis of elasticity characteristics of ascending aorta, descending aorta and pulmonary artery using 640 slice-volume CT. *Medicine* 2018;97:e11125.
8. Liu S, Fu Q, Yu H, et al. Evaluate of the effect of low tube voltage on the radiation dosage using 640-slice coronary CT angiography. *Journal of X-ray science and technology* 2018;26:463-71.
9. Kauffmann G.W.; Moser E, Sauer, R., et al. *Radiologie* 2006.
10. Duan X, McCollough C. Risks, benefits, and risk reduction strategies in thoracic CT imaging. *Seminars in respiratory and critical care medicine* 2014;35:83-90.
11. Bundesministerium für Umwelt N, Bau und Reaktorsicherheit (BMUB) *Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung - Jahresbericht 2013.* <http://doris.bfs.de/jspui/handle/urn:nbn:de:0221-2015072112949> edApril 2015.
12. *Strahlenschutz Bf. Röntgendiagnostik - Nutzen und Risiken.* In: *Strahlenschutz Bf, ed. Salzgitter: Bundesamt für Strahlenschutz - Öffentlichkeitsarbeit* Oktober 2016.
13. Larson DB, Johnson LW, Schnell BM, Salisbury SR, Forman HP. National trends in CT use in the emergency department: 1995-2007. *Radiology* 2011;258:164-73.

14. Mettler FA, Jr., Thomadsen BR, Bhargavan M, et al. Medical radiation exposure in the U.S. in 2006: preliminary results. *Health physics* 2008;95:502-7.
15. Hess EP, Haas LR, Shah ND, Stroebel RJ, Denham CR, Swensen SJ. Trends in computed tomography utilization rates: a longitudinal practice-based study. *Journal of patient safety* 2014;10:52-8.
16. Singh S, Kalra MK, Ali Khawaja RD, et al. Radiation dose optimization and thoracic computed tomography. *Radiologic clinics of North America* 2014;52:1-15.
17. McCollough CH, Chen GH, Kalender W, et al. Achieving routine submillisievert CT scanning: report from the summit on management of radiation dose in CT. *Radiology* 2012;264:567-80.
18. Medicine AAOpi. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT - Report of AAPM Task Group 23 of the Diagnostic Imaging Council CT Committee. AAPM Report No 96 01/2008.
19. Ley-Zaporozhan J, Ley S. [HRCT technique with low-dose protocols for interstitial lung diseases]. *Der Radiologe* 2014;54:1153-8.
20. Horeweg N, Scholten ET, de Jong PA, et al. Detection of lung cancer through low-dose CT screening (NELSON): a prespecified analysis of screening test performance and interval cancers. *The Lancet Oncology* 2014;15:1342-50.
21. Szucs-Farkas Z, Verdun FR, von Allmen G, Mini RL, Vock P. Effect of X-ray tube parameters, iodine concentration, and patient size on image quality in pulmonary computed tomography angiography: a chest-phantom-study. *Investigative radiology* 2008;43:374-81.
22. Kim MJ, Park CH, Choi SJ, Hwang KH, Kim HS. Multidetector computed tomography chest examinations with low-kilovoltage protocols in adults: effect on image quality and radiation dose. *Journal of computer assisted tomography* 2009;33:416-21.
23. Szucs-Farkas Z, Schaller C, Bensler S, Patak MA, Vock P, Schindera ST. Detection of pulmonary emboli with CT angiography at reduced radiation exposure and contrast material volume: comparison of 80 kVp and 120 kVp protocols in a matched cohort. *Investigative radiology* 2009;44:793-9.
24. Li Q, Yu H, Zhang L, Fan L, Liu SY. Combining low tube voltage and iterative reconstruction for contrast-enhanced CT imaging of the chest-initial clinical experience. *Clinical radiology* 2013;68:e249-53.
25. Love A, Olsson ML, Siemund R, Stalhammar F, Bjorkman-Burtscher IM, Soderberg M. Six iterative reconstruction algorithms in brain CT: a phantom study on image quality at different radiation dose levels. *The British journal of radiology* 2013;86:20130388.

26. Mievilte FA, Gudinchet F, Brunelle F, Bochud FO, Verdun FR. Iterative reconstruction methods in two different MDCT scanners: physical metrics and 4-alternative forced-choice detectability experiments--a phantom approach. *Physica medica : PM : an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology : official journal of the Italian Association of Biomedical Physics* 2013;29:99-110.
27. Katsura M, Matsuda I, Akahane M, et al. Model-based iterative reconstruction technique for radiation dose reduction in chest CT: comparison with the adaptive statistical iterative reconstruction technique. *European radiology* 2012;22:1613-23.
28. Silva AC, Lawder HJ, Hara A, Kujak J, Pavlicek W. Innovations in CT dose reduction strategy: application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm. *AJR American journal of roentgenology* 2010;194:191-9.
29. Leipsic J, Nguyen G, Brown J, Sin D, Mayo JR. A prospective evaluation of dose reduction and image quality in chest CT using adaptive statistical iterative reconstruction. *AJR American journal of roentgenology* 2010;195:1095-9.
30. Yanagawa M, Honda O, Yoshida S, et al. Adaptive statistical iterative reconstruction technique for pulmonary CT: image quality of the cadaveric lung on standard- and reduced-dose CT. *Academic radiology* 2010;17:1259-66.
31. Katsura M, Matsuda I, Akahane M, et al. Model-based iterative reconstruction technique for ultralow-dose chest CT: comparison of pulmonary nodule detectability with the adaptive statistical iterative reconstruction technique. *Investigative radiology* 2013;48:206-12.
32. Beister M, Kolditz D, Kalender WA. Iterative reconstruction methods in X-ray CT. *Physica medica : PM : an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology : official journal of the Italian Association of Biomedical Physics* 2012;28:94-108.
33. Notohamiprodjo S, Deak Z, Meurer F, et al. Image quality of iterative reconstruction in cranial CT imaging: comparison of model-based iterative reconstruction (MBIR) and adaptive statistical iterative reconstruction (ASiR). *European radiology* 2015;25:140-6.
34. Deak Z, Maertz F, Meurer F, et al. Submillisievert Computed Tomography of the Chest Using Model-Based Iterative Algorithm: Optimization of Tube Voltage With Regard to Patient Size. *Journal of computer assisted tomography* 2017;41:254-62.
35. Medicine AAOpi. Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT examinations. *AAPM Report* 2011.

36. Menke J. Comparison of different body size parameters for individual dose adaptation in body CT of adults. *Radiology* 2005;236:565-71.
37. Wang J, Duan X, Christner JA, Leng S, Yu L, McCollough CH. Attenuation-based estimation of patient size for the purpose of size specific dose estimation in CT. Part I. Development and validation of methods using the CT image. *Medical physics* 2012;39:6764-71.
38. Wang J, Christner JA, Duan X, Leng S, Yu L, McCollough CH. Attenuation-based estimation of patient size for the purpose of size specific dose estimation in CT. Part II. Implementation on abdomen and thorax phantoms using cross sectional CT images and scanned projection radiograph images. *Medical physics* 2012;39:6772-8.
39. Radon J. On the Determination of Functions from Their Integral Values along Certain Manifolds. *IEEE transactions on medical imaging* 1986;5:170-6.
40. Desai GS, Thabet A, Elias AY, Sahani DV. Comparative assessment of three image reconstruction techniques for image quality and radiation dose in patients undergoing abdominopelvic multidetector CT examinations. *The British journal of radiology* 2013;86:20120161.
41. Zeng GL. Image reconstruction--a tutorial. *Computerized medical imaging and graphics : the official journal of the Computerized Medical Imaging Society* 2001;25:97-103.
42. Zinsser D, Marcus R, Othman AE, et al. Dose Reduction and Dose Management in Computed Tomography - State of the Art. *RoFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Rontgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 2018;190:531-41.
43. McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler JM, Jr. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc* 2006;26:503-12.
44. Deak PD, Smal Y, Kalender WA. Multisection CT protocols: sex- and age-specific conversion factors used to determine effective dose from dose-length product. *Radiology* 2010;257:158-66.
45. ICRP. Die Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 2007. ICRP, Deutsche Ausgabe herausgegeben vom Bundesamt für Strahlenschutz 2007:129.
46. Kanal KM, Stewart BK, Kolokythas O, Shuman WP. Impact of operator-selected image noise index and reconstruction slice thickness on patient radiation dose in 64-MDCT. *AJR American journal of roentgenology* 2007;189:219-25.
47. Pourjabbar S, Singh S, Padole A, Saini A, Blake MA, Kalra MK. Size-specific dose estimates: Localizer or transverse abdominal computed tomography images? *World journal of radiology* 2014;6:210-7.

48. Deak Z, Grimm JM, Mueck F, et al. Endoleak and in-stent thrombus detection with CT angiography in a thoracic aortic aneurysm phantom at different tube energies using filtered back projection and iterative algorithms. *Radiology* 2014;271:574-84.
49. Mueck FG, Roesch S, Scherr M, et al. How low can we go in contrast-enhanced CT imaging of the chest?: A dose-finding cadaver study using the model-based iterative image reconstruction approach. *Academic radiology* 2015;22:345-56.
50. Bongartz G. GSJ, Jurik A.G., et al. EUROPEAN GUIDELINES ON QUALITY CRITERIA FOR COMPUTED TOMOGRAPHY. 1999.
51. Nuttall FQ. Body Mass Index: Obesity, BMI, and Health: A Critical Review. *Nutrition today* 2015;50:117-28.
52. Krieger H. Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes: Springer Spektrum Vieweg+Teubner Verlag; 2012.
53. Siström CL, Dang PA, Weilburg JB, Dreyer KJ, Rosenthal DI, Thrall JH. Effect of computerized order entry with integrated decision support on the growth of outpatient procedure volumes: seven-year time series analysis. *Radiology* 2009;251:147-55.
54. Li J, Udayasankar UK, Toth TL, Seamans J, Small WC, Kalra MK. Automatic patient centering for MDCT: effect on radiation dose. *AJR American journal of roentgenology* 2007;188:547-52.
55. Kim MS, Singh S, Halpern E, Saini S, Kalra MK. Ablation margin assessment of liver tumors with intravenous contrast-enhanced C-arm computed tomography. *World journal of radiology* 2012;4:102-8.
56. Mueck FG, Roesch S, Geyer L, et al. Emergency CT head and neck imaging: effects of swimmer's position on dose and image quality. *European radiology* 2014;24:969-79.
57. Mulkens TH, Bellinck P, Baeyaert M, et al. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation. *Radiology* 2005;237:213-23.
58. Sigal-Cinqualbre AB, Hennequin R, Abada HT, Chen X, Paul JF. Low-kilovoltage multi-detector row chest CT in adults: feasibility and effect on image quality and iodine dose. *Radiology* 2004;231:169-74.
59. Campbell J, Kalra MK, Rizzo S, Maher MM, Shepard JA. Scanning beyond anatomic limits of the thorax in chest CT: findings, radiation dose, and automatic tube current modulation. *AJR American journal of roentgenology* 2005;185:1525-30.

60. Singh S, Kalra MK, Gilman MD, et al. Adaptive statistical iterative reconstruction technique for radiation dose reduction in chest CT: a pilot study. *Radiology* 2011;259:565-73.
61. Brenner DJ, Shuryak I, Einstein AJ. Impact of reduced patient life expectancy on potential cancer risks from radiologic imaging. *Radiology* 2011;261:193-8.
62. Einstein AJ, Henzlova MJ, Rajagopalan S. Estimating risk of cancer associated with radiation exposure from 64-slice computed tomography coronary angiography. *Jama* 2007;298:317-23.
63. Vardhanabhuti V, Loader RJ, Mitchell GR, Riordan RD, Roobottom CA. Image quality assessment of standard- and low-dose chest CT using filtered back projection, adaptive statistical iterative reconstruction, and novel model-based iterative reconstruction algorithms. *AJR American journal of roentgenology* 2013;200:545-52.
64. Ichikawa Y, Kitagawa K, Nagasawa N, Murashima S, Sakuma H. CT of the chest with model-based, fully iterative reconstruction: comparison with adaptive statistical iterative reconstruction. *BMC medical imaging* 2013;13:27.
65. Padole A, Singh S, Ackman JB, et al. Submillisievert chest CT with filtered back projection and iterative reconstruction techniques. *AJR American journal of roentgenology* 2014;203:772-81.
66. Khawaja RD, Singh S, Gilman M, et al. Computed tomography (CT) of the chest at less than 1 mSv: an ongoing prospective clinical trial of chest CT at submillisievert radiation doses with iterative model image reconstruction and iDose4 technique. *Journal of computer assisted tomography* 2014;38:613-9.
67. Holmquist F, Hansson K, Pasquariello F, Bjork J, Nyman U. Minimizing contrast medium doses to diagnose pulmonary embolism with 80-kVp multidetector computed tomography in azotemic patients. *Acta radiologica* 2009;50:181-93.
68. Holmquist F, Nyman U. Eighty-peak kilovoltage 16-channel multidetector computed tomography and reduced contrast-medium doses tailored to body weight to diagnose pulmonary embolism in azotaemic patients. *European radiology* 2006;16:1165-76.
69. Manowitz A, Sedlar M, Griffon M, Miller A, Miller J, Markowitz S. Use of BMI guidelines and individual dose tracking to minimize radiation exposure from low-dose helical chest CT scanning in a lung cancer screening program. *Academic radiology* 2012;19:84-8.
70. Padole A, Digumarthy S, Flores E, et al. Assessment of chest CT at CTDIvol less than 1 mGy with iterative reconstruction techniques. *The British journal of radiology* 2017;90:20160625.

71. Vardhanabhuti V, Pang CL, Tenant S, Taylor J, Hyde C, Roobottom C. Prospective intra-individual comparison of standard dose versus reduced-dose thoracic CT using hybrid and pure iterative reconstruction in a follow-up cohort of pulmonary nodules-Effect of detectability of pulmonary nodules with lowering dose based on nodule size, type and body mass index. *European journal of radiology* 2017;91:130-41.
72. Morimoto LN, Kamaya A, Boulay-Coletta I, et al. Reduced dose CT with model-based iterative reconstruction compared to standard dose CT of the chest, abdomen, and pelvis in oncology patients: intra-individual comparison study on image quality and lesion conspicuity. *Abdominal radiology* 2017;42:2279-88.
73. Vardhanabhuti V, Loader R, Roobottom CA. Assessment of image quality on effects of varying tube voltage and automatic tube current modulation with hybrid and pure iterative reconstruction techniques in abdominal/pelvic CT: a phantom study. *Investigative radiology* 2013;48:167-74.
74. den Harder AM, Willemink MJ, van Hamersvelt RW, et al. Pulmonary Nodule Volumetry at Different Low Computed Tomography Radiation Dose Levels With Hybrid and Model-Based Iterative Reconstruction: A Within Patient Analysis. *Journal of computer assisted tomography* 2016;40:578-83.
75. Hata A, Yanagawa M, Honda O, Gyobu T, Ueda K, Tomiyama N. Submillisievert CT using model-based iterative reconstruction with lung-specific setting: An initial phantom study. *European radiology* 2016;26:4457-64.
76. Taylor S, Van Muylem A, Howarth N, Gevenois PA, Tack D. CT dose survey in adults: what sample size for what precision? *European radiology* 2017;27:365-73.

Anhang

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Translations-Rotations-Scanner.....	6
Abbildung 2: Prinzip der Spiral-/ Helix-CT.....	7
Abbildung 3: Mehrschicht-CT.....	8
Abbildung 4: Durchschnittliche jährliche Strahlenbelastung durch ionisierende Strahlung in der BRD.....	10
Abbildung 5: Prozentualer Anteil verschiedener diagnostischer Untersuchungen an der Gesamthäufigkeit (links) und der kollektiven effektiven Dosis (rechts).....	11
Abbildung 6: Funktionsweise eines CT-Gerätes.....	17
Abbildung 7: Darstellung eines Mehrschicht-CT der dritten Generation.....	18
Abbildung 8: Graphische Darstellung wichtiger Referenzwerte in Hounsfield-Einheiten [HU].....	19
Abbildung 9: Darstellung einer CT-Thorax Aufnahme in zwei verschiedenen Fenstern: Lungenfenster (links) und Mediastinumfenster (rechts).....	20
Abbildung 10: Schematische Darstellung der Rückprojektion.....	21
Abbildung 11: Schematische Darstellung der Funktionsweise des Hochpassfilters.....	22
Abbildung 12: Schematische Darstellung der Funktionsweise der Filtered-Back-Projection (FBP).....	23
Abbildung 13: Schematische Darstellung der iterativen Rekonstruktion.....	24
Abbildung 14: Schematische Darstellung der Funktionsweise der Röhrenstrom-Modulation.....	28
Abbildung 15: Flussdiagramm zu Einteilung und Verlauf der Patienten während der Studie.....	32
Abbildung 16: Demographische Patientendaten.....	33
Abbildung 17: Bestimmung des maximalen Brustdurchmessers in lateraler Richtung (D_{lat}) (links) und in anteroposteriorer Richtung (D_{ap}) (rechts) in der Scout-Aufnahme.....	34
Abbildung 18: Neu aufgetretene pathologische Befunde.....	49
Abbildung 19: Vergleich zwischen ASIR und MBIR-Protokoll A und B der Untergruppe 1 in coronarer Rekonstruktion.....	56
Abbildung 20: Vergleich zwischen den MBIR-Protokollen B und C der Untergruppe 1 in axialer Rekonstruktion.....	57
Abbildung 21: Vergleich zwischen den MBIR-Protokollen A, B und C der Untergruppe 1 in axialer Rekonstruktion.....	58
Abbildung 22: Vergleich zwischen den MBIR-Protokollen A, B und C der Untergruppe 2 in axialer und coronarer Rekonstruktion.....	59

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Effektive Jahresdosis pro Person in der BRD im Jahr 2013 durch ionisierende Strahlung	10
Tabelle 2: Untersuchungsparameter in Studien- und Kontroll-Untersuchung	36
Tabelle 3: Studienprotokolle mit entsprechenden Röhrensparnungen und Noise-Index-Werten.....	37
Tabelle 4: Subjektive Beurteilung der Bildqualität: Vier-Punkte-Skala.....	42
Tabelle 5: Körpermaße der Patienten und Strahlendosiswerte	46
Tabelle 6: Diagnostische Qualität und Detektierbarkeit von Läsionen	50
Tabelle 7: Subjektive Beurteilung der Bildqualität	53
Tabelle 8: Ergebnisse der Signal- und Rauschmessungen sowie der abgeleiteten Werte des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses	55

Abkürzungsverzeichnis

AAPM	American Association of Physicists in Medicine - Amerikanische Gesellschaft der Medizinphysiker
Abb	Abbildung
AEC	Automatic Exposure Control
AGFA	Action-Gesellschaft für Anilin-Fabrication
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
ap	anterior-posterior
ASIR	Adaptiv-Statistischer-Iterativer-Rekonstruktionsalgorithmus
BMI	Body-Mass-Index
BRD	Bundesrepublik Deutschland
bzw	beziehungsweise
ca	circa
CNR	Contrast-to-Noise-Ratio – Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis
CT	Computer-Tomographie
CTDI	Computed-Tomography-Dose-Index
D	Energiedosis
d.h.	das heißt
D_{ap}	Durchmesser des Thorax in anteroposteriorer Richtung
D_{eff}	Effektiver Diameter (des Thorax)
D_{lat}	Durchmesser des Thorax lateraler Richtung
DLP	Dose-Length-Product - Dosis-Längen-Produkt
DR	Dosis-Reduziert
E	Energie
EDV	Elektronische Daten-Verarbeitung
EMI	Electric and Musical Industries
et al	et alii (und Andere)
etc	et cetera (und die übrigen)
FBP	Filtered-Back-Projection
GE	General Electric
GIST	Gastrointestinaler Stromatumor
Gy	Gray
HU	Hounsfield Units - Hounsfield Einheiten
I	Stromstärke

IBM	International Business Machines
IR	Iterative Rekonstruktion
K	Kontrolle
kg	Kilogramm
kg(KG)	Kilogramm-Körpergewicht
KUM	Klinikum der Universität München
kV	Kilovolt
kVp	peak kilovoltage
m	Masse
MA	Mean attenuation, Dichte Mittelwert in Hounsfield-Einheiten
mAs	Milliamperesekunde
MBIR	Modell-Basiert-Iterativer-Rekonstruktionsalgorithmus
mg	Milligramm
ml	Milliliter
mSv	milli-Sievert
NI	Noise Index
NY	New York
OH	Ohio
PACS	picture archiving and communication system – Bildablage- und Kommunikationssystem
ROI	Region of Interest
s	Sekunde
SD	Standard deviation- Standardabweichung
SNR	Signal-to-Noise-Ratio – Signal-zu-Rausch-Verhältnis
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences – Statistik und Analyse-Software
SSDE	Size-Specific-Dose-Estimates – Größen-Spezifische-Dosis-Schätzwerte
U	Spannung
USA	United States of America - Vereinigte Staaten von Amerika
VEO	eingetragenes Warenzeichen GE Healthcare für MBIR
vs	versus (gegen)
WHO	World Health Organization
WI	Wisconsin

Acknowledgements

Das Institut für Klinische Radiologie erhielt im Jahr 2014 ein allgemeines Stipendium (“General Research Grant”) der Firma GE Healthcare in Bezug auf die vorliegende Studie.

Danksagung

Herrn Prof. Dr. habil. Jens Ricke und Herrn Prof. Dr. med. Dr. h. c. Maximilian Reiser danke ich herzlich für die Möglichkeit der Promotion an der Klinik und Poliklinik für Radiologie.

Bei Herrn Prof. Dr. Dr. med. Stefan Wirth, meinem Doktorvater, bedanke ich mich für die Überlassung des Themas, seine wegweisenden Ratschläge, seine umfangreiche und fachliche Förderung, seine persönliche Betreuung und die stets wertvollen Anregungen und Kritik während der Entstehung der gesamten Arbeit.

Frau Dr. med. Zsuzsanna Deak gilt mein Dank für ihr unermüdliches Engagement, ihre beständige Unterstützung, und die immer gute Mitbetreuung während der Entstehung dieser Arbeit. Ebenso Herrn Dr. med. Felix Meurer für Unterstützung bei meiner Arbeit und für die freundliche, unkomplizierte Zusammenarbeit.

Nicht zuletzt geht mein besonders herzlicher Dank an meine Familie und meine Freunde, die mir mit großer Geduld und Selbstverständlichkeit stets einen Ausgleich zu Studium und Klinik gegeben haben. Ihre Unterstützung ist für mich unverzichtbar.

Publikationen

Deak Z, Maertz F, Meurer F, Notohamiprodjo S, Mueck F, Geyer LL, Reiser MF, Wirth S.

“Submillisievert Computed Tomography of the Chest Using Model-Based Iterative Algorithm: Optimization of Tube Voltage With Regard to Patient Size.”

J Comput Assist Tomogr. 2017 Mar/Apr;41(2):254-262.

Notohamiprodjo S, Deak Z, Meurer F, Maertz F, Mueck FG, Geyer LL, Wirth S

„Image quality of iterative reconstruction in cranial CT imaging: comparison of modelbased iterative reconstruction (MBIR) and adaptive statistical iterative reconstruction (ASiR)“

European Radiology 2015 (25):140-146.

Eidesstattliche Versicherung

Märtz, Friedrich Maximilian

Ich erkläre hiermit an Eides statt,
dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel

Dosisreduktion in der CT-Bildgebung des Thorax mittels iterativer Bildrekonstruktionsverfahren

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, 04.11.2019

Friedrich Märtz

Ort, Datum

Unterschrift Doktorand