

Aus der  
Radiologischen Universitätsklinik Tübingen  
Abteilung Diagnostische und Interventionelle Radiologie

**Inaugural-Dissertation**  
**Entwicklung und Evaluation von Strategien der  
Strahlendosisreduktion in der Ganzkörper-  
Computertomografie**

**zur Erlangung des Doktorgrades  
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät  
der Eberhard Karls Universität  
zu Tübingen**

**vorgelegt von**

**Do, Phuong Linh**

**2024**

Dekan: Professor Dr. B. Pichler

1. Berichterstatter: Professor Dr. Ahmed Othman

2. Berichterstatter: Universitätsprofessor Dr. K.-M. Niyazi

Tag der Disputation: 22.10.2024

# Inhaltsverzeichnis

<b>Abkürzungsverzeichnis (alphabetisch)</b> .....	6
<b>Abbildungsverzeichnis</b> .....	7
<b>Tabellenverzeichnis</b> .....	7
<b>Formelverzeichnis</b> .....	8
<b>1 Einleitung</b> .....	9
1.1. Grundlagen der Computertomografie .....	11
1.1.1. Funktionsweise der Computertomografie .....	11
1.1.2. Hounsfield-Einheiten (HU).....	12
1.1.3. Bildrauschen (Noise) .....	13
1.2. Rekonstruktionsmethoden in der Computertomografie .....	14
1.2.1. Gefilterte Rückprojektion (Filtered-Back-Projection, FBP).....	14
1.2.2. Modell-basierte iterative Rekonstruktionen (MBIR) .....	15
1.2.3. Deep learning-basierte Rekonstruktion .....	15
1.3. Strahlenschutzdosisgrößen in der Computertomografie .....	17
1.3.1. CT-Dose Index (CTDI) und CT-Dose Index Volume (CTDI <sub>vol</sub> ) .....	17
1.3.2. Dosis-Längen-Produkt (DLP) .....	17
1.3.3. Size-specific-dose-estimate (SSDE) .....	18
1.4. Strahlenexposition .....	19
1.4.1. Gesundheitliche Auswirkung ionisierender Strahlung.....	20
1.4.2. Dosisreferenzwerte für CT-Untersuchungen .....	21
1.5. Strahlenschutz .....	22
1.5.1. Geschichte des Strahlenschutzes .....	22
1.5.2. Maßnahmen zur Strahlendosisreduktion beim Einsatz ionisierender Strahlen im medizinischen Anwendungsgebiet .....	24

<b>2 Material und Methode</b> .....	27
2.1. Studienaufbau.....	27
2.2. Patientenkollektiv.....	27
2.3. Generierung der Bilder.....	27
2.4. Erfassung der Strahlenexposition .....	28
2.5. Rekonstruktion .....	28
2.6. Analyse der Bildqualität.....	29
2.6.1. Objektive Bewertung der Bildqualität.....	29
2.6.2. Subjektive Bewertung der Bildqualität .....	30
2.7. Statistische Auswertung.....	30
<b>3 Ergebnisse</b> .....	31
3.1. Studienpopulation sowie erhobene Bildparameter.....	31
3.2. Analyse der objektiven Bildqualität anhand Noise .....	33
3.3. Analyse der subjektiven Bildqualität.....	35
3.3.1. Hals/ Thorax .....	35
3.3.1.1. Subjektive Bildqualität .....	35
3.3.1.2. Diagnostische Sicherheit.....	38
3.3.2. Abdomen .....	41
3.3.2.1. Subjektive Bildqualität .....	41
3.3.2.2. Diagnostische Sicherheit.....	43
3.3.3. Allgemeiner Gesamteindruck des Bildes .....	46
3.3.3.1. Subjektive Bildqualität .....	46
3.3.3.2. Diagnostische Sicherheit.....	49
<b>4 Diskussion</b> .....	54
<b>5 Zusammenfassung</b> .....	62
<b>6 Literaturverzeichnis</b> .....	64

<b>7 Erklärung zum Eigenanteil .....</b>	<b>69</b>
<b>8 Veröffentlichung .....</b>	<b>70</b>
<b>Danksagung.....</b>	<b>71</b>

## Abkürzungsverzeichnis (alphabetisch)

Abb.	Abbildung
ANOVA	Analysis of Variance
ADMIRE	Advanced modeled iterative reconstruction
ALARA	As low as reasonably achievable
CT	Computertomografie
CTDI	CT-Dose-Index
CTDI <sub>vol</sub>	Volumetrischer CT-Dose-Index
DLP	Dosis-Längen-Produkt
D <sub>w</sub>	Wasseräquivalenter Durchmesser
FBP	Filtered back projection
Gy	Gray
HU	Hounsfield-Unit
ICC	Intraklassen-Korrelation
kV	Röhrenspannung
LWS	Lendenwirbelsäule
mAS	Milliamperesekunden
mGy	Milligray
mSv	Millisievert
MBIR	model-based iterative reconstruction
ROI	Region of interest
SSDE	Size specific dose estimate
SSC	Squamous cell carcinoma
Tab.	Tabelle

## **Abbildungsverzeichnis**

Abbildung 1: Schematische Darstellung - Prinzip einer CT-Untersuchung.....	12
Abbildung 2: Schaubild zur Akquirierung des Datensatzes .....	29
Abbildung 3: SSDE-Verhalten für die in Stufen simuliert-reduzierte Strahlendosis für den jeweiligen untersuchten Körperabschnitt.....	33
Abbildung 4: Vergleichende Darstellung des Noiseverhaltens in der jeweiligen Strahlendosis sowie Rekonstruktionsstärke - es zeigt sich ein Anstieg des Bildrauschens mit abfallender Strahlendosis.....	35
Abbildung 5: Beispielhafte Darstellung des gleichen CT-Scans in absteigender Strahlendosis und aufsteigender Rekonstruktionsstufen.....	53

## **Tabellenverzeichnis**

Tabelle 1: Beispiele für einzelne Gewebearten und deren Hounsfield-Werte ...	13
Tabelle 2: Überblick über die Studienpopulation und Diagnosen sowie die erhobenen Bildparameter .....	31
Tabelle 3: Bildrauschen in Abhängigkeit der Strahlendosisreduktion sowie der Rekonstruktion im Vergleich mit dem Referenzstandard .....	33
Tabelle 4: Übersicht über die Bewertungen der subjektiven Bildqualität entsprechend der Strahlendosis und Rekonstruktionsstufen im Hals/Thoraxbereich mit Nachweis einer hohen Intraklassenkorrelation .....	36
Tabelle 5: Häufigkeitsverteilung der Bewertungen der einzelnen Rater in Bezug auf die subjektive Bildqualität abhängig von der Rekonstruktionsstufe und Strahlendosis im Hals/Thorax-Bereich .....	37
Tabelle 6: Übersicht über die Bewertungen der diagnostischen Sicherheit entsprechend der Strahlendosis und Rekonstruktionsstufen im Hals/Thoraxbereich mit Nachweis einer hohen Intraklassenkorrelation .....	39
Tabelle 7: Häufigkeitsverteilung der Bewertungen der einzelnen Rater in Bezug auf die diagnostische Sicherheit abhängig von der Rekonstruktionsstufe und Strahlendosis im Hals/Thorax-Bereich .....	40
Tabelle 8: Übersicht über die Bewertungen der subjektiven Bildqualität	

entsprechend der Strahlendosis und Rekonstruktionsstufen im Abdomenbereich mit Nachweis einer hohen Intraklassenkorrelation .....	41
Tabelle 9: Häufigkeitsverteilung der Bewertungen der einzelnen Rater in Bezug auf die subjektive Bildqualität abhängig von der Rekonstruktionsstufe und Strahlendosis im Abdomenbereich .....	42
Tabelle 10: Übersicht über die Bewertungen der diagnostischen Sicherheit entsprechend der Strahlendosis und Rekonstruktionsstufen im Abdomenbereich mit Nachweis einer hohen Intraklassenkorrelation .....	44
Tabelle 11: Häufigkeitsverteilung der Bewertungen der einzelnen Rater in Bezug auf die diagnostische Sicherheit abhängig von der Rekonstruktionsstufe und Strahlendosis im Abdomenbereich .....	45
Tabelle 12: Übersicht über die Bewertungen der subjektiven Bildqualität entsprechend der Strahlendosis und Rekonstruktionsstufen im Gesamtbildeindruck mit Nachweis einer hohen Intraklassenkorrelation.....	46
Tabelle 13: Häufigkeitsverteilung der Bewertungen der einzelnen Rater in Bezug auf die subjektive Bildqualität abhängig von der Rekonstruktionsstufe und Strahlendosis im Gesamtbildeindruck .....	48
Tabelle 14: Übersicht über die Bewertungen der diagnostischen Sicherheit entsprechend der Strahlendosis und Rekonstruktionsstufen im Gesamtbildeindruck mit Nachweis einer hohen Intraklassenkorrelation.....	50
Tabelle 15: Häufigkeitsverteilung der Bewertungen der einzelnen Rater in Bezug auf die diagnostische Sicherheit abhängig von der Rekonstruktionsstufe und Strahlendosis im Gesamtbildeindruck .....	51

## **Formelverzeichnis**

Formel 1: Berechnung der Hounsfield-Einheiten.....	12
Formel 2: Berechnung des Dosis-Längen-Produkt.....	17

# 1 Einleitung

Im Rahmen des Fortschritts der medizinischen Diagnosestellung gewannen die Möglichkeiten der Bildgebungsverfahren zunehmend an Bedeutung und sind bei vielen klinischen Fragestellungen heutzutage ein unverzichtbarer Bestandteil im Diagnosealgorithmus. Speziell die Computertomografie gehört mittlerweile zu den wichtigsten Bildgebungsverfahren in der Medizin. Anfang der 70er Jahre leitete Godfrey N. Hounsfield die Entwicklung der Computertomografie ein und revolutionierte damit die diagnostischen Möglichkeiten der Bildgebung. Seitdem wurde die Technik weiterentwickelt und verbessert. Der Einsatz der Computertomografie ist weit verbreitet. Bis zu 60% der jährlichen Strahlenbelastung der Bevölkerung lässt sich auf den medizinischen Einsatz ionisierender Strahlen zurückführen, 60% der effektiven Dosis ist dabei auf die Computertomografie zurückzuführen (Bos et al., 2023).

Wenn auch der Nutzen unumstritten ist, ist es wichtig bei Strahlen-abhängigen Diagnostikverfahren eine Risiko-Nutzen-Abschätzung durchzuführen, da es bei der Nutzung von ionisierender Strahlung zu direkten, dosisabhängigen und dosisunabhängigen Folgeschäden nicht abschätzbaren Ausmaßes kommen kann. Daher ist die Indikationsstellung streng zu stellen und das individuelle Risiko zu beachten.

Während im Rahmen der technischen Optimierung die Hardware der CT-Scanner über die letzten Jahrzehnte stetig verbessert wurde, werden in den letzten Jahren vermehrt Strahlendosisprotokolle mit Rekonstruktionsalgorithmen in die klinische Routine etabliert, um so eine weitere Einsparung der Strahlendosis zu erreichen.

In der Mehrzahl der bisher untersuchten Studien wurden vorrangig computed tomography dose index im untersuchten Volumen ( $CTDI_{vol}$ ) und das Dosis-Längen-Produkt (DLP) untersucht und als Dosisparameter verglichen. Dabei wird die Konstitution des Patienten nicht berücksichtigt. Es lassen sich bei jedem Patienten gleiche  $CTDI_{vol}$  bei gleichem Scanprotokoll akquirieren. Um sich der tatsächlich ausgesetzten Strahlendosis anzunähern, wurde von der Arbeitsgruppe der American Association of Physicists in Medicine (AAPM Task

Groups 204) das SSDE als Parameter empfohlen. Dieser ist nicht allein von den Eigenschaften des CT-Scanners, sondern auch von den Patienteneigenschaften abhängig, und stellt damit eine Möglichkeit dar, eine spezifischere Bestimmung der Strahlendosis zu ermöglichen (Einass H Bashier & I I Suliman, 2018).

In der vorliegenden Arbeit werden die Möglichkeiten der Strahlendosisreduktion mithilfe der iterativen Rekonstruktion, hier repräsentiert durch den Algorithmus ADMIRE (Siemens), untersucht. Hierfür werden als Dosisparameter die SSDE-Werte betrachtet. Ziel ist festzustellen, welche maximale Strahlendosisreduktion ohne Verschlechterung der Bildqualität oder diagnostischen Sicherheit sowie ohne Zunahme des Bildrauschens im Vergleich zum aktuellen Referenzstandard (100% Strahlendosis und ADMIRE 2) zu erreichen ist.

## 1.1. Grundlagen der Computertomografie

### 1.1.1. Funktionsweise der Computertomografie

Ein CT-Gerät besteht aus einer sogenannten Gantry, einem kreisförmigen Rahmen, in welchem die Röntgenquelle und ein gegenüberliegender Detektor fixiert sind. Die Gantry rotiert in den Aufnahmen um den Patienten, während die Untersuchungsfläche axial bewegt wird. Diese Bewegung wird als Vorschub bezeichnet, und wird über den Pitch-Faktor reguliert. Ähnlich zu den konventionellen Röntgenuntersuchungen wird auch bei der Computertomografie ionisierende Strahlung verwendet. Das Grundprinzip ist gleich. Eine Röntgenröhre sendet Strahlung aus. Diese gelangt durch ein Objekt und wird vom Gewebe entsprechend absorbiert (abgeschwächt). Der nicht absorbierte Teil der Strahlung wird auf dem gegenüberliegenden Detektor festgehalten, wodurch sich ein charakteristisches Absorptionsprofil, auch Schwächungswerte genannt, ergibt. Mit Hilfe der 1989 eingeführten Spiral-Computertomografie können die Absorptionsprofile aus verschiedenen Winkelrichtungen aufgenommen werden, sodass eine lückenlose, spiralförmige Akquirierung der Daten erfolgen kann. Die Schwächungswerte aus allen Winkeln sind die Rohdaten, die für die Bildentstehung an den Rechner weitergeleitet werden. Aus diesen Daten wird wiederum ein Röntgen-Absorptionskoeffizient  $\mu$  eines Voxels bestimmt. Ein Voxel wird als ein gleich großes Volumenelement in einem dreidimensionalen System definiert. Der Absorptionskoeffizient  $\mu$  eines Voxels wird daher aus den verschiedenen Absorptionsprofilen der unterschiedlichen Winkelrichtungen zusammengesetzt und gemittelt. Der Absorptionskoeffizient wird auf Grundlage der sogenannten Hounsfield-Einheiten unterschiedlichen Grautönen zugeordnet und im Schnittbild in Pixel dargestellt (Flohr, 2011).

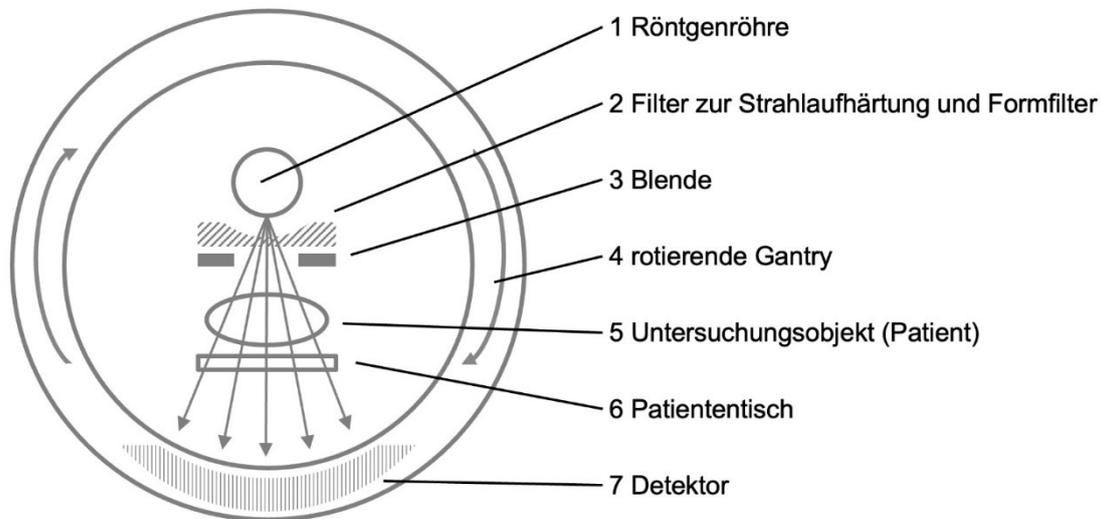


Abbildung 1: Schematische Darstellung - Prinzip einer CT-Untersuchung

*Anmerkung.* In Anlehnung an dem Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Technische Hochschule Mittelhessen, Zugriff: 01.09.2023 (Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, 2023)

### 1.1.2. Hounsfield-Einheiten (HU)

Für die Darstellung in Pixel werden die erhaltenen, spezifischen Absorptionskoeffizienten der untersuchten Gewebearten im Verhältnis zum Absorptionskoeffizienten für Wasser gesetzt und die entsprechende Hounsfield-Einheit berechnet. Diese wird einem spezifischen Grauton zugeordnet, welche sich an den Schwächungskoeffizienten von Wasser, Knochen und Luft orientiert. Am Ende bilden die verschiedenen Pixel ein in verschiedenen Grautönen dargestelltes Schnittbild ab. Die Berechnung erfolgt nach der Formel:

$$CT - Zahl (HU) = \frac{(\mu_{Gewebe} - \mu_{Wasser})}{\mu_{Wasser}} \times 1000$$

Formel 1: Berechnung der Hounsfield-Einheiten

*Anmerkung.* In Anlehnung an *Dynamische Computertomographie: Grundlagen und klinische Anwendung*, Claussen und Lochner, 1983, S.3. (Claussen & Lochner, 1983)

Hierbei wurde für Wasser der Wert 0 HU und für Luft -1000 HU definiert. Im Folgenden ist eine Übersicht über die wichtigsten HU-Referenzwerte der Gewebearten aufgeführt.

Tabelle 1: Beispiele für einzelne Gewebearten und deren Hounsfield-Werte

<b>Gewebeart</b>	<b>Hounsfield-Einheiten (HU)</b>
Luft	- 1000
Wasser	0
Solide Knochen	1000
Fettgewebe	- 100
Weichteil	30-80

*Anmerkung.* In Anlehnung an *Dynamische Computertomographie: Grundlagen und klinische Anwendung*; Claussen und Lochner, 1983, S.3. (Claussen & Lochner, 1983)

Die Skala umfasst insgesamt -1024 HU bis +3071 HU. Dies ergibt 4096 Grauwerte. Das menschliche Auge ist nicht in der Lage diese Anzahl an Grautönen zu unterscheiden, sodass abhängig von der klinischen Fragestellung ein sogenanntes Fenster gewählt wird, welches einen bestimmten Bereich der Grauwerte widerspiegelt. Dabei werden die 16 Graustufen innerhalb des Fensters regelmäßig verteilt. Darunter liegende Werte werden schwarz und darüberliegende Werte weiß dargestellt (Claussen & Lochner, 1983).

### 1.1.3. Bildrauschen (Noise)

Maßgeblich zur Beschreibung der objektiven Bildqualität dienen das Signal-zu-Rausch-Verhältnis sowie das Bildrauschen, auch als Noise bezeichnet. In der vorliegenden Arbeit wurde für die Bewertung der objektiven Bildqualität vorrangig das Noiseverhalten betrachtet. Mit steigender Strahlendosis nimmt das Bildrauschen aufgrund steigender Bildauflösung und damit geringerer Standardabweichung der Hounsfield-Einheiten ab (Singh et al., 2014). Zwischen dem Röhrenstrom mAs und dem Rauschen besteht ein proportionales Verhältnis. Der Röhrenstrom und die damit applizierte Strahlendosis muss um ein Vierfaches erhöht werden, um das Bildrauschen zu halbieren (Wenker, 2017).

## 1.2. Rekonstruktionsmethoden in der Computertomografie

Für die erfolgreiche Bildentstehung werden die Rohdaten, die Schwächungswerte aus allen Winkelrichtungen, durch den Rechner übereinandergelegt. Hieraus ergibt sich zunächst das sogenannte Sinogramm, welches noch nicht zur diagnostischen Beurteilung anatomischer Strukturen geeignet ist. Zur detailgenauen Visualisierung wird eine weitere Bearbeitung des Sinogramms mit Hilfe von Rekonstruktionen benötigt. Lange galt die gefilterte Rückprojektion, auch FBP (filtered back projection), als Standardverfahren und war Methode der Wahl (Wenker, 2017). Dies änderte sich jedoch mit der Einführung der iterativen Rekonstruktion in den klinischen Gebrauch 2009. Alle großen CT-Hersteller führten in den Folgejahren immer fortschrittlichere Rekonstruktionsalgorithmen basierend auf der Modell-basierten iterativen Rekonstruktion, auch MBIR (model-based iterative reconstruction) ein, welche sich gerade in den letzten Jahren etablierten (Willeminck, 2019). Im Folgenden sollen beide Mechanismen kurz erläutert werden. Im Anschluss soll ein Ausblick auf zukünftige Entwicklungen insbesondere durch den Einfluss künstlicher Intelligenz gegeben werden.

### 1.2.1. Gefilterte Rückprojektion (Filtered-Back-Projection, FBP)

Bei der gefilterten Rückprojektion (FBP) werden aus den erhaltenen Schwächungswerten die Bilder durch eine Rückprojektion für die verschiedenen Winkelpositionen berechnet. Abhängig vom gewählten Faltungskern wird das Bildrauschen und die Kantenschärfe beeinflusst. Die Bilder können danach weiter durch adaptive Filter nachbearbeitet werden, beispielsweise durch Glättung, wodurch Artefakte und Bildrauschen reduziert werden können (M. May et al., 2012). Die großen Vorteile der Methodik sind, dass sie keinen großen Rechenaufwand und nur eine kurze Rekonstruktionszeit benötigen. Es wird jedoch hierfür auch eine ausreichend hohe Strahlendosis benötigt. Aufgrund der verstärkten Bedenken in Hinblick auf die Strahlenbelastung wird zunehmend eine Strahlendosisreduktion angestrebt. Dies führt jedoch zu einer deutlich reduzierten Bildqualität, da ein direkt proportionaler Zusammenhang zwischen

Bildrauschen und Strahlendosis besteht (Willemink, 2019). Ein weiteres Problem ist das in der Bevölkerung der Industriestaaten zunehmende Übergewicht (Ng et al., 2014). Auch hierunter verschlechtert sich die Bildqualität, welches auch unter FBP nur durch eine höhere Strahlendosis verbessert werden kann. Die Grenzen der Bildoptimierung unter FBP-basierten rekonstruierten Bildern sind daher limitiert (Willemink, 2019).

### 1.2.2. Modell-basierte iterative Rekonstruktionen (MBIR)

Eine andere Variante der Bildbearbeitung sind die iterativen Rekonstruktionen, die mittlerweile verbreitet eingesetzt werden. Im Vergleich zu FBP kann mit Hilfe der Modell-basierten iterativen Rekonstruktion (MBIR) die Artefaktdichte sowie das Bildrauschen verringert werden. Dabei hat man zusätzlich das Potenzial die Strahlendosis zu reduzieren.

Bei dem in der vorliegenden Arbeit angewandten Rekonstruktionsalgorithmus ADMIRE handelt sich um ein Modell-basiertes iteratives Verfahren (MBIR) von Siemens Healthcare. Im ersten Schritt verwendet der Algorithmus die statistische Gewichtung der Rohdaten. Es wird dabei jede einzelne Projektion der jeweiligen Detektoren anhand ihrer statistischen Qualität gewichtet. Dabei werden auch die Informationen der Nebenelemente in den Nachbardetektoren integriert, was zu einer erheblichen Reduktion des Bildrauschens und der Artefakte beiträgt. Im zweiten Schritt wird das Bildrauschen mit Hilfe von Berechnungen und dem Vergleichen der erhobenen Informationen über die gemessenen Voxel von tatsächlichen anatomischen Strukturen unterschieden. Es erfolgt ein wiederholter Vergleich der erhobenen Daten mit dem Originalbild zur Validierung des Bildes. Es entsteht ein durch den Algorithmus modulierte Bild, welches iterativ mit dem Originalbild verglichen wird, bis es nach Validierung als finales Bild herausgegeben wird (Ramirez-Giraldo, Grant, & Raupach, 2018).

### 1.2.3. Deep learning-basierte Rekonstruktion

Die neueste Form der Bildrekonstruktion ist die sogenannte Deep learning-basierte Rekonstruktion auf Basis künstlicher Intelligenz. Deep learning ist ein Teil des maschinellen Lernens. Hierbei werden künstliche neuronale Netze

verwendet, Algorithmen, die die Funktionsweise des Gehirns imitieren sollen. Anders als beim herkömmlichen maschinellen Lernen können beim Deep learning Daten unstrukturiert analysiert und eingeordnet werden, ohne dass zuvor eine Datenvorverarbeitung (feature engineering) durchgeführt werden muss (Chartrand et al., 2017). Es wird direkt aus dem großen Datensatz gelernt. Zunächst wird die Architektur des künstlich neuronalen Netzes konstruiert. Hierbei werden übergeordnete Parameter festgelegt, welche im Prozess nicht gelernt werden können wie beispielsweise die Größe des Netzwerkes oder auch die Lernrate. Beim zweiten Schritt handelt es sich um den sogenannten Trainingsprozess. Hierfür wird ein Datensatz erfordert, der aus Eingabebilder von geringerer Qualität sowie qualitativ hochwertigen Grundbildern besteht. Im Trainingsprozess erstellt das künstliche neuronale Netzwerk aus den Eingabebildern mit geringerer Qualität ein Ausgabebild und vergleicht dieses mit den hochwertigen Grundbildern. Abweichungen werden als Fehler berechnet und gewichtet. Im Rahmen einer Fehlerrückführung (backpropagation) wird anhand der gewichteten Abweichungen das Netzwerk neu angepasst (LeCun, Bengio, & Hinton, 2015). Dieser Prozess wird iterativ wiederholt. Damit lernt das Netz in mehreren Schritten aus dem initial minderwertigen Eingabebild den größten Teil des Rauschens zu minimieren und dabei die klinische Aussagekraft des Bildes beizubehalten. Insgesamt wird der gesamte Datensatz in einem Trainings-, Validierungs- und Testungsteil eingeteilt, durch die wiederholte Überprüfung soll eine Überanpassung vermieden werden (Hoeschen, 2020). Ziel der Deep learning-Rekonstruktion ist das Bildrauschen im Vergleich zu den etablierten iterativen Rekonstruktionsalgorithmen weiter zu reduzieren. Dabei ist nicht zu vernachlässigen, dass der Prozess aktuell insgesamt sehr rechenintensiv und zeitaufwendig ist (Arndt, 2021).

### 1.3. Strahlenschutzdosisgrößen in der Computertomografie

Die Begriffe der Strahlenschutzdosisgrößen basieren auf dem Oberbegriff der Energiedosis. Die Energiedosis 1 J/kg gibt die Energie an, die pro Massenelement absorbiert worden ist. Dabei entspricht 1 J/kg 1 Gray (Gy) (Albes, 2017). Die Bestimmung der Dosis in der Computertomografie ist von mehreren Parametern abhängig. Beeinflusst wird die Höhe der Dosis unter anderem durch den Gerätetyp, die Anatomie des Patienten, die Röhrenstromstärke (mAs), die Röhrenspannung (kV), die Anzahl der untersuchten Schichten und die einzelne Schichtdicke. Für die Beschreibung im Strahlenschutz ist vor allem die Betrachtung der Strahlenschutzdosisgrößen wichtig (Lell, Wucherer, & Kachelrieß, 2017). Relevante Parameter zur Beurteilung der Dosis in der Computertomografie sind hierbei das  $CTDI_{vol}$ , DLP sowie in der vorliegenden Arbeit als spezifischen Parameter SSDE.

#### 1.3.1. CT-Dose Index (CTDI) und CT-Dose Index Volume ( $CTDI_{vol}$ )

Der CT-dose-Index (CTDI) gibt die applizierte Strahlendosis eines Computertomografen an und wird in mGy gemessen. In der Regel wird bei den heutigen Untersuchungen das volumetrische CTDI ( $CTDI_{vol}$ ) angegeben, wobei der Pitch-factor, also das Verhältnis der Geschwindigkeit des Tischvorschubes zur Schichtdicke bei den CT-Scannern, berücksichtigt wird (Lell et al., 2017).

#### 1.3.2. Dosis-Längen-Produkt (DLP)

Das Dosis-Längen-Produkt (DLP) korreliert mit der effektiven Dosis einer Untersuchung:

$$DLP = CTDI_{vol} \times Scanlänge$$

Formel 2: Berechnung des Dosis-Längen-Produkt

*Anmerkung.* In Anlehnung an *Dosis und Dosisreduktion in der Computertomografie*; Lell, 2017, S. 164. (Lell et al., 2017)

Hierbei wird die applizierte Dosis mit der Scanlänge multipliziert. Hieraus ergibt sich die Einheit mGy x cm (Lell et al., 2017).

### 1.3.3. Size specific dose estimate (SSDE)

Zur Quantifizierung der Strahlendosis sind in vorausgegangenen Arbeiten vorrangig die zuvor genannten Parameter untersucht worden.  $CTDI_{vol}$  wird automatisch nach jeder Untersuchung am CT-Scanner angezeigt und entspricht dabei einer am Kunststoffphantom abgegebenen Strahlendosis, die sich je nach Größe des Patienten erheblich von der an den Patienten tatsächlich abgegebenen Dosis unterscheiden kann (Strauss, 2014). Aus der Notwendigkeit heraus einen Parameter zu entwickeln, der die Strahlendosis initial bei pädiatrischen Patienten besser widerspiegelt, entwickelte 2011 die „American Association of Physicists in Medicine“ (AAPM) den Parameter Size specific dose-estimate (SSDE). Mit diesem Parameter wird die individuelle Patientengröße und vor allem -durchmesser mit in die Berechnung der Dosisabschätzung berücksichtigt (McCollough et al., 2014). Zur Umrechnung des aufgezeichneten  $CTDI_{vol}$  in SSDE wurden größenspezifische Umrechnungsfaktoren gemäß dem im Bericht 204 der AAPM beschriebenen Verfahren verwendet. Hierbei wird die physische Abmessung des Patienten, auch als effektiver Durchmesser bezeichnet (anteroposterior [AP], lateral und AP + lateral), in Kombination mit der Scannerleistung ( $CTDI_{vol}$ ) verrechnet, um eine größenspezifische Dosisabschätzung bei CT-Scannern zu ermitteln. Dabei reicht die Ausmessung jedoch nicht aus, da bei gleichen geometrischen Messungen aufgrund der biologischen Beschaffenheit die gleiche Strahlendosis im Thorax im Vergleich zum Abdomen eine deutlich höhere Strahlenbelastung aufgrund der unterschiedlichen Gewebearten bedeuten würde (McCollough et al., 2014). Zur Berechnung des effektiven Diameters wird daher der wasseräquivalente Durchmesser  $D_w$  benutzt. Dieser Wert spiegelt die Röntgenstrahlenabschwächung des Patienten in Berücksichtigung der Inhomogenität der unterschiedlichen Gewebearten des Patienten wider (Wang et al., 2012).  $D_w$  wurde automatisiert aus den axialen CT-Scans gewonnen.

Während  $CTDI_{vol}$  vorrangig von den technischen Parametern des CT-Scanners

abhängig ist wie mAs und kV, kann mit Hilfe der Bestimmung des koronaren und sagittalen Durchmessers die Berechnung der SSDE eine genauere Aussage bezüglich der tatsächlich vom Patienten absorbierten Dosis getroffen werden, sodass in Hinblick auf die Bedeutung für die Strahlendosisreduktion die Betrachtung von SSDE von großem Interesse ist (Brink & Morin, 2012). SSDE kann daher ein genauerer Parameter für die effektive Organdosis als CTDIvol sein (Westra et al., 2014) und wird nicht von Schätzfehlern bezüglich der Körpergröße oder Body-Mass-Index beeinflusst (Kidoh et al., 2015). In der vorliegenden Arbeit wurde daher SSDE als Hauptparameter für die Strahlendosis untersucht.

#### 1.4. Strahlenexposition

Mit dem Begriff der Strahlenexposition wird der Einfluss von Strahlung durch alle Umwelteinflüsse, ob physikalischer, chemischer oder biologischer Natur zusammengefasst, denen Menschen und andere Lebewesen ausgesetzt sind. Man unterscheidet zwischen einer natürlichen und einer zivilisatorischen Strahlenexposition. Unter der natürlichen Strahlenexposition werden die radioaktiven Strahlen gewertet, die aus dem Boden beispielsweise Radon, aus terrestrischer Strahlung wie bei natürlich vorkommenden radioaktiven Quellen wie Uran oder kosmischer Strahlung kommen (Keller & Muth, 1985). In Deutschland liegt die natürliche Strahlenexposition im Durchschnitt jährlich bei einer effektiven Dosis von 2,1 Millisievert, und kann von ca. 1 Millisievert bis zu 10 Millisievert reichen (Bundesamt für Strahlenschutz, 2023a).

Neben der natürlichen Strahlenexposition unterliegen die Menschen zusätzlich einer zivilisatorischen, einer künstlich erzeugten, Strahlenexposition. Verursacht wird der größte Anteil der zivilisatorischen Strahlen durch medizinische Anwendungen wie Röntgenuntersuchungen oder Computertomografien. Insgesamt variiert das Ausmaß der zivilisatorischen Strahlenexposition stark interindividuell. Man geht von einer mittleren effektiven Dosis von ca. 1,9 Millisievert pro Jahr in Deutschland aus und beobachtet dabei eine steigende Tendenz. Hauptursächlich ist hierfür die steigende Anzahl von CT-

Untersuchungen. Die durchschnittliche jährliche Strahlendosis einer Person aus künstlichen Quellen, vor allem aus dem medizinischen Bereich, liegt bei 2 Millisievert und zeigt sich damit steigend, bei noch 1,7 Millisievert im Jahre 2015 (Trugenberger-Schnabel, 2022).

#### 1.4.1. Gesundheitliche Auswirkung ionisierender Strahlung

Die Erkenntnisse der gesundheitlichen Gefahren der ionisierenden Strahlungen werden überwiegend aus Beobachtungsstudien von Überlebenden nach dem Einsatz von Atombomben in Hiroshima, Japan 1945 gewonnen. Die Life Span Study beobachtet die Betroffenen und deren Nachfahren und hält die gesundheitlichen Schäden fest. Ionisierende Strahlung kann eine Schädigung der DNA verursachen, welche auch nach einer langen Latenzzeit noch auftreten kann. Dabei können Zellen aufgrund der Strahleneinwirkung Mutationen aufweisen, die vom Körper nicht repariert werden können. Es kommt so zur Vermehrung der Mutation, die maligne Erkrankungen verursachen können. Je höher die Strahlendosis ist, desto höher ist das Risiko für einen Strahlenschaden (Pearce et al., 2012).

Bei den zu beobachteten Schäden ist zwischen der deterministischen und stochastischen Strahlenwirkung zu unterscheiden. Zu den deterministischen Schäden zählen die unmittelbar nach der Strahlenexposition auftretenden Schäden, beispielsweise die akute Strahlenkrankheit. Im Rahmen der medizinisch-diagnostischen Strahlenbelastung ist die Beobachtung der stochastischen Strahlenschäden relevanter. Hierunter werden die Spätschäden verstanden. Im Rahmen der Life Span Study konnte ein vermehrtes Auftreten von soliden Krebserkrankungen oder hämatologische, maligne Erkrankungen beobachtet werden (Hsu et al., 2013), selbst 60 Jahre nach Exposition (Grant et al., 2017). Dass eine sehr hohe Strahlenbelastung einen biologischen Schaden verursacht, ist erwiesen. Dabei dienen die gewonnenen Erkenntnisse vor allem als Richtwert, und werden von den Behörden als Grundlage betrachtet, um Grenzwerte festzulegen. Das relative Lebenszeit-Krebsmortalitätsrisiko wird auf insgesamt 5 Prozent pro Sievert bei Ganzkörperexposition mit niedriger Einzeldosis geschätzt (Bos et al., 2023).

Pearce et al. untersuchten den Zusammenhang der medizinischen Strahlungsbelastung mit dem häufigeren Auftreten von malignen Erkrankungen, vor allem bei Kindern und jungen Erwachsenen. Hierbei wurde beobachtet, dass die Nutzung von CT-Untersuchungen bei Kindern mit einer kumulativen Dosis von 50 mGy fast eine dreifache Risikoerhöhung für Leukämie, eine Dosis von 60 mGy für Gehirntumore mit sich bringt (Pearce et al., 2012). Auch bei einer absolut betrachtet seltenen Erkrankung und damit niedrigen Erkrankungszahl ist die beobachtete Korrelation höchst relevant. Daher ist die Indikationsstellung für die medizinische Untersuchung streng zu stellen und nach dem Prinzip des Strahlenschutzes „as low as reasonably achievable“ (ALARA) zu arbeiten.

#### 1.4.2. Dosisreferenzwerte für CT-Untersuchungen

Das Bundesamt für Strahlenschutz veröffentlicht die Dosisreferenzwerte für diagnostische Untersuchungen, die letzte Veröffentlichung erfolgte 2022. Hier werden für die einzelnen Untersuchungen und die einzelnen Körperregionen die Referenzwerte aufgeführt. Die Idee der Dosisreferenzwerte wurde als erstes 1996 in der ICRP-Publikation 73 aufgeführt, in den folgenden Publikationen weiterentwickelt und im Verlauf auch im deutschen Strahlenrecht aufgenommen. Dosisreferenzwerte beziehen sich auf standardisierte Prüfkörper, die orientierend für Untersuchungen am Patienten dienen sollen. Dabei ist hervorzuheben, dass es sich nicht um Grenzwerte oder Optimalwerte handelt. Es ist vielmehr eine Unterschreitung der Dosisreferenzwerte anzustreben, wenn mit einer geringeren Dosis ebenfalls eine ausreichende Bildqualität mit diagnostischer Aussagekraft erreicht werden kann. Spätestens alle 3 Jahre werden die Dosisreferenzwerte vom Bundesamt für Strahlenschutz überprüft. Dann wird entschieden, ob diese an den Stand der Technik und Wissenschaft angepasst werden müssen. Als typischer Dosisbereich für ein Ganzkörper-CT wird aktuell eine Spannbreite von 10-20 Millisievert angegeben (Gala, 2022).

## 1.5. Strahlenschutz

Es gibt drei Grundsätze des Strahlenschutzes, die beim Umgang mit ionisierender Strahlung beachtet werden müssen: Rechtfertigung/rechtfertigende Indikation, Dosisbegrenzung und Optimierung. Diese lassen sich auf die Empfehlungen der internationalen Strahlenschutzkommission zurückführen. Zudem sind diese Grundsätze im Strahlenschutzgesetz 2017 und der Europäischen Richtlinie 2013/59/Euratom auch rechtsgültig im Gesetz verankert worden. Grenzwerte für medizinisch-bedingte Strahlenexposition für Diagnostik und Therapie sind nicht vorgeschrieben, umso relevanter ist eine strenge, rechtfertigende Indikation. Es sind diagnostische Referenzwerte angegeben, die als Richtwerte dienen und im besten Falle unterschritten oder maximal eingehalten werden sollten. Bei der Dosisoptimierung muss beachtet werden, dass die Wahrscheinlichkeit der Strahlenexposition, die Anzahl der betroffenen Personen, sowie die einzelne Dosis, die eine Person ausgesetzt wird, maximal niedrig gehalten wird, wie es sinnvollerweise erreichbar ist, nach dem ALARA-Prinzip (Bundesamt für Strahlenschutz, 2019).

### 1.5.1. Geschichte des Strahlenschutzes

Die Geschichte des Strahlenschutzes reicht zurück bis zur Entdeckung der Röntgenstrahlen im Jahr 1895 durch Wilhelm Conrad Röntgen. Die Euphorie war groß, doch zu diesem Zeitpunkt waren die Gefahren der Strahlenbelastung noch nicht bekannt. Kurz nach der Entdeckung wurden die Strahlenanwendungen ohne Kenntnisse der Risiken eingesetzt, häufig auch im Eigenexperiment. Die Gefährdung wurde nicht erkannt, obwohl 1901 bereits durch den Zahnarzt und Wissenschaftler William Herbert Rollins erste Forderungen gestellt wurden, Schutzbrillen mit Bleiglas zu tragen oder den Körper mit Bleischürzen zu bedecken. Er hatte in seinen Versuchen beweisen können, dass Versuchstiere durch Röntgenstrahlen getötet wurden, bei Meerschweinchen wurden Fehlgeburten beobachtet (White, 2013). Trotzdem wurden seine Warnungen und Vorschläge erst zu spät ernst genommen. Er galt seitdem als Vater des Strahlenschutzes. Erst im Verlauf, ab den 1920er, als viele

Wissenschaftler und auch Arbeiter in Radium- und Uranbergwerken erkrankten, wurde das Bewusstsein für das Risiko von ionisierender Strahlung geschaffen. 1946 erhielt Hermann Joseph Müller, ein amerikanischer Biologe und Genetiker, den Nobelpreis für den Nachweis von Mutationen als genetische Folge der Strahlenbelastung. Man erkannte die Notwendigkeit von Schutzmaßnahmen (Walker, 2000).

Während im Nationalsozialismus die Forschung und Anwendung von radioaktiven Materialien gefördert wurden, ohne dabei den Strahlenschutz zu beachten, waren in der Nachkriegszeit die Auswirkungen von Strahlung im Kontext der Atombombenabwürfe auf Hiroshima und Nagasaki sehr präsent, und verstärkten das Streben nach einem konkreten Strahlenschutz. Bereits 1959 wurde das erste Strahlenschutzgesetz in der Bundesrepublik verabschiedet, welches den Umgang mit ionisierender Strahlung und den Schutz davor regeln sollte. Im Rahmen des weiteren Ausbaus der Kernenergie in den folgenden Jahren wurde der Strahlenschutz weiter in den Vordergrund gerückt. Es wurden spezifische Vorschriften erlassen, um die Bevölkerung und Umwelt zu schützen. Die Reaktorkatastrophe von Tschernobyl 1986 löste eine Kettenreaktion in Deutschland aus. Es folgte die Gründung des Ministeriums für Umwelt-, Naturschutz und Reaktorsicherheit (BMU) im gleichen Jahr. Die Gründung des Bundesamtes für Strahlenschutz folgte 1989. Die erneute Reaktorkatastrophe in Fukushima 2011 rückte die Atomkraft und vor allem den Schutz vor ionisierender Strahlung verstärkt in den Vordergrund (Bundesamt für Strahlenschutz, 2023b). Seit 2007 werden in Deutschland die Anzahl der Röntgenuntersuchungen durch das Bundesamt für Strahlenschutz festgehalten und mindestens alle zwei Jahre ausgewertet und neu eingeschätzt. 2018 wurden geschätzt 130 Millionen Röntgenuntersuchungen durchgeführt. Die Häufigkeit von CT-Untersuchungen seit der Erfassung der Untersuchungsdaten haben ebenfalls deutlich zugenommen, 2019 wurden aufgerundet 145 CT-Untersuchungen pro 1000 Einwohner in Deutschland durchgeführt. Die meisten CT-Untersuchungen werden in den USA mit 279 pro 1000 Einwohner im Jahr 2019 durchgeführt. Die Strahlendosis stieg im Beobachtungszeitraum, ursächlich ist vor allem die deutliche Zunahme von CT-Untersuchungen (OECD, 2021).

Die deutschen Strahlenschutzbestimmungen werden regelmäßig aktualisiert. Es wird der Schutz von Arbeitern, Patienten, der Bevölkerung und Umwelt thematisiert. Das Strahlenschutzgesetz setzt dabei die EURATOM-Richtlinien in Deutschland um. Die Strahlenschutzverordnung ist hierbei Teil des Strahlenschutzgesetzes. Das Strahlenschutzgesetz ist zuletzt 2021 angepasst worden.

#### 1.5.2. Maßnahmen zur Strahlendosisreduktion beim Einsatz ionisierender Strahlen im medizinischen Anwendungsgebiet

Mit dem Wissen der potenziellen Strahlenschäden wuchs mit der steigenden Zahl der CT-Untersuchungen auch das Interesse und die Notwendigkeit Strategien zum Strahlenschutz zu entwickeln. Dabei hat der Strahlenschutz die Aufgabe, deterministische Schäden zu verhindern, und das Risiko für stochastische Schäden zu minimieren. Im Laufe der Zeit haben sich bereits verschiedene technische Maßnahmen bei CT-Untersuchungen zur Reduktion der Strahlenexposition etabliert. Im Folgenden sollen beispielhaft einige wenige erläutert werden.

Der technische Aufbau der Apparatur und die Räumlichkeiten, in welchen die Untersuchungen durchgeführt werden, unterliegen strengen Vorschriften. Anhand der Optimierung über die Jahre sind zahlreiche Maßnahmen etabliert worden, die mittlerweile zum festen Aufbau der Untersuchungseinheiten gezählt werden und ihren Teil zur Reduktion der Strahlendosis beitragen. Beispielhaft zu nennen sind Röntgenverstärkerfolien. Diese können die Strahlendosis und die Belichtungsdauer deutlich absenken, sodass die Verwendung von Verstärkerfolien vor allem im medizinischen Bereich vorgeschrieben werden (mit Ausnahme der zahnärztlichen Röntgenaufnahmen). Auch Streustrahlenraster sind heute fest im Aufbau bei Untersuchungseinheiten integriert. Diese werden vor den Detektor angebracht, und können den Einfall von Streustrahlen reduzieren. Hierdurch kann der Kontrast des Bildes erhöht werden, ohne die Notwendigkeit die Röntgenröhrenspannung zu erhöhen. Allgemein sind zudem wichtige bauliche Schutzmaßnahmen einzuhalten, um medizinische Gerätschaften, die ionisierende Strahlen verwenden, einsetzen zu können. Diese

sind gesetzlich vorgeschrieben. Unter anderem müssen die Räume strahlensicher abgeschirmt sein, bspw. durch Bleieinlagen oder bleifreie Strahlenschutzplatten. Die Veranlassung der Untersuchung muss außerhalb des Raumes, in welchem die Strahlung freigesetzt wird oder mit einem Abstand von mehr als 1,5 Metern zur Strahlenquelle, erfolgen. Die Kennzeichnung des Kontrollbereiches während der Untersuchung muss klar erfolgen („Kein Zutritt – Röntgen“) (StrlSchV, 2018).

Neben den wichtigen Maßnahmen im Aufbau spielen Anpassungen im Untersuchungsablauf eine wichtige Rolle. Durch die Etablierung von Organ-spezifischen Protokollen lassen sich bestimmte Gewebearten, welche strahlensensibler sind als andere, unterscheiden und differenziert untersuchen. Im Rahmen einer eindeutigen Fragestellung kann das Untersuchungsfeld klar eingegrenzt, und eine hierfür Organ-spezifische Dosis appliziert werden (Lell et al., 2017).

Eine weitere Möglichkeit ist eine automatisierte Modulation des Röntgenstroms in den untersuchten drei Ebenen bspw. durch das Programm „Realtime Dosisadaptation Siemens CARE Dose4D“. Dabei kann die Strahlendosis an die körperlichen Gegebenheiten des Patienten adaptiert. Winklehner et al. beschrieben mit der automatisierten Modulation des Röhrenstroms das Potential einer Strahlendosisreduktion von über 25% im Vergleich zum Standardprotokoll mit 120 kV (Winklehner et al., 2011). Eine weitere Möglichkeit ist die automatisierte Anpassung der Röhrenspannung an die Patientenkonstitution bspw. durch das Programm „CARE kV“ von Siemens.

Die genannten Maßnahmen, ob technisch im Aufbau oder systemisch in der Durchführung sind bereits etabliert. Um Strahlendosis einzusparen, ist eine der naheliegendsten Maßnahmen die auszuschickende Menge, also den Röhrenstrom und -spannung, zu reduzieren. Aufgrund des Herabsetzens der Strahlendosis steigt jedoch das Bildrauschen und kann die Bildbeurteilung für diagnostische Zwecke erschweren. Um dem Ansteigen des Bildrauschens entgegenzuwirken, kommen die iterativen Rekonstruktionen zum Einsatz, und können so aufgrund der aufbrachten Rechenleistung die tatsächliche Strahlendosis reduzieren, ohne die Bildqualität negativ zu beeinflussen.

In der vorliegenden Arbeit wurde untersucht, wie weit die Strahlendosis in der Simulation tatsächlich mit Hilfe des Einsatzes iterativer Rekonstruktion reduziert werden kann, ohne die subjektive Bewertung des Bildes und damit die Einschätzung des medizinischen Informationsgehalts zu schmälern.

## **2 Material und Methode**

### **2.1. Studienaufbau**

Es handelt sich bei der vorliegenden Arbeit um die Auswertung und Weiterverarbeitung einer Sammlung retrospektiver Computertomografien, welche im Rahmen der klinischen Routine bei diagnostisch- und therapeutisch-indizierten Fragen nach Einverständnis der Patienten angefertigt wurden. Die Studie ist vom Ethikrat der Universität Tübingen genehmigt worden. Die Ethiknummer lautet 414/2017BO2.

### **2.2. Patientenkollektiv**

Im Zeitraum vom 09.03.2016 bis 18.03.2016 erhielten die initial für die Studie identifizierten 30 Patienten eine Ganzkörpercomputertomografie, die aufgrund einer malignen Grunderkrankung die Indikation zu einer Staging-Untersuchung hatten. Für die Studie mussten 12 Patienten ausgeschlossen werden, da hier die Simulation der CT-Bilder technisch nicht möglich war, sodass schlussendlich 18 Patienten in die Studie eingeschlossen wurden. Das durchschnittliche Alter betrug  $64,5 \pm 15,8$  Jahre. Das Kollektiv setzt sich aus vier Männern und vierzehn Frauen zusammen. Gesammelt wurden neben dem Bildmaterial Name, Alter und Geschlecht zum Zeitpunkt der durchgeführten Untersuchungen.

### **2.3. Generierung der Bilder**

Die Bilder wurden mit einem Computertomografen der 3. Generation (SOMATOM FORCE, Siemens Healthineers, Forchheim, Deutschland) im Standardprotokoll mit automatisierter Echtzeit-Modulation des Röhrenstroms angepasst an die Anatomie des Patienten (CARE Dose4D) generiert. Zur Kontrastierung erfolgte die Gabe des Iod-haltigen Kontrastmittels intravenös über einen peripheren Zugang, in angepasster Dosis an Gewicht und Nierenfunktion des Patienten.

## 2.4. Erfassung der Strahlenexposition

Es wurden die Parameter DLP, CTDI, kV sowie mAS erfasst. Mithilfe der Software „Radimetrics“ von Bayer Healthcare wurde die gesamte effektive Strahlendosis bestimmt. Die Software ermöglicht eine automatisierte Dokumentation und Berechnung der Strahlendosis. Zudem wurde das Size specific dose estimate (SSDE) berechnet. Hierfür wurde in der vorliegenden Arbeit das Wasseräquivalent durch einen automatisierten Algorithmus bestimmt, sodass hieraus SSDE berechnet werden konnte. Der Algorithmus basiert auf einer vierstufigen Prozedur. Betrachtet werden hierbei die Auswahl des subkutanen Fettgewebes, die Berechnung der strukturellen Kohärenz des Bildmaterials, die Ermittlung von homogenen Region of interests (ROI) und die Schätzung des durchschnittlichen Levels des Bildrauschens. Durch die automatisierte Auswertung konnte eine zuverlässigere Bestimmung des Bildrauschens erfolgen als bei rein visuell-manueller ROI-Messung (Chun, Choi, & Kim, 2015).

## 2.5. Rekonstruktion

Zur Rekonstruktion wurden die Rohdaten der akquirierten Bilder mittels einer proprietären Software (ReconCT ver.14.2.40998, Siemens Healthineers, Forchheim, Deutschland) konstruiert. Dabei wurde die aktuell benötigte Dosis entsprechend dem Standardprotokoll für Single-Energy Computertomografien als Referenzwert für die Stufe mit 100% Strahlendosis definiert. Hiernach erfolgte die Simulation der unterschiedlichen Röhrenstromstärke in mAS und damit der reduzierten Dosisstufen in 80%, 60%, 40% und 20%. Die Simulation erfolgte durch die Insertion von unterschiedlich ausgeprägten Rauschverhalten in die ursprünglich gemessenen Daten. Durch die Simulation konnte so eine wiederholte CT-Aufnahme der Patienten und damit verbunden eine große Menge, nicht indizierte Strahlenbelastung verhindert werden. Es folgte die Rekonstruktion des gesamten Datensatzes mit FBP sowie mit dem iterativen Rekonstruktionsalgorithmus ADMIRE in fünf Stärken, ADMIRE 1 bis 5, wobei ADMIRE 5 die stärkste Stufe des Rekonstruktionsalgorithmus darstellt. Es liegen somit Ganzkörper-Computertomografien in fünf simulierten Dosisstufen, mit jeweils sechs Rekonstruktionsstufen (1x FBP und 5x ADMIRE) pro Patienten vor.

Hieraus ergibt sich ein Datensatz von 30 Ganzkörper-Computertomografien pro Patienten. Die Gesamtmenge der untersuchten Ganzkörper-Computertomografien betrug initial 900. Nach Ausschluss von 12 Patienten ergibt sich eine finale Datenmenge von 540 computertomografischen Bildern.

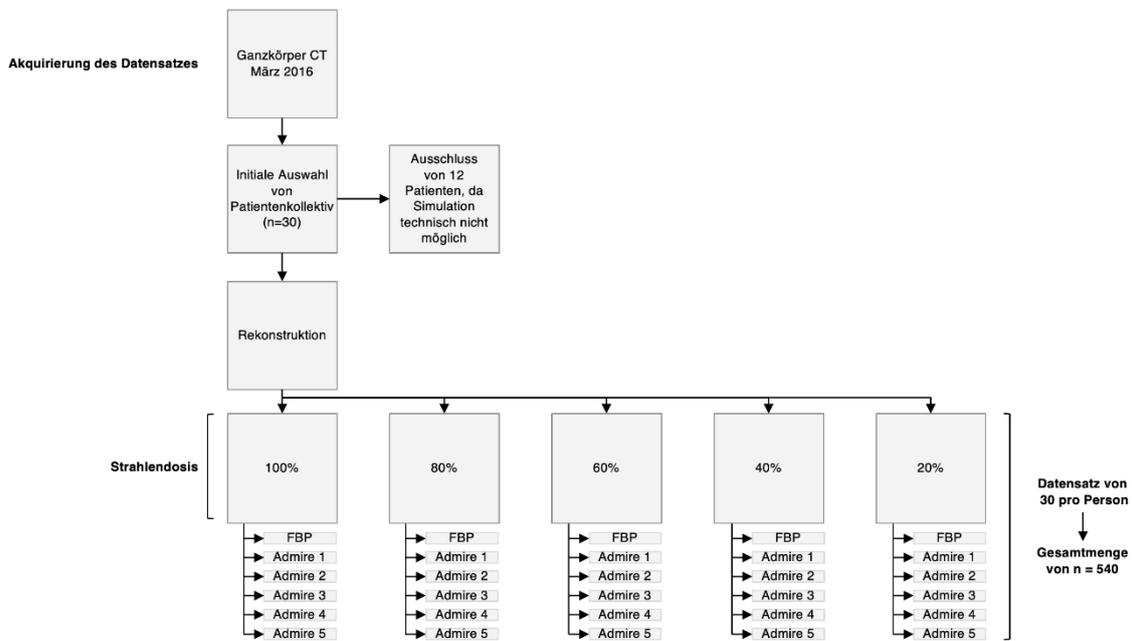


Abbildung 2: Schaubild zur Akquirierung des Datensatzes

## 2.6. Analyse der Bildqualität

Die Analyse der Bildqualität der Daten wird in eine objektive und subjektive Bewertung unterschieden.

### 2.6.1. Objektive Bewertung der Bildqualität

Das Bildrauschen, auch Noise, ist die entscheidende Variable, die die objektive Bildqualität bestimmt. Die quantitative Bewertung erfolgte daher durch den Vergleich des Bildrauschens zwischen den simulierten, rekonstruierten Dosisstufen. Das Bildrauschen wurde hierbei, anders als in bisherigen Arbeiten nicht durch manuelle Region of Interest (ROIs) Messungen ermittelt, sondern automatisiert durch den bereits zuvor beschriebenen Algorithmus nach Chun et. al. bestimmt.

### 2.6.2. Subjektive Bewertung der Bildqualität

Für die Bewertung standen drei unabhängige Radiologen mit unterschiedlicher klinischer Erfahrung (zwischen drei und acht Jahren) zur Verfügung. Um eine unvoreingenommene Bewertung zu gewährleisten, erfolgte die Randomisierung der Datensätze durch einen vierten Radiologen mittels Zufallsgenerierung, sodass die zu bewertenden Daten ohne Kenntnis über Dosis- oder Rekonstruktionsstufe und Grunderkrankung betrachtet wurden. Die Beurteilung erfolgt anhand der subjektiven Bildqualität sowie der diagnostischen Sicherheit. Es unterteilt sich die Bewertung in die Bereiche des Hals/Thorax und Abdomens, anschließend wurde die gesamte Untersuchung betrachtet und bewertet. Für jeden Abschnitt wurden Parameter zur Bewertung festgelegt. Die Auswahl der Parameter richtete sich orientierend an der „European guidelines for image quality“. Die repräsentativen Parameter wurden mit einer 5 Punkte Likert-Skala bewertet.

### 2.7. Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit IBM SPSS Statistics Version 25.0.0.1 für Windows (Armonk, NY, USA).

Die Normalverteilung der Daten wurde mit Hilfe des Shapiro Wilk-Test getestet. Der Vorteil dieses Testes liegt in der hohen Teststärke auch bei kleiner Stichprobenzahl.

Normal-verteilte Daten wurden mit einem Mittelwert sowie Standardabweichung, nicht normal-verteilte Daten wurden mit einem Median (Interquartile range, „IQR“) angegeben. Wurde eine Normalverteilung der Daten ermittelt, erfolgte die weitere Auswertung des Gesamtkollektivs mittels einer einfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwertwiederholung (repeated measures analysis of variance „ANOVA“). Bei entscheidenden Auffälligkeiten ist die Effektstärke mittels partiellen Eta-Quadrat nach Cohen berechnet worden.

Lagen nicht normal-verteilte Daten vor, erfolgte die weitere Auswertung mit dem Friedman-Test, einem nicht parametrischen Test. Hierbei werden nicht die tatsächlichen Werte betrachtet, sondern deren zugeordnete Ränge mit Messwertwiederholung analysiert. Bei signifikanten Ergebnissen wurde die

Effektstärke nach Cohen berechnet. Es erfolgte dann die Anpassung der berechneten Signifikanzen nach der Bonferroni-Methode. Auf diese Weise wurde versucht einer Alphafehler-Kumulierung auszuweichen. Die Korrektur erfolgte automatisiert durch SPSS, sodass die sich hieraus ergebenden p-Werte gegen 0,05 geprüft wurden. Gemäß der Korrektur galt  $p < 0,05$  als signifikant.

Zur Bestimmung der Interrater-Reliabilität als Parameter für die Übereinstimmung der beurteilenden Radiologen wurde der Intraklassenkorrelationskoeffizient (ICC) berechnet. ICC-Werte von 0-0,2 wurden als mangelhaft, 0,21-0,4 als ausreichend, 0,41-0,6 als befriedigend, 0,61-0,8 als gut und 0,81-1 als sehr gute Übereinstimmung gewertet. ICC-Werte wurden mit 95% Konfidenzintervall (95% CI) angegeben.

### 3 Ergebnisse

#### 3.1. Studienpopulation sowie erhobene Bildparameter

In der folgenden Tabelle sind die Studienpopulation sowie die erhobenen Bildparameter aufgeführt.

Tabelle 2: Überblick über die Studienpopulation und Diagnosen sowie die erhobenen Bildparameter

Parameter	Weiblich	Männlich	Gesamt
<i>Patientenpopulation</i>			
Gesamt (n)	14	4	18
Rekonstruktionen (n)	420	120	540
Durchschnittsalter (Jahre)	60 ± 14	62 ± 25	60 ± 15
Gesamt-BMI (kg/m <sup>2</sup> )	30 ± 7	26 ± 2	30 ± 6
<i>Diagnosen (n)</i>			
Brustkrebs	11		11
Melanom	1	2	3
SCC	1	1	2
Oropharynkarzinom		1	1
Lymphom	1		1
<i>Bildparameter</i>			
mAs	218,43 ± 50,51	183,25 ± 16,01	210,61 ± 47,19
Gesamt- CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	15,03 ± 10,52	7,37 ± 0,65	13,33 ± 9,8
Gesamt-DLP (mGy*cm)	1229,8 ± 905,42	570,85 ± 59,85	1083,37 ± 840,93

CTDI <sub>vol</sub> in mGy entsprechend Strahlendosis			
100%	14,9 ± 9,8	7,9 ± 1,4	13,3 ± 9,1
80%	11,9 ± 7,8	6,3 ± 1,1	10,1 ± 7,2
60%	8,9 ± 5,9	4,7 ± 0,8	8,0 ± 3,4
40%	6,0 ± 3,9	3,2 ± 0,6	5,3 ± 3,6
20%	3,0 ± 2,0	1,6 ± 0,3	2,7 ± 1,8
D <sub>w</sub> - Mittelwert			
100%	29,24	28,48	29,08
80%	29,24	28,49	29,08
60%	29,25	28,5	29,08
40%	29,26	28,51	29,09
20%	29,28	28,56	29,12
SSDE-Mittelwert in mGy			
100%	17,91	9,78	16,1
80%	14,33	7,82	12,88
60%	10,75	5,85	9,66
40%	7,16	3,88	6,44
20%	3,58	1,94	3,22
kV-Häufigkeitsverteilung			
90	1		1
100	7	4	11
110	1		1
130	1		1
140	1		1
150	3		3

Als Parameter für die Strahlendosis wurde SSDE gewählt. Bei 100% Strahlendosis wurde eine SSDE gemittelt von 16,1 mGy gemessen. Berechnend ließ sich danach bei einer 80% Dosis eine SSDE von 12,88 mGy und bei einer 60% Dosis eine SSDE von ca. 9,66 mGy. Bei einer 40% Dosis wurde eine SSDE von 6,44 mGy und bei 20% noch 3,22 mGy berechnet. Die folgende Abbildung stellt SSDE abhängig von der simulierten Strahlendosis im jeweiligen Untersuchungsgebiet aufgetrennt dar.

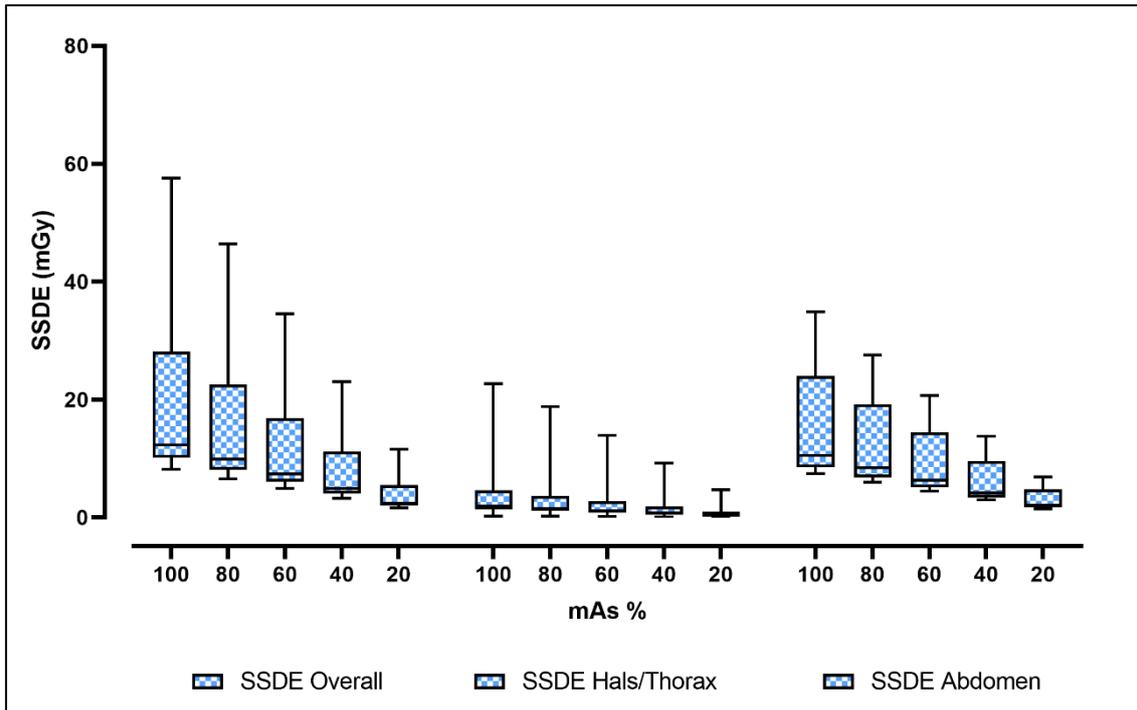


Abbildung 3: SSDE-Verhalten für die in Stufen simuliert-reduzierte Strahlendosis für den jeweiligen untersuchten Körperabschnitt

### 3.2. Analyse der objektiven Bildqualität anhand Noise

In der Tabelle 3 werden die gemessenen Werte des Bildrauschens innerhalb der unterschiedlichen Dosisstufen dargestellt. In der statistischen Analyse zeigten sich dabei signifikante Unterschiede zwischen den Noise-Werten der Rekonstruktionen und Dosisstufen (Friedman-Test:  $\chi^2 (29) = 505,97$ ;  $p < 0,001$ ).

Tabelle 3: Bildrauschen in Abhängigkeit der Strahlendosisreduktion sowie der Rekonstruktion im Vergleich mit dem Referenzstandard

Strahlendosis (%)	SSDE (mGy)	Rekonstruktion	Noise (Bildrauschen) (HU)	p vs. 100% ADMIRE 2	r
100	18,69 ± 13,54	FBP	10,51 ± 1,30	1,000	0,44
		ADMIRE 1	9,22 ± 1,12	1,000	< 0,1
		ADMIRE 2	8,98 ± 2,62		
		ADMIRE 3	7,06 ± 0,85	1,000	0,38
		ADMIRE 4	6,14 ± 1,25	1,000	0,58
		ADMIRE 5	4,62 ± 0,58	0,215	> 0,7
80	14,96 ± 10,88	FBP	11,92 ± 1,53	1,000	> 0,7
		ADMIRE 1	10,46 ± 1,33	1,000	0,42

		ADMIRE 2	9,18 ± 1,31	1,000	< 0,1
		ADMIRE 3	7,95 ± 1,02	1,000	0,18
		ADMIRE 4	6,88 ± 1,38	1,000	0,46
		ADMIRE 5	5,14 ± 0,66	0,728	> 0,7
		FBP	13,74 ± 1,86	0,007	> 0,7
		ADMIRE 1	12,08 ± 1,63	0,491	> 0,7
60	11,21 ± 8,12	ADMIRE 2	10,55 ± 1,61	1,000	0,46
		ADMIRE 3	9,18 ± 1,24	1,000	< 0,1
		ADMIRE 4	7,92 ± 1,65	1,000	0,21
		ADMIRE 5	5,86 ± 0,80	1,000	0,62
		FBP	16,78 ± 2,37	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 1	14,65 ± 2,18	0,002	> 0,7
40	7,47 ± 5,41	ADMIRE 2	12,95 ± 2,09	0,090	> 0,7
		ADMIRE 3	11,27 ± 1,73	1,000	0,60
		ADMIRE 4	9,58 ± 2,02	1,000	0,19
		ADMIRE 5	7,00 ± 1,09	1,000	0,40
		FBP	23,85 ± 3,61	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 1	20,97 ± 3,14	< 0,001	> 0,7
20	3,73 ± 2,71	ADMIRE 2	18,33 ± 3,39	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 3	15,85 ± 2,45	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 4	13,55 ± 2,85	0,033	> 0,7
		ADMIRE 5	9,98 ± 1,53	1,000	0,29

*Anmerkung.* In Anlehnung an *Simulated Radiation Dose Reduction in Whole-Body CT on a 3rd Generation Dual-Source Scanner: An Intraindividual Comparison*; Brendlin, Winkelmann, Do et al., 2021 (Brendlin et al., 2021)

Es ließen sich keine signifikanten Unterschiede des Noise zwischen den verschiedenen Rekonstruktionen bei 100% feststellen. Im Vergleich zu dem Referenzstandard (100% Dosis mit ADMIRE 2) ließ sich auch kein signifikanter Unterschied zu 80% Dosis feststellen ( $p \geq 0,728$ ). Wird Noise bei 60% Dosis mit dem Referenzstandard verglichen, zeigte sich unter FBP ein signifikant höheres Noise ( $p \leq 0,007$ ) mit Nachweis einer starken Effektstärke ( $r > 0,7$ ). Bei einer Dosis von 40% zeigten ADMIRE 1 und FBP signifikant höhere Noise ( $p \leq 0,002$ ;  $r > 0,7$ ). Bei 20% zeigten alle Gruppen bis auf ADMIRE 5 ein signifikant höheres Noise ( $p \leq 0,033$ ;  $r > 0,7$ ) (Brendlin et al., 2021).

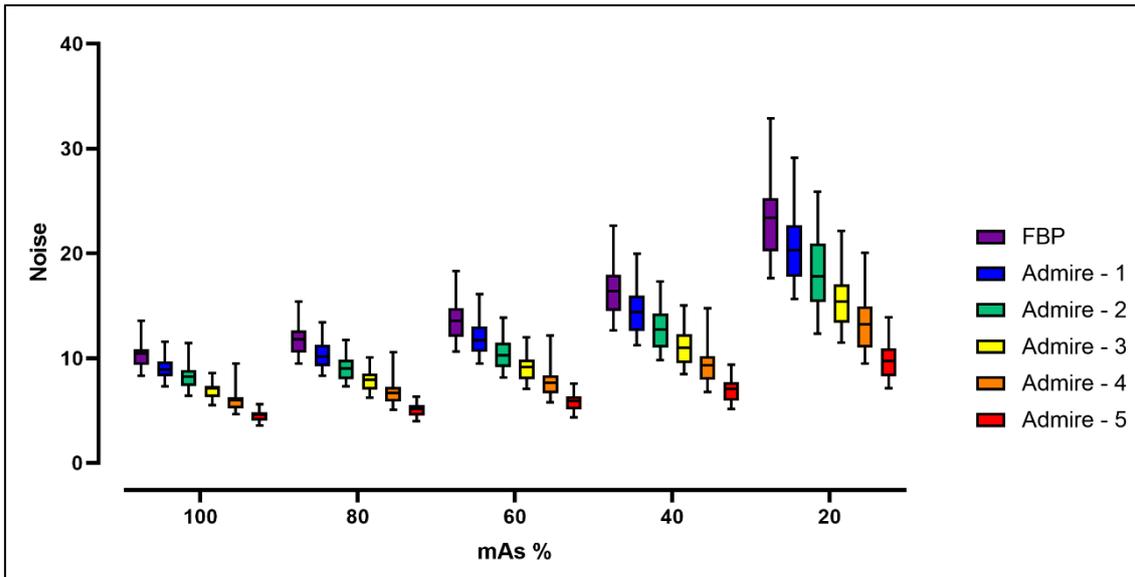


Abbildung 4: Vergleichende Darstellung des Noiseverhaltens in der jeweiligen Strahlendosis sowie Rekonstruktionsstärke - es zeigt sich ein Anstieg des Bildrauschens mit abfallender Strahlendosis

Anmerkung. In Anlehnung an *Simulated Radiation Dose Reduction in Whole-Body CT on a 3rd Generation Dual-Source Scanner: An Intraindividual Comparison*; Brendlin, Winkelmann, Do et al., 2021 (Brendlin et al., 2021)

### 3.3. Analyse der subjektiven Bildqualität

#### 3.3.1. Hals/ Thorax

##### 3.3.1.1. Subjektive Bildqualität

Für die Bildqualität zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den erhobenen subjektiven Bewertungen der Rekonstruktionen und Dosisstufen (Friedman-Test:  $\chi^2(29) = 485,04$ ;  $p < 0,001$ ). Bei einer 100% Strahlendosis wurde die subjektive Bildqualität von allen drei Radiologen ( $p = 1,000$ ) als „exzellent“ eingestuft (5; IQR 4-5). Bei einer Dosis von 80% zeigte sich eine „gute“ Qualität (4, IQR 3-5). Bei einer Dosis von 60% kristallisierten sich die ersten signifikanten Unterschiede ( $p < 0,001$ ;  $r > 0,7$ ) mit einer „durchschnittlichen Bildqualität“ (3; IQR 3-4) unter FBP, in den anderen untersuchten Modi fand sich kein signifikanter Unterschied ( $p \geq 0,542$ ). Bei der Reduktion auf 40% der ursprünglichen Dosis fand sich kein signifikanter Unterschied ( $p = 1,000$ ;  $r = 0,54$ ) innerhalb von ADMIRE 3 mit einer „guten“ Bildqualität (4, IQR 4-5). Die anderen Gruppen zeigten eine signifikant schlechtere Bildqualität ( $p < 0,001$ ;  $r > 0,7$ ) mit einer

„durchschnittlichen“ Bildqualität (3, IQR 3-5) in ADMIRE 1, 2, 4 und 5 und „unter durchschnittliche“ Bildqualität (2, IQR 1-2) unter FBP. Ab einer Dosis von 20% war die Bildqualität in allen zu beurteilenden Gruppen signifikant niedriger ( $p \leq 0,001$ ;  $r > 0,7$ ). Mit FBP und ADMIRE 1, 2 und 3 konnte nur eine „unter durchschnittliche“ Bildqualität (2, IQR 1-3) festgestellt werden. Mit ADMIRE 4 und 5 fand sich eine „durchschnittliche“ Bildqualität (3, IQR 2-3). Im Folgenden sind weitere Details in der Tabelle festgehalten.

Tabelle 4: Übersicht über die Bewertungen der subjektiven Bildqualität entsprechend der Strahlendosis und Rekonstruktionsstufen im Hals/Thoraxbereich mit Nachweis einer hohen Intraklassenkorrelation

Strahlendosis (%)	SSDE (mGy)	Rekonstruktion	Bewertung		ICC	ICC: 95% CI		p vs. 100% ADMIRE 2	r
			Median	IQR		Untere Grenze	Obere Grenze		
100	4,34 ± 5,7	FBP	5	4 - 5	0,942	0,874	- 0,976	1,000	< 0,1
		ADMIRE 1	5	4 - 5	0,896	0,775	- 0,958	1,000	< 0,1
		ADMIRE 2	5	4 - 5	1,000			1,000	< 0,1
		ADMIRE 3	5	4 - 5	1,000			1,000	< 0,1
		ADMIRE 4	5	4 - 5	0,896	0,775	- 0,958	1,000	< 0,1
		ADMIRE 5	5	4 - 5	0,750	0,457	- 0,899	1,000	< 0,1
80	3,51 ± 4,68	FBP	4	3 - 5	0,983	0,962	- 0,993	0,971	> 0,7
		ADMIRE 1	4	3 - 5	0,980	0,957	- 0,992	1,000	0,68
		ADMIRE 2	4	4 - 5	0,968	0,930	- 0,987	1,000	0,48
		ADMIRE 3	4	4 - 5	0,970	0,935	- 0,988	1,000	0,46
		ADMIRE 4	4	3 - 5	0,950	0,891	- 0,980	1,000	0,60
		ADMIRE 5	4	3 - 5	0,956	0,904	- 0,982	1,000	0,68
60	2,62 ± 3,47	FBP	3	3 - 4	0,949	0,889	- 0,979	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 1	4	3 - 4	0,961	0,916	- 0,984	0,542	> 0,7
		ADMIRE 2	4	4 - 5	0,949	0,889	- 0,979	1,000	0,56
		ADMIRE 3	4	4 - 5	0,958	0,909	- 0,983	1,000	0,54
		ADMIRE 4	4	3 - 4	0,885	0,748	- 0,953	1,000	0,68
		ADMIRE 5	4	3 - 4	0,907	0,798	- 0,962	0,542	> 0,7
40	1,74 ± 2,32	FBP	2	1 - 2	0,971	0,938	- 0,988	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 1	3	2 - 3	0,961	0,916	- 0,984	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 2	3	3 - 4	0,949	0,889	- 0,979	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 3	4	4 - 5	0,958	0,909	- 0,983	1,000	0,54
		ADMIRE 4	3	2 - 3	0,885	0,748	- 0,953	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 5	3	2 - 3	0,907	0,798	- 0,962	< 0,001	> 0,7
20	0,88 ± 1,18	FBP	2	1 - 2	0,974	0,943	- 0,989	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 1	2	1 - 2	0,971	0,938	- 0,988	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 2	2	1 - 2	0,949	0,889	- 0,979	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 3	2	1 - 3	0,968	0,930	- 0,987	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 4	3	2 - 3	0,933	0,853	- 0,973	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 5	3	2 - 3	0,936	0,861	- 0,974	< 0,001	> 0,7

Die Interrater-Reliabilität für die Bildqualität im Hals/Thorax-Bereich zeigte sich für die 100% Strahlendosis in ADMIRE 5 gut (ICC = 0,750; 95% CI 0,457-0,899) und sehr gut für alle anderen Gruppen (ICC  $\geq$  0,885; 95% CI 0,748-0,954). In der folgenden Tabelle 5 werden die Häufigkeiten der einzelnen Bewertungen der drei Bewerter (Rater) aufgeführt. Die Bewertung erfolgte nach der 5-Punkte Likert-Skala.

Tabelle 5: Häufigkeitsverteilung der Bewertungen der einzelnen Rater in Bezug auf die subjektive Bildqualität abhängig von der Rekonstruktionsstufe und Strahlendosis im Hals/Thorax-Bereich

Strahlen- dosis %	Rekonstruk- tion	<u>Rater A</u>					<u>Rater B</u>					<u>Rater C</u>				
		1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
100	FBP				1	17				1	17				1	17
	ADMIRE 1				1	17			1	17				1	17	
	ADMIRE 2				1	17				18					18	
	ADMIRE 3					18			1	17				1	17	
	ADMIRE 4					18				2	16			1	17	
	ADMIRE 5				18				1	17					18	
80	FBP				1	17			1	17				1	17	
	ADMIRE 1				1	17			1	17					18	
	ADMIRE 2				1	17			1	17				1	17	
	ADMIRE 3					18				18					18	
	ADMIRE 4				1	17				18					18	
	ADMIRE 5				18				1	17				1	16	1
60	FBP				18				17	1				18		
	ADMIRE 1				1	17			18				1	17		
	ADMIRE 2				17	1			18					18		
	ADMIRE 3				1	1	16		1	17					18	
	ADMIRE 4					18				18					18	
	ADMIRE 5				18				17	1				17	1	
40	FBP		1	17					17	1			1	17		
	ADMIRE 1			18				1	16	1			17	1		
	ADMIRE 2			17	1				18				18			
	ADMIRE 3			2	15	1				18				17	1	
	ADMIRE 4				18					18				18		
	ADMIRE 5				18				17	1				18		
20	FBP	1	17						18			1	17			

ADMIRE 1	2	15	1	2	15	1	1	16	1	
ADMIRE 2	2	15	1	1	16	1	1	15	2	
ADMIRE 3		1	16	1	1	16	1	1	16	1
ADMIRE 4		1	16	1	1	16	1	2	15	1
ADMIRE 5		18			18			18		

---

### 3.3.1.2. Diagnostische Sicherheit

Bezüglich der diagnostischen Sicherheit fanden sich signifikante Unterschiede zwischen den unterschiedlichen Bewertungen der Radiologen (Friedman-Test:  $\chi^2(29) = 474,67$ ;  $p < 0,001$ ). Die diagnostische Sicherheit wurde im Hals/Thoraxbereich bei 100% Strahlendosis als „exzellent“ bewertet (5; IQR 4-5). Bei einer Dosis von 80% fand sich eine „gute“ diagnostische Sicherheit. Bei einer reduzierten Dosis auf 60% zeigte sich bereits bei FBP eine „durchschnittliche“ diagnostische Sicherheit, damit signifikant niedriger ( $p = 0,002$ ;  $r > 0,7$ ) als der Referenzstandard (100% Dosis mit ADMIRE 2). Die anderen untersuchten Gruppen zeigten bei 60% wie bereits bei der Bildqualität keinen signifikanten Unterschied ( $p \geq 0,429$ ) mit einer „guten“ diagnostischen Sicherheit. Bei 40% Strahlendosis konnte nur unter ADMIRE 3 eine „gute“ diagnostische Sicherheit attestiert werden (4; IQR 4-5), in den anderen Gruppen fand sich eine signifikant niedrigere Bewertung ( $p \leq 0,002$ ;  $r > 0,7$ ) mit einer „durchschnittlichen“ (3; IQR 2-4) unter ADMIRE 1, 2, 4 und 5 und einer „unter durchschnittlichen“ Bewertung unter FBP. Bei einer weiteren Reduktion der Strahlendosis auf 20% fand sich die diagnostische Sicherheit signifikant niedriger ( $p < 0,001$ ;  $r > 0,7$ ) in allen betrachteten Gruppen, mit „durchschnittlicher“ Bewertung (3; IQR 2-3) nur in ADMIRE 4 und 5 und mit „unter durchschnittlicher“ Bewertung (2; IQR 1-2) für die restlichen Gruppen. In der folgenden Tabelle werden weitere Details aufgeführt.

Tabelle 6: Übersicht über die Bewertungen der diagnostischen Sicherheit entsprechend der Strahlendosis und Rekonstruktionsstufen im Hals/Thoraxbereich mit Nachweis einer hohen Intraklassenkorrelation

Strahlendosis (%)	SSDE (mSv)	Rekonstruktion	Bewertung		ICC $\bar{\sigma}$	ICC: 95% CI		p vs. 100% ADMIRE 2	r
			Median	IQR		Untere Grenze	Obere Grenze		
100	4,34 ± 5,7	FBP	5	4 - 5	0,958	0,909	0,983	1,000	< 0,1
		ADMIRE 1	5	4 - 5	0,942	0,874	0,976	1,000	< 0,1
		ADMIRE 2	5	4 - 5	1,000	-	-	-	-
		ADMIRE 3	5	4 - 5	1,000	-	-	1,000	< 0,1
		ADMIRE 4	5	4 - 5	0,942	0,874	0,976	1,000	< 0,1
		ADMIRE 5	5	4 - 5	0,919	0,823	0,967	1,000	< 0,1
80	3,51 ± 4,68	FBP	4	3 - 5	0,985	0,969	0,994	0,777	> 0,7
		ADMIRE 1	4	3 - 5	0,984	0,966	0,994	1,000	0,70
		ADMIRE 2	4	4 - 5	0,974	0,943	0,989	1,000	0,37
		ADMIRE 3	4	4 - 5	0,973	0,941	0,989	1,000	0,40
		ADMIRE 4	4	3 - 5	0,959	0,910	0,983	1,000	0,59
		ADMIRE 5	4	3 - 5	0,962	0,918	0,985	1,000	0,67
60	2,62 ± 3,47	FBP	3	3 - 4	0,968	0,930	0,987	0,002	> 0,7
		ADMIRE 1	4	3 - 4	0,971	0,938	0,988	0,429	> 0,7
		ADMIRE 2	4	4 - 5	0,968	0,930	0,987	1,000	0,45
		ADMIRE 3	4	4 - 5	0,966	0,926	0,986	1,000	0,48
		ADMIRE 4	4	3 - 4	0,915	0,814	0,966	1,000	0,67
		ADMIRE 5	4	3 - 4	0,926	0,839	0,970	0,639	> 0,7
40	1,74 ± 2,32	FBP	2	1 - 2	0,975	0,945	0,990	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 1	3	2 - 3	0,971	0,938	0,988	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 2	3	3 - 4	0,968	0,930	0,987	0,002	> 0,7
		ADMIRE 3	4	4 - 5	0,966	0,926	0,986	1,000	0,48
		ADMIRE 4	3	2 - 3	0,915	0,814	0,966	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 5	3	2 - 3	0,926	0,839	0,970	< 0,001	> 0,7
20	0,88 ± 1,18	FBP	2	1 - 2	0,975	0,947	0,990	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 1	2	1 - 2	0,975	0,945	0,990	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 2	2	1 - 2	0,974	0,943	0,989	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 3	2	1 - 2	0,974	0,943	0,989	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 4	3	2 - 3	0,945	0,879	0,978	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 5	3	2 - 3	0,946	0,882	0,978	< 0,001	> 0,7

Die Interrater-Reliabilität zeigte eine sehr gute Übereinstimmung (ICC  $\geq$  0,915; 95% CI 0,814-0,966). Die nachfolgende Tabelle zeigt die Häufigkeitsverteilung der einzelnen Bewertungen der drei Rater in Bezug auf die diagnostische Sicherheit.

Tabelle 7: Häufigkeitsverteilung der Bewertungen der einzelnen Rater in Bezug auf die diagnostische Sicherheit abhängig von der Rekonstruktionsstufe und Strahlendosis im Hals/Thorax-Bereich

Strahlen- dosis %	Rekonstruk- tion	Rater A					Rater B					Rater C				
		1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
100	FBP				1	17				2	16				1	17
	ADMIRE 1					18			1	17				1	17	
	ADMIRE 2					18				18					18	
	ADMIRE 3				1	17					18				1	17
	ADMIRE 4					18				1	17			1		17
	ADMIRE 5			1	17					18					18	
80	FBP				2	16			2	16					18	
	ADMIRE 1				1	17			1	17					18	
	ADMIRE 2				1	17			1	17				1	17	
	ADMIRE 3				1	17				18					18	
	ADMIRE 4			1		17				1	17				1	17
	ADMIRE 5			1	17				1	17				2	15	1
60	FBP				18				17	1				18		
	ADMIRE 1				18				1	17				17	1	
	ADMIRE 2				17	1			18					18		
	ADMIRE 3			1		17			2	16					18	
	ADMIRE 4					18				18					18	
	ADMIRE 5				18				17	1				17	1	
40	FBP	1	16	1					18				1	17		
	ADMIRE 1			17	1			1	17					18		
	ADMIRE 2			17	1				18					18		
	ADMIRE 3			2	16				17	1				1	17	
	ADMIRE 4				18				18						18	
	ADMIRE 5			17	1				18					18		
20	FBP		18					1	17				18			
	ADMIRE 1	3	14	1				3	14	1			2	15	1	
	ADMIRE 2	2	15	1				1	17				1	15	2	
	ADMIRE 3		2	15	1				17	1				17	1	
	ADMIRE 4		2	15	1				1	16	1			2	15	1
	ADMIRE 5		18						18					18		

### 3.3.2. Abdomen

#### 3.3.2.1. Subjektive Bildqualität

Auch für den Bereich des Abdomens zeigten sich signifikante Unterschiede in den Bewertungen der subjektiven Bildqualität (Friedman-Test:  $\chi^2(29) = 485,04$ ;  $p < 0,001$ ). Bei einer 100% Dosis wurde die Bildqualität als „exzellent“ eingestuft (5; IQR 4-5). Bei einer 80% Dosis wurde die Bildqualität als „gut“ eingestuft (4; IQR 3-5). Bei der weiteren Reduktion auf 60% der Strahlendosis fand sich allein unter FBP eine signifikant niedrigere Bewertung ( $p \leq 0,001$ ;  $r > 0,7$ ) mit einer „durchschnittlichen“ Bildqualität (3; IQR 2-4), während die restlichen Gruppen eine „gute“ Qualität (4; IQR 3-5) zeigten. Bei einer Strahlendosis von 40% wurden nur die mit ADMIRE 3 rekonstruierten Bilder mit „gut“ bewertet (4; IQR 3-5), die restlichen Gruppen zeigten eine signifikant niedrigere Bewertung ( $p \leq 0,001$ ;  $r > 0,7$ ), wobei die Bilder unter FBP als „unterdurchschnittlich“ bewertet wurden (2; IQR 1-2). Bei den anderen Gruppen fand sich eine „durchschnittliche“ Bildqualität (3; IQR 2-4). Bei 20% Strahlendosis zeigten sich in allen Gruppen eine signifikant niedrigere Bewertung ( $p < 0,001$ ;  $r > 0,7$ ) im Vergleich zum Referenzstandard mit einer „unterdurchschnittlichen“ (2; IQR 1-3) Bildqualität. Lediglich unter ADMIRE 4 und ADMIRE 5 konnte eine durchschnittliche (3; IQR 2-3) Bildqualität beobachtet werden.

Tabelle 8: Übersicht über die Bewertungen der subjektiven Bildqualität entsprechend der Strahlendosis und Rekonstruktionsstufen im Abdomenbereich mit Nachweis einer hohen Intraklassenkorrelation

Strahlendosis (%)	SSDE (mSv)	Rekonstruktion	Bewertung		ICC $\emptyset$	ICC: 95% CI		p vs. 100% ADMIRE 2	r
			Median	IQR		Untere Grenze	Obere Grenze		
100	14,34 ± 8,25	FBP	5	4 - 5	0,958	0,909	- 0,983	1,000	< 0,1
		ADMIRE 1	5	4 - 5	0,942	0,874	- 0,976	1,000	< 0,1
		ADMIRE 2	5	4 - 5	1,000	-	-	-	-
		ADMIRE 3	5	4 - 5	1,000	-	-	1,000	< 0,1
		ADMIRE 4	5	4 - 5	0,942	0,874	- 0,976	1,000	< 0,1
		ADMIRE 5	5	4 - 5	0,919	0,823	- 0,967	1,000	< 0,1
80	11,45 ± 6,55	FBP	4	3 - 5	0,984	0,966	- 0,994	0,971	> 0,7
		ADMIRE 1	4	3 - 5	0,983	0,962	- 0,993	1,000	0,68
		ADMIRE 2	4	3 - 5	0,978	0,952	- 0,991	1,000	0,48
		ADMIRE 3	4	3 - 5	0,979	0,955	- 0,992	1,000	0,46
		ADMIRE 4	4	3 - 5	0,959	0,910	- 0,983	1,000	0,60
		ADMIRE 5	4	3 - 5	0,962	0,918	- 0,985	1,000	0,68

60	8,59 ± 4,91	FBP	3	2 - 4	0,968	0,931 - 0,987	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 1	4	3 - 4	0,968	0,930 - 0,987	0,542	> 0,7
		ADMIRE 2	4	3 - 5	0,968	0,931 - 0,987	1,000	0,56
		ADMIRE 3	4	3 - 5	0,972	0,940 - 0,989	1,000	0,54
		ADMIRE 4	4	3 - 4	0,915	0,814 - 0,966	1,000	0,68
		ADMIRE 5	4	3 - 4	0,926	0,839 - 0,970	0,542	> 0,7
40	5,73 ± 3,27	FBP	2	1 - 2	0,971	0,938 - 0,988	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 1	3	2 - 3	0,968	0,930 - 0,987	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 2	3	2 - 4	0,968	0,931 - 0,987	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 3	4	3 - 5	0,972	0,940 - 0,989	1,000	0,46
		ADMIRE 4	3	2 - 3	0,915	0,814 - 0,966	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 5	3	2 - 3	0,926	0,839 - 0,970	< 0,001	> 0,7
20	2,85 ± 1,64	FBP	2	1 - 2	0,975	0,945 - 0,990	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 1	2	1 - 2	0,974	0,943 - 0,989	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 2	2	1 - 2	0,971	0,938 - 0,988	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 3	2	1 - 3	0,971	0,938 - 0,988	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 4	3	2 - 3	0,941	0,869 - 0,976	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 5	3	2 - 3	0,943	0,875 - 0,977	< 0,001	> 0,7

Es konnte wiederholt eine sehr hohe Interrater-Reliabilität ( $ICC \geq 0,915$ ; 95% CI 0,814-0,966) beobachtet werden. Im Folgenden ist die Häufigkeitsverteilung der Bewertungen in Bezug auf die subjektive Bildqualität des Abdomens aufgeführt.

Tabelle 9: Häufigkeitsverteilung der Bewertungen der einzelnen Rater in Bezug auf die subjektive Bildqualität abhängig von der Rekonstruktionsstufe und Strahlendosis im Abdomenbereich

Strahlen- dosis %	Rekonstruk- tion	<u>Rater A</u>					<u>Rater B</u>					<u>Rater C</u>				
		1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
100	FBP				1	17			2	16					1	17
	ADMIRE 1					18			1	17				1	17	
	ADMIRE 2					18				18					18	
	ADMIRE 3				1	17				18				1	17	
	ADMIRE 4					18			1	17			1		17	
	ADMIRE 5			1	17				18					18		
80	FBP				2	16			2	16					18	
	ADMIRE 1				1	17			1	17					18	
	ADMIRE 2				1	17			1	17				1	17	
	ADMIRE 3				1	17				18					18	
	ADMIRE 4			1		17			1	17				1	17	
	ADMIRE 5			1	17				1	17			2	15	1	
60	FBP				18				17	1				18		
	ADMIRE 1				18			1	17					17	1	

	ADMIRE 2		17	1		18		18
	ADMIRE 3	1		17		2	16	18
	ADMIRE 4			18		18		18
	ADMIRE 5		18			17	1	17
	FBP	1	16	1		18		1
	ADMIRE 1		17	1	1	17		18
40	ADMIRE 2		17	1		18		18
	ADMIRE 3	2	16			17	1	1
	ADMIRE 4			18		18		18
	ADMIRE 5		17	1		18		18
	FBP		18		1	17		18
	ADMIRE 1	3	14	1	3	14	1	2
20	ADMIRE 2	2	15	1	1	17		1
	ADMIRE 3		1	16	1	2	15	1
	ADMIRE 4		1	16	1	2	15	1
	ADMIRE 5		18			18		18

### 3.3.2.2. Diagnostische Sicherheit

Auch für die diagnostische Sicherheit fanden sich signifikante Unterschiede in den subjektiven Bewertungen (Friedman-Test:  $\chi^2(29) = 474,67$ ;  $p < 0,001$ ). Bei einer Strahlendosis von 100% wurde die diagnostische Sicherheit als „exzellent“ eingestuft (5; IQR 4-5). Bei einer Strahlendosis von 80% zeigte sich eine „gute“ diagnostische Sicherheit. Bei einer Dosis von 60% fand sich zum wiederholten Male eine niedrigere Bewertung unter FBP mit einer „durchschnittlichen“ diagnostischen Sicherheit (3; IQR 2-4) und damit signifikant niedriger als der Referenzstandard ( $p = 0,002$ ;  $r > 0,7$ ). In den übrigen Gruppen fand sich bei einer Strahlendosis von 60% eine „gute“ diagnostische Sicherheit (4; IQR 3-5). Ähnlich wie im Hals/Thoraxbereich fanden sich bei einer Strahlendosis von 40% nur unter ADMIRE 3 eine „gute“ (4; IQR 3-5) diagnostische Sicherheit, die restlichen Gruppen wurden signifikant niedriger eingestuft ( $p \leq 0,002$ ;  $r > 0,7$ ). Für Bilder unter FBP wurde die diagnostische Sicherheit bei 40% als „unterdurchschnittlich“ (2; IQR 1-2) bewertet, für ADMIRE 1, 2, 4 und 5 als „durchschnittlich“ (2; IQR 2-4). Bei einer Dosis von 20% konnten nur unter ADMIRE 4 und 5 die diagnostische Sicherheit als „durchschnittlich“ (3; IQR 2-3) eingestuft werden, die restlichen

Gruppen wurden als „unterdurchschnittlich“ (2; IQR 1-2) bewertet.

Tabelle 10: Übersicht über die Bewertungen der diagnostischen Sicherheit entsprechend der Strahlendosis und Rekonstruktionsstufen im Abdomenbereich mit Nachweis einer hohen Intraklassenkorrelation

Strahlendosis (%)	SSDE (mSv)	Rekonstruktion	Bewertung		ICC $\bar{\sigma}$	ICC: 95% CI		p vs. 100% ADMIRE 2	r
			Median	IQR		Untere Grenze	Obere Grenze		
100	14,34 ± 8,25	FBP	5	4 - 5	0,966	0,926	- 0,986	1,000	< 0,1
		ADMIRE 1	5	4 - 5	0,958	0,909	- 0,983	1,000	< 0,1
		ADMIRE 2	5	4 - 5	1,000	-	-	-	-
		ADMIRE 3	5	4 - 5	1,000	-	-	1,000	< 0,1
		ADMIRE 4	5	4 - 5	0,958	0,909	- 0,983	1,000	< 0,1
		ADMIRE 5	5	4 - 5	0,949	0,889	- 0,979	1,000	< 0,1
80	11,45 ± 6,55	FBP	4	3 - 5	0,986	0,970	- 0,994	0,777	> 0,7
		ADMIRE 1	4	3 - 5	0,985	0,969	- 0,994	1,000	0,70
		ADMIRE 2	4	3 - 5	0,981	0,960	- 0,992	1,000	0,37
		ADMIRE 3	4	3 - 5	0,981	0,959	- 0,992	1,000	0,40
		ADMIRE 4	4	3 - 5	0,964	0,921	- 0,985	1,000	0,59
		ADMIRE 5	4	3 - 5	0,967	0,927	- 0,986	1,000	0,67
60	8,59 ± 4,91	FBP	3	2 - 4	0,975	0,945	- 0,990	0,002	> 0,7
		ADMIRE 1	4	3 - 4	0,974	0,943	- 0,989	0,429	> 0,7
		ADMIRE 2	4	3 - 5	0,978	0,952	- 0,991	1,000	0,45
		ADMIRE 3	4	3 - 5	0,977	0,886	- 0,979	1,000	0,48
		ADMIRE 4	4	3 - 4	0,930	0,848	- 0,972	1,000	0,67
		ADMIRE 5	4	3 - 4	0,936	0,861	- 0,974	0,639	> 0,7
40	5,73 ± 3,27	FBP	2	1 - 2	0,975	0,945	- 0,990	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 1	3	2 - 3	0,974	0,943	- 0,989	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 2	3	2 - 4	0,978	0,952	- 0,991	0,002	> 0,7
		ADMIRE 3	4	3 - 5	0,977	0,949	- 0,991	1,000	0,37
		ADMIRE 4	3	2 - 3	0,930	0,848	- 0,972	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 5	3	2 - 3	0,936	0,861	- 0,974	< 0,001	> 0,7
20	2,85 ± 1,64	FBP	2	1 - 2	0,975	0,946	- 0,990	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 1	2	1 - 2	0,975	0,947	- 0,990	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 2	2	1 - 2	0,975	0,945	- 0,990	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 3	2	1 - 2	0,975	0,945	- 0,990	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 4	3	2 - 3	0,947	0,884	- 0,979	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 5	3	2 - 3	0,948	0,886	- 0,979	< 0,001	> 0,7

Es konnte wiederholt eine sehr gute übereinstimmende Interrater-Reliabilität (ICC  $\geq$  0,930; 95% CI 0,848-0,972) beobachtet werden. Im Folgenden wird die Häufigkeitsverteilung der Bewertungen der einzelnen Rater in Bezug auf die diagnostische Sicherheit des Abdomens dargestellt.

Tabelle 11: Häufigkeitsverteilung der Bewertungen der einzelnen Rater in Bezug auf die diagnostische Sicherheit abhängig von der Rekonstruktionsstufe und Strahlendosis im Abdomenbereich

Strahlen- dosis %	Rekonstruk- tion	Rater A					Rater B					Rater C				
		1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
100	FBP				1	17				1	17				1	17
	ADMIRE 1				1	17				1	17				1	17
	ADMIRE 2				1	17					18					18
	ADMIRE 3					18				1	17				1	17
	ADMIRE 4					18				2	16			1		17
	ADMIRE 5				18					1	17					18
80	FBP				1	17				1	17				1	17
	ADMIRE 1				1	17				1	17					18
	ADMIRE 2				1	17				1	17				1	17
	ADMIRE 3					18					18					18
	ADMIRE 4				1	17					18					18
	ADMIRE 5				18					1	17				1	16
60	FBP					18				17	1					18
	ADMIRE 1				1	17				18				1	17	
	ADMIRE 2					17	1			18						18
	ADMIRE 3				1	1	16			1	17					18
	ADMIRE 4					18					18					18
	ADMIRE 5				18					17	1				17	1
40	FBP		1	17						17	1			1	17	
	ADMIRE 1			18					1	16	1				17	1
	ADMIRE 2			17	1					18					18	
	ADMIRE 3			2	15	1					18				17	1
	ADMIRE 4				18						18				18	
	ADMIRE 5			18						17	1				18	
20	FBP	1	17							18				1	17	
	ADMIRE 1	3	15						3	15				2	16	
	ADMIRE 2	2	16						1	17				1	16	1
	ADMIRE 3		2	15	1				1	16	1			1	16	1
	ADMIRE 4		2	15	1				2	15	1			2	15	1
	ADMIRE 5		18							18					18	

### 3.3.3. Allgemeiner Gesamteindruck des Bildes

#### 3.3.3.1. Subjektive Bildqualität

Für die Bewertung der subjektiven Bildqualität des Gesamtbildeindrucks fanden sich signifikante Unterschiede (Friedman-Test:  $\chi^2 (29) = 485,04$ ;  $p < 0,001$ ). Für eine Strahlendosis von 100% wurde die Bildqualität als „exzellent“ (5; IQR 4-5) von allen drei Radiologen ( $p = 1,000$ ) eingestuft. Bei einer Strahlendosis von 80% fand sich eine „gute“ Bildqualität (4; IQR 3-5). Bei einer Strahlendosis von 60% ließ sich eine „gute“ Bildqualität (4; IQR 3-5) für ADMIRE 1, 2, 3, 4, und 5 beobachten. Erneut wurde wie in den vorangegangenen Untersuchungen unter FBP eine signifikant niedrigere Bewertung ( $p = 0,003$ ;  $r > 0,7$ ) mit einer „durchschnittlichen“ Bildqualität (3; IQR 3-4) beobachtet. Bei einer Strahlendosis von 40% zeigte sich unter ADMIRE 3 mit einer „guten“ Bildqualität (4; IQR 4-5) ohne signifikanten Unterschied zum Referenzstandard ( $p = 1,000$ ;  $r = 0,46$ ). Bei allen anderen Gruppen fanden sich signifikant niedrigere Bewertungen ( $p < 0,001$ ;  $r > 0,7$ ) mit einer „durchschnittlichen“ Bildqualität (3; IQR 2-4) für ADMIRE 1, 2, 4, und 5, sowie einer „unterdurchschnittlichen“ Bewertung (2; IQR 1-3) für FBP. Mit dem Referenzstandard verglichen, zeigten sich bei einer Strahlendosis von 20% alle Gruppen mit einer signifikant niedrigeren Bildqualität. ADMIRE 4 und 5 wurden als „durchschnittliche“ (3; IQR 2-3) eingestuft, während FBP, ADMIRE 1, 2 und 3 als „unterdurchschnittlich“ (2; IQR 1-3) eingestuft wurden (Brendlin et al., 2021). Im Folgenden sind weitere Details in der Tabelle festgehalten.

Tabelle 12: Übersicht über die Bewertungen der subjektiven Bildqualität entsprechend der Strahlendosis und Rekonstruktionsstufen im Gesamtbildeindruck mit Nachweis einer hohen Intraklassenkorrelation

Strahlendosis (%)	SSDE (mSv)	Rekonstruktion	Bewertung		ICC $\bar{\sigma}$	ICC: 95% CI		p vs. 100% ADMIRE 2	r
			Median	IQR		Untere Grenze	Obere Grenze		
100	18,69 ± 13,54	FBP	5	4 - 5	0,942	0,874	- 0,976	1,000	< 0,1
		ADMIRE 1	5	4 - 5	0,896	0,775	- 0,958	1,000	< 0,1
		ADMIRE 2	5	4 - 5	1,000	-	-	-	-
		ADMIRE 3	5	4 - 5	1,000	-	-	1,000	< 0,1
		ADMIRE 4	5	4 - 5	0,896	0,775	- 0,958	1,000	< 0,1
		ADMIRE 5	5	4 - 5	0,750	0,457	- 0,899	1,000	< 0,1

		FBP	4	3 - 5	0,983	0,962 - 0,993	0,971	> 0,7
		ADMIRE 1	4	3 - 5	0,980	0,957 - 0,992	1,000	0,68
80	14,96 ± 10,88	ADMIRE 2	4	4 - 5	0,968	0,930 - 0,987	1,000	0,48
		ADMIRE 3	4	4 - 5	0,970	0,935 - 0,988	1,000	0,46
		ADMIRE 4	4	3 - 5	0,950	0,891 - 0,980	1,000	0,60
		ADMIRE 5	4	3 - 5	0,956	0,904 - 0,982	1,000	0,68
		FBP	3	3 - 4	0,968	0,930 - 0,987	0,003	> 0,7
		ADMIRE 1	4	3 - 4	0,961	0,916 - 0,984	0,542	> 0,7
60	11,21 ± 8,12	ADMIRE 2	4	4 - 5	0,949	0,889 - 0,979	1,000	0,56
		ADMIRE 3	4	4 - 5	0,958	0,909 - 0,983	1,000	0,54
		ADMIRE 4	4	3 - 4	0,885	0,748 - 0,953	1,000	0,68
		ADMIRE 5	4	3 - 4	0,907	0,798 - 0,962	0,542	> 0,7
		FBP	2	1 - 2	0,968	0,930 - 0,987	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 1	3	2 - 3	0,961	0,916 - 0,984	< 0,001	> 0,7
40	7,47 ± 5,41	ADMIRE 2	3	3 - 4	0,949	0,889 - 0,979	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 3	4	4 - 5	0,958	0,909 - 0,983	1,000	0,46
		ADMIRE 4	3	2 - 3	0,885	0,748 - 0,953	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 5	3	2 - 3	0,907	0,798 - 0,962	< 0,001	> 0,7
		FBP	2	1 - 2	0,974	0,943 - 0,989	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 1	2	1 - 2	0,971	0,938 - 0,988	< 0,001	> 0,7
20	3,73 ± 2,71	ADMIRE 2	2	1 - 2	0,968	0,930 - 0,987	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 3	2	1 - 3	0,968	0,930 - 0,987	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 4	3	2 - 3	0,933	0,853 - 0,973	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 5	3	2 - 3	0,936	0,861 - 0,974	< 0,001	> 0,7

*Anmerkung.* In Anlehnung an *Simulated Radiation Dose Reduction in Whole-Body CT on a 3rd Generation Dual-Source Scanner: An Intraindividual Comparison*; Brendlin, Winkelmann, Do et al., 2021 (Brendlin et al., 2021)

Die Interrater-Reliabilität für die subjektive Bildqualität im allgemeinen Gesamteindruck der Bilder zeigte sich für die 100% Strahlendosis in ADMIRE 5 „gut“ (ICC = 0,750; 95% CI 0,457-0,899) und für alle anderen Gruppen „sehr gut“ (ICC ≥ 0,885; 95% CI 0,748-0,953). In Tabelle 13 wird die Häufigkeitsverteilung der Wertungen der einzelnen Rater aufgeführt.

Tabelle 13: Häufigkeitsverteilung der Bewertungen der einzelnen Rater in Bezug auf die subjektive Bildqualität abhängig von der Rekonstruktionsstufe und Strahlendosis im Gesamtbildeindruck

Strahlendosis %	Rekonstruktion	Rater A					Rater B					Rater C				
		1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
100	FBP				1	17				2	16				1	17
	ADMIRE 1				1	17				2	16				2	16
	ADMIRE 2				1	17					18					18
	ADMIRE 3				1	17				1	17				1	17
	ADMIRE 4					18				2	16			1		17
	ADMIRE 5				18					18					18	
80	FBP				3	15			3	15				1	17	
	ADMIRE 1				1	17			2	16					18	
	ADMIRE 2				1	17			1	17				1	17	
	ADMIRE 3				1	17				18					18	
	ADMIRE 4				2	16				1	17				1	17
	ADMIRE 5				18				1	17					17	1
60	FBP				18				17	1				18		
	ADMIRE 1				18				18					18		
	ADMIRE 2				18				18					18		
	ADMIRE 3			1	1	16			2	16					18	
	ADMIRE 4					18				18					18	
	ADMIRE 5				18				17	1				17	1	
40	FBP		1	16	1				17	1			1	17		
	ADMIRE 1			17	1			1	16	1			17	1		
	ADMIRE 2			17	1				18				18			
	ADMIRE 3			2	16				18					18		
	ADMIRE 4				18				18					18		
	ADMIRE 5			17	1				17	1				18		
20	FBP		18						18				18			
	ADMIRE 1		2	15	1			2	15	1			1	16	1	
	ADMIRE 2		2	15	1			1	17				1	16	1	
	ADMIRE 3			1	16	1			2	15	1			1	16	1
	ADMIRE 4			1	16	1			2	15	1			2	15	1
	ADMIRE 5			18					18					18		

### 3.3.3.2. Diagnostische Sicherheit

Für die Bewertung der diagnostischen Sicherheit für den Gesamtbildeindruck der rekonstruierten Bilder zeigen sich ebenfalls signifikante Unterschiede in der Einstufung durch die Radiologen (Friedman-Test:  $\chi^2(29) = 474,67$ ;  $p < 0,001$ ). Für eine Strahlendosis von 100% wurde die diagnostische Sicherheit als „exzellent“ (5; IQR 4-5) eingestuft. Für eine Strahlendosis von 80% wurde diese als „gut“ (4; IQR 4-5) eingestuft ohne signifikanten Unterschied zum Referenzstandard. Wie in den bereits beschriebenen Abschnitten wurde auch für den Gesamtbildeindruck bei einer Strahlendosis von 60% eine signifikant niedrigere Bewertung der diagnostischen Sicherheit unter FBP mit „durchschnittlich“ (3; IQR 3-4) im Vergleich zum Referenzstandard ( $p = 0,002$ ;  $r > 0,7$ ) vergeben. Bei den anderen Gruppen fand sich kein signifikanter Unterschied ( $p \geq 0,429$ ) mit einer „guten“ diagnostischen Sicherheit. Vergleichbar mit den vorangegangenen Beobachtungen ließ sich auch hier bei einer Strahlendosis von 40% nur unter ADMIRE 3 eine „gute“ (4; IQR 4-5) diagnostische Sicherheit ohne signifikanten Unterschied zum Referenzstandard feststellen. Bei dem Rest der Gruppen ließen sich signifikant niedrigere Einstufungen ( $p \leq 0,002$ ;  $r > 0,7$ ) beobachten, mit „durchschnittlicher“ diagnostischer Sicherheit für ADMIRE 1, 2, 4, und 5 sowie unter FBP eine „unterdurchschnittliche“ diagnostische Sicherheit (2; IQR 1-2). Bei einer Strahlendosis von 20% wurde in allen Gruppen eine signifikant niedrigere Bewertung der diagnostischen Sicherheit verglichen mit dem Referenzstandard vergeben ( $p < 0,001$ ;  $r > 0,7$ ). Hierbei zeigte sich wiederholt nur unter ADMIRE 4 und 5 noch eine „durchschnittliche“ (3; IQR 2-3) diagnostische Sicherheit, während FBP, ADMIRE 1, 2 und 3 als „unterdurchschnittlich“ (2; IQR 1-3) eingestuft wurden (Brendlin et al., 2021).

Tabelle 14: Übersicht über die Bewertungen der diagnostischen Sicherheit entsprechend der Strahlendosis und Rekonstruktionsstufen im Gesamtbildeindruck mit Nachweis einer hohen Intraklassenkorrelation

Strahlendosis (%)	SSDE (mSv)	Rekonstruktion	Bewertung		ICC Ø	ICC: 95% CI		p vs. 100% ADMIRE 2	r
			Median	IQR		Untere Grenze	Obere Grenze		
100	18,69 ± 13,54	FBP	5	4 - 5	0,958	0,909	0,983	1,000	< 0,1
		ADMIRE 1	5	4 - 5	0,942	0,874	0,976	1,000	< 0,1
		ADMIRE 2	5	4 - 5	1,000	-	-	-	-
		ADMIRE 3	5	4 - 5	1,000	-	-	1,000	< 0,1
		ADMIRE 4	5	4 - 5	0,942	0,874	0,976	1,000	< 0,1
		ADMIRE 5	5	4 - 5	0,919	0,823	0,967	1,000	< 0,1
80	14,96 ± 10,88	FBP	4	3 - 5	0,985	0,969	0,994	0,777	> 0,7
		ADMIRE 1	4	3 - 5	0,984	0,966	0,994	1,000	0,70
		ADMIRE 2	4	4 - 5	0,974	0,943	0,989	1,000	0,37
		ADMIRE 3	4	4 - 5	0,973	0,941	0,989	1,000	0,40
		ADMIRE 4	4	3 - 5	0,959	0,910	0,983	1,000	0,59
		ADMIRE 5	4	3 - 5	0,962	0,918	0,985	1,000	0,67
60	11,21 ± 8,12	FBP	3	3 - 4	0,974	0,943	0,989	0,002	> 0,7
		ADMIRE 1	4	3 - 4	0,971	0,823	0,967	0,429	> 0,7
		ADMIRE 2	4	4 - 5	0,968	0,930	0,987	1,000	0,45
		ADMIRE 3	4	4 - 5	0,966	0,926	0,986	1,000	0,48
		ADMIRE 4	4	3 - 4	0,915	0,814	0,966	1,000	0,67
		ADMIRE 5	4	3 - 4	0,926	0,839	0,970	0,639	> 0,7
40	7,47 ± 5,41	FBP	2	1 - 2	0,974	0,943	0,989	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 1	3	2 - 3	0,971	0,938	0,988	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 2	3	3 - 4	0,968	0,930	0,987	0,002	> 0,7
		ADMIRE 3	4	3 - 4	0,966	0,926	0,986	1,000	0,40
		ADMIRE 4	3	2 - 3	0,915	0,814	0,966	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 5	3	2 - 3	0,926	0,839	0,970	< 0,001	> 0,7
20	3,73 ± 2,71	FBP	2	1 - 2	0,975	0,947	0,990	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 1	2	1 - 2	0,975	0,945	0,990	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 2	2	1 - 2	0,974	0,943	0,989	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 3	2	1 - 3	0,974	0,943	0,989	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 4	3	2 - 3	0,945	0,879	0,978	< 0,001	> 0,7
		ADMIRE 5	3	2 - 3	0,946	0,882	0,978	< 0,001	> 0,7

Anmerkung. In Anlehnung an *Simulated Radiation Dose Reduction in Whole-Body CT on a 3rd Generation Dual-Source Scanner: An Intraindividual Comparison*; Brendlin, Winkelmann, Do et al., 2021 (Brendlin et al., 2021)

Die Interrater-Reliabilität für die diagnostische Sicherheit im Gesamtbildeindruck zeigte sich für alle Gruppen „sehr gut“ (ICC ≥ 0,915; 95% CI 0,814-0,966). In Tabelle 15 wird die Häufigkeitsverteilung der Wertungen der einzelnen Rater aufgeführt.

Tabelle 15: Häufigkeitsverteilung der Bewertungen der einzelnen Rater in Bezug auf die diagnostische Sicherheit abhängig von der Rekonstruktionsstufe und Strahlendosis im Gesamtbildeindruck

Strahlen- dosis %	Rekonstruk- tion	Rater A					Rater B					Rater C				
		1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
100	FBP				1	17				2	16				1	17
	ADMIRE 1				1	17			2	16				2	16	
	ADMIRE 2				1	17				18					18	
	ADMIRE 3				1	17			1	17				1	17	
	ADMIRE 4					18			2	16			1		17	
	ADMIRE 5				18				18					18		
80	FBP				3	15			3	15				1	17	
	ADMIRE 1				1	17			2	16					18	
	ADMIRE 2				1	17			1	17				1	17	
	ADMIRE 3				1	17				18					18	
	ADMIRE 4				2	16			1	17				1	17	
	ADMIRE 5				18			1	17					17	1	
60	FBP				18				17	1				18		
	ADMIRE 1				18				18					18		
	ADMIRE 2				18				18					18		
	ADMIRE 3			1	1	16			2	16					18	
	ADMIRE 4					18				18					18	
	ADMIRE 5				18				17	1				17	1	
40	FBP		1	16	1				17	1			1	17		
	ADMIRE 1			17	1			1	16	1				17	1	
	ADMIRE 2			17	1				18					18		
	ADMIRE 3			2	16					18					18	
	ADMIRE 4				18					18					18	
	ADMIRE 5			17	1				17	1				18		
20	FBP		18						18					18		
	ADMIRE 1		3	15				3	15				2	16		
	ADMIRE 2		2	16				1	17				1	16	1	
	ADMIRE 3			2	15	1			1	16	1			1	16	1
	ADMIRE 4			2	15	1			2	15	1			2	15	1
	ADMIRE 5			18					18					18		

Es folgen Bildbeispiele zur Einschätzung und Vergleich der Bildqualität in Abhängigkeit der simulierten Strahlendosisstufe sowie Rekonstruktionsalgorithmus und -stufe. Die Abbildung 5 zeigt die CT-Bilder in der Horizontalen mit absteigender Dosis und in der Senkrechten mit steigender Rekonstruktionsstufe dargestellt. In der ersten Zeile sind die FBP-rekonstruierten-Bilder aufgeführt, in der darauffolgenden Zeilen folgen die ADMIRE-Stufen in aufsteigender Folge. Die Bilder im grünen Bereich wurden durchschnittlich mit „diagnostisch sehr gut“ bewertet, der blaue Bereich ist „diagnostisch sehr gut“ und mit dem klinischen Referenzstandard vergleichbar. Im gelben Bereich ist eine Verschlechterung der Beurteilbarkeit im Vergleich zum Referenzstandard zu erkennen. Bei den rot hinterlegten Bildern ist keine diagnostische Auswertung möglich.

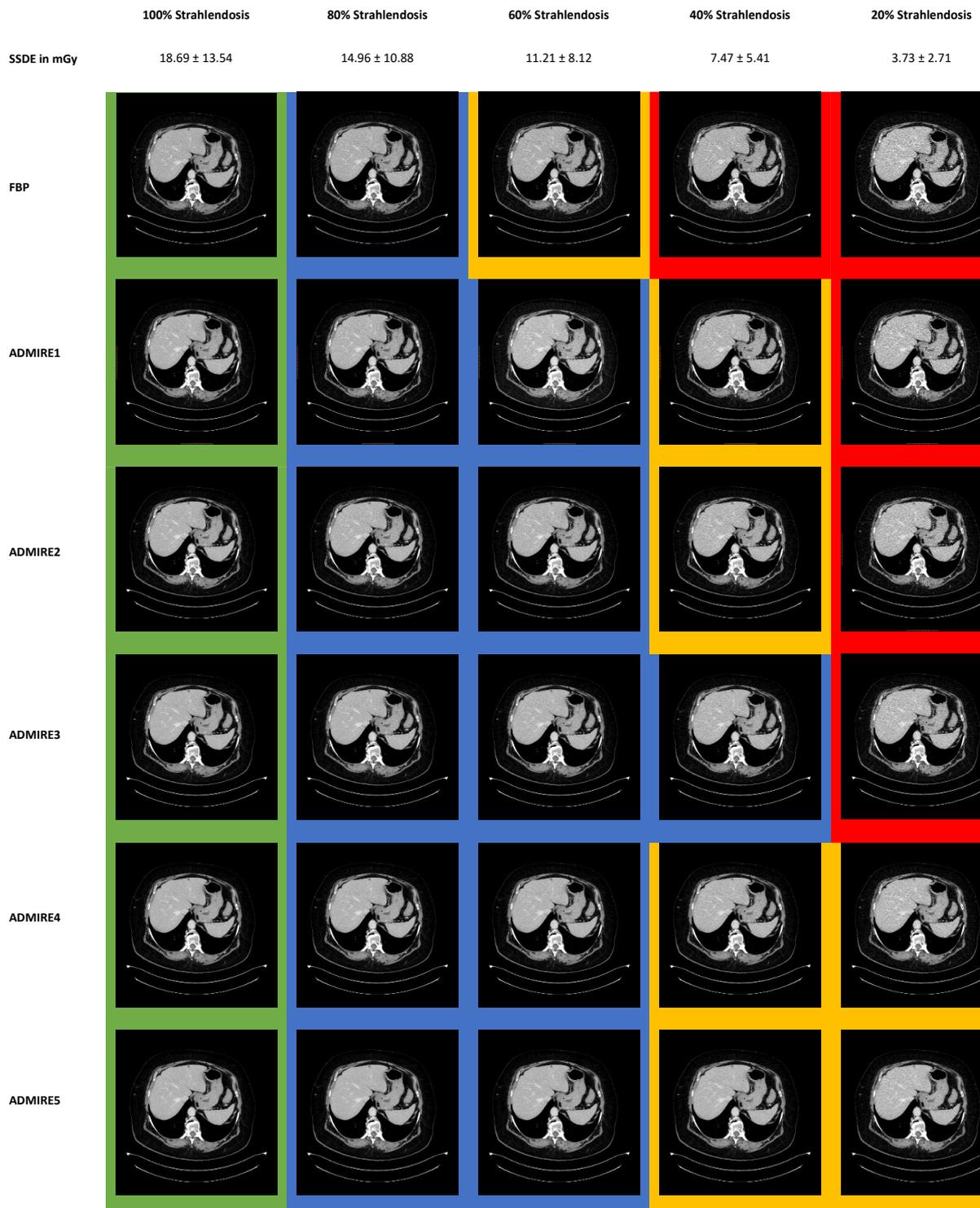


Abbildung 5: Beispielhafte Darstellung des gleichen CT-Scans in absteigender Strahlendosis und aufsteigender Rekonstruktionsstufen

Legende: rot = diagnostisch nicht beurteilbar; gelb = schlechter als Referenzstandard; blau = diagnostisch sehr gut und entspricht Referenzstandard; grün = diagnostisch sehr gut

Anmerkung. In Anlehnung an *Simulated Radiation Dose Reduction in Whole-Body CT on a 3rd Generation Dual-Source Scanner: An Intraindividual Comparison*; Brendlin, Winkelmann, Do et al., 2021 (Brendlin et al., 2021)

## 4 Diskussion

In dieser retrospektiven Studie wurden die Auswirkungen einer Strahlendosisreduktion auf das Bildrauschen (Noise), die subjektive Bildqualität und die diagnostische Sicherheit von Ganzkörper-Computertomografien systematisch untersucht. Hierfür wurden die Rohdaten der Bilder mit unterschiedlichen Rekonstruktionen (FBP, ADMIRE 1-5) bei verschiedenen Dosisstufen (100-20%) simuliert und anschließend mit dem aktuellen, klinischen Referenzstandard, 100% Strahlendosis und mit ADMIRE 2 rekonstruiert, verglichen. Als Parameter für die zu vergleichende Strahlendosis wurde SSDE gewählt.

In einem ersten Schritt wurde das Bildrauschen untersucht. Es wurde die Kombination aus der niedrigsten möglichen Strahlendosis und Rekonstruktionsstufe ermittelt, die mit dem klinischen Referenzstandard vergleichbar ist. Bei einer Strahlendosis von 40 % zeigte sich kein signifikanter Unterschied des Bildrauschens unter ADMIRE 2-5. Bei einer weiteren Reduktion der Strahlendosis auf 20% war das Bildrauschen nur unter ADMIRE 5 mit unserem klinischen Referenzstandard vergleichbar.

Im nächsten Schritt wurde die subjektive Bewertung der Bildqualität sowie der diagnostischen Sicherheit der einzelnen Simulationen unter den verschiedenen Rekonstruktionen mit dem Referenzstandard untersucht. Das Ziel war die Kombination mit derjenigen Rekonstruktionsstufe mit der minimalst möglichen Dosis zu identifizieren, unter welcher die Bildqualität noch mit dem aktuellen Referenzstandard vergleichbar ist. Dabei ließ sich feststellen, dass die CT-Bilder mit einer Strahlendosis von 40% unter ADMIRE 3 vergleichbar gute Untersuchungsbilder wiedergeben. Es konnte hiermit bei gleicher Bildqualität eine Dosisersparung von bis zu 60% beobachtet werden.

Ein immer wieder zu beobachtendes Problem bei der Reduktion der Strahlendosis ist die Zunahme des Bildrauschens. Dies zeigte sich auch in der vorliegenden Studie. Das erhöhte Bildrauschen beeinflusst konsekutiv die diagnostische Beurteilbarkeit und bewirkt das Absinken der subjektiven Bildqualität. Dabei ließ sich beobachten, dass eine Dosisreduktion unter FBP

eine stärkere Erhöhung des Bildrauschens hervorrief als unter ADMIRE. Dies wurde ähnlich bereits durch Padole et al. beschrieben (Padole, Ali Khawaja, Kalra, & Singh, 2015). May et al. konnten dies ebenfalls beobachten (M. S. May et al., 2014). Das Bildrauschen zeigte sich unter FBP bereits ab einer Reduktion auf 60% der Strahlendosis signifikant höher als beim Referenzstandard. Da durch ein erhöhtes Bildrauschen das Absinken der Bildqualität und damit die Beeinträchtigung der diagnostischen Beurteilbarkeit hervorgerufen wird, war die Erhöhung der Strahlendosis lange Zeit die Antwort für eine bessere Auflösung und damit verbesserten Bildqualität (Kalra et al., 2004). Doch im Sinne des ALARA-Prinzips müssen neue Ansätze gefunden werden, um die Strahlendosis zu reduzieren, ohne die Bildqualität negativ zu beeinflussen. Schindera et al. hatten in einer Phantomstudie die subjektive Bildqualität und das Bildrauschen unter der Reduktion der Röhrenspannung von 120 kV mit FBP auf 100 kV unter Hinzunahme iterativer Rekonstruktion untersucht. Es zeigte sich unter der reduzierten Röhrenspannung mit der iterativen Rekonstruktion trotz einer reduzierten Strahlendosis eine erhöhte Bildqualität sowie eine erhaltene diagnostische Sicherheit (Schindera et al., 2011). Im weiteren Verlauf haben mehrere Studien nachweisen können, dass der Einsatz iterativer Rekonstruktion mit der Möglichkeit einer Strahlendosisreduktion unter Beibehaltung der Bildqualität einhergeht, so auch beispielsweise Gordic et al. Auch hier konnte beobachtet werden, dass bei reduzierter Strahlendosis die Zunahme des Bildrauschens durch Hinzunahme der iterativen Rekonstruktionsmethode begrenzt werden konnte. Dabei zeigte sich das Bildrauschen signifikant geringer für jede ansteigende ADMIRE-Stufe im Vergleich zu FBP (Gordic et al., 2014), wie bereits auch von Padole et al. beschrieben. Vergleichbar mit den vorausgegangenen Arbeiten ließ sich auch in der vorliegenden Studie ein Anstieg des Bildrauschens bei zunehmender Reduktion der Strahlendosis beobachten. Bei einer Strahlendosis von 40 % ließen sich unter ADMIRE 1 und 2 HU-Werte von über 12 HU beobachten. Bei einer weiteren Reduktion auf 20% ließen sich nur unter ADMIRE 5 die HU-Werte mit dem Referenzstandard vergleichen. Dabei fiel die Zunahme des Bildrauschens mit ADMIRE, auch in der vorliegenden Arbeit ähnlich wie in den vorausgegangenen Arbeiten gezeigt, insgesamt geringer aus

als unter FBP. Diese Beobachtung wurde ebenfalls in der Arbeit von May et al. beschrieben. Sie verglichen CT-Scans mit einer Strahlendosis von 50% und iterativer Rekonstruktion mit CT-Scans unter FBP mit einer Strahlendosis von 100% und 50%. Als Referenz dienten in diesem Fall CT-Scans mit 100% Strahlendosis unter FBP. Das Bildrauschen war bei 50% Strahlendosis mit iterativer Rekonstruktion signifikant geringer als deren Referenzstandard. Es wird das Potenzial einer Strahlendosiseinsparung von 50% unter Beibehaltung der objektiven und subjektiven Bildqualität beschrieben (M. S. May et al., 2014). In der vorliegenden Arbeit wurde die Strahlendosis systematisch stufenweise bis auf 20% reduziert. Dabei ließ sich beobachten, dass bei einer Reduktion der Strahlendosis auf 20% mit SSDE von 3,2 mSv unter ADMIRE 5 weiterhin ein vergleichbares Noiselevel wie beim Referenzstandard beobachtet werden konnte und damit, wenn allein die objektive Bildqualität betrachtet wird, das Potenzial einer Dosiseinsparung von 80% mit ADMIRE 5 zu beschreiben wäre. Hierunter ließen sich jedoch zunehmend Bildartefakte beobachten, sodass diese drastische Reduktion der Dosis auch trotz hoher Rekonstruktionsstufe aufgrund der daraus resultierenden, reduzierten diagnostischen Beurteilbarkeit nicht zielführend war. Daher wurde die zusätzliche Betrachtung der subjektiven Bildqualität und der damit verbundenen diagnostischen Sicherheit notwendig, um eine sinnvolle Empfehlung für den alltäglichen Einsatz in der diagnostischen Routine zu finden.

In mehreren vorausgegangenen Arbeiten konnte beobachtet werden, dass eine signifikante Reduktion der Strahlendosis unter Beibehaltung einer adäquaten objektiven und vor allem subjektiven Bildqualität möglich ist, wenn die Aufnahme in geringer Strahlendosis mit iterativer Rekonstruktion kombiniert wird. Dies ließ sich auch in der vorliegenden Arbeit bestätigen. Zudem fiel auf, dass sich bei der systemischen Dosisreduktion eine verbesserte subjektive Bildqualität unter ADMIRE als unter FBP beobachten ließ. Auch die Arbeit von Alshamari et al. konnte eine signifikante Verbesserung der Bildqualität unter der iterativen Rekonstruktion im Vergleich zur FBP feststellen, insbesondere mit der Stufe zwei, drei und vier. Sie untersuchten Lowdose-CT-Untersuchungen mit einer Röhrenspannung von 120 kV und Röntgenröhrenstrom von 30 mAs mit

automatischer Dosismodulation. Anders als in der vorliegenden Arbeit sind keine weiteren Dosisstufen simuliert worden. Die erhobenen Bilder wurden unter Verwendung von FBP und einer iterativen Rekonstruktion in vier Stufen rekonstruiert. Es zeigte sich eine verbesserte Bildqualität unter allen vier Stufen der iterativen Rekonstruktion im Vergleich zu FBP. Dabei zeigte sich das Bildrauschen linear zum Anstieg der Stufe der iterativen Rekonstruktion regressiv (Alshamari et al., 2017).

In der vorliegenden Arbeit war eine Strahlendosisreduktion von bis zu 60% mit ADMIRE 3 unter Beibehaltung der gleichen objektiven und subjektiven Bildqualität möglich. Damit zeigte sich ein etwas höheres Potenzial als bei May et al., hier wurde eine Dosisreduktion von bis zu 50% beschrieben (M. S. May et al., 2014). Ähnlich zur vorliegenden Untersuchung zeigte auch die Arbeit von Yuki et al. eine Verbesserung der subjektiven Bildqualität durch die iterative Rekonstruktion bei Lowdose-CT-Scans (Yuki et al., 2016). Ippolito et al. untersuchten den Zusammenhang bei automatischer Röhrenspannungsmodulation. Hier konnte unter Hinzunahme der iterativen Rekonstruktion bei Lowdose-CT-Scans eine Reduktion von 28,9% unter Beibehaltung der diagnostischen Sicherheit erzielt werden (Ippolito et al., 2017). Sagarah et al. konnten eine Reduktion der Strahlendosis zwischen 23% bis 66% beobachten (Sagara et al., 2010). Im Bereich der neuroradiologischen Untersuchungen untersuchten Komlosi et al. das Potenzial der Dosisersparung bei kranialen CT, cervikale CT-Myelografie, kraniale und cervikale CT-Angiografie und LWS-CT unter Hinzunahme der iterativen Rekonstruktion im Vergleich zur FBP. Auch hier konnte eine Einsparung beobachtet werden, diese fiel im Vergleich mit 10-22% etwas kleiner aus (Komlosi et al., 2014).

Murphy et al. untersuchten im Spezielleren die Durchführbarkeit von Lowdose-CT-Untersuchungen in der Nachsorge bei Patienten mit Hodenkrebs. In ihrer Arbeit berichten sie von einer durchschnittlichen Dosisersparung von 67% unter Verwendung der iterativen Rekonstruktion, und damit vergleichbar zu der vorliegenden Studie. Durchschnittliche SSDE-Werte unter einer Dosisersparung von 60% lagen im Thoraxbereich bei  $2 \pm 0,4$  mGy, im Bereich des Abdomens bei  $3 \pm 0,6$  mGy (Murphy et al., 2016). Diese Werte sind mit den erhobenen Daten in

der vorliegenden Arbeit vergleichbar, im Hals/Thorax-Bereich bei  $1,75 \pm 2,32$  mGy, im Bereich des Abdomens etwas höherliegend bei  $5,73 \pm 3,27$  mGy.

Auffällig bei den Bewertungen durch die drei verschiedenen Radiologen war die hohe Interrater-Reliabilität mit durchgehend einer ICC  $> 0,7$  und zeigte damit eine gute bis sehr gute Beurteilerübereinstimmung. Es ließ sich eine abfallende Bewertung der Qualität mit fallender Dosis beobachten. Des Weiteren fiel auf, dass bei einer simulierten Strahlendosis von 20% die subjektive Bewertung der Bilder unter FBP und ADMIRE 5 ähnlich gering (2 Punkte) ausfielen. Bei einer Dosisreduktion auf 20% konnte daher auch mit der höchsten Rekonstruktionsstärke keine adäquate Bildqualität attestiert werden und unterschied sich dann von der Beurteilbarkeit auch nur wenig zu Bildern unter FBP. Interessant war zudem, dass unter ADMIRE 5 in jedem untersuchten Abschnitt selbst bei 100% Strahlendosis die Bewertung der Bildqualität und der diagnostischen Sicherheit ein Punkt geringer ausfiel als mit niedrigeren Rekonstruktionsstärken oder mit FBP. Diese Auffälligkeit spiegelte die wiederkehrend beschriebene Erfahrung wider, dass aufgrund der hohen Rekonstruktionsstärken der visuelle Eindruck stark beeinflusst wird. Aus der Sicht der bewerteten Radiologen imponierten die Bilder bei höhergradigen Stufen der iterativen Rekonstruktion bei niedriger Dosis überzeichnet und artifiziell wirkend. Es konnte dadurch keine höhere Bewertung der subjektiven Bildqualität erreicht werden. Des Weiteren wurde eine veränderte Darstellung der anatomischen Strukturen bei höhergradigen iterativen Rekonstruktionen durch eine weichere Zeichnung der Bilder wahrgenommen, was ähnlich von Miéville et. al. beschrieben wurde (Miéville et al., 2013). Dies birgt die Gefahr der potenziell fehlerhaften diagnostischen Beurteilung. Bei Kataria B et al. zeigten sich beispielsweise selektiv bei der höchsten Rekonstruktionsstufe eine eingeschränkte Darstellung des Lebergewebes (Kataria et al., 2018).

Vorausgegangene Arbeiten untersuchten vorrangig das Verhalten von  $CTDI_{vol}$  als Dosisparameter. Dabei beschreibt  $CTDI_{vol}$  die vom Computertomografien ausgesendete Strahlendosis und ist von Parameter wie Röhrenstrom und Röntgenspannung abhängig und wird an zwei vordefinierten Plexiglasphantomen

gemessen (Christner et al., 2012). Daher ist der Wert nicht Patienten-spezifisch, es wird nicht der Patientendurchmesser oder die unterschiedlichen Abschwächungsprofile der unterschiedlichen Gewebearten beachtet (Leng et al., 2015). SSDE wurde als Parameter dafür entwickelt, um sich der tatsächlichen Patientendosis anzunähern. In vorausgegangen Arbeiten konnte eine durchschnittliche Korrelation von >10% zwischen SSDE-Werte sowie der absoluten Organdosis festgestellt werden (Moore, Brady, Mirro, & Kaufman, 2014). Auch Supanich et al. konnten durch die retrospektive Monte-Carlo-Simulation der absorbierten Organdosen und die Berechnung des effektiven Durchmessers bei klinischen CT-Studien die Verwendung der SSDE-Werte als angemessenen Indikator der absorbierten Organdosis in der Untersuchung des Abdomens und Beckens bestätigen (Supanich & Peck, 2012). Ähnlich wie in der Arbeit von Bashier et al. (Einas H. Bashier & I. I. Suliman, 2018) wurden auch in der vorliegenden Arbeit durchgängig höhere SSDE-Werte als  $CTDI_{vol}$  beobachtet. Die Notwendigkeit der Betrachtung der SSDE-Werte als Parameter für die Dosiserschätzung für Patienten spiegelt sich auch in der Arbeit von Barretto et al. wider. Es wurden die Effekte von moduliertem Röntgenröhrenstrom im Vergleich zu fixierten Röntgenröhrenstrom auf die  $CTDI_{vol}$  und SSDE sowie deren Auswirkung auf die Bildqualität bei Low-Dose-CT-Scans bei Screening von Lungenkrebspatienten untersucht. Hier fiel auf, dass bei fixierten Röntgenröhrenstrom die  $CTDI_{vol}$  für alle Patienten ähnliche Werte aufwies, die SSDE bei kleinen Patienten jedoch unnötig hoch waren und das Bildrauschen bei großen Patienten zunahm. Daher ließ sich anhand der SSDE herleiten, dass der Röntgenröhrenstrom bei kleineren Patienten reduziert, und bei größeren Patienten erhöht werden musste, um eine gute Bildqualität zu erreichen. Unter der Anpassung zeigten sich dann geänderte SSDE (Barreto et al., 2020).

In der vorliegenden Arbeit ließ sich bei vergleichbarer subjektiver Bildqualität, diagnostischer Beurteilbarkeit und gleichwertigem Bildrauschen bei einer Senkung der Strahlendosis auf 40% unter ADMIRE 3 eine Reduktion der SSDE um 60% von 16,1 mGy auf 6,44 mGy feststellen. Da andere Arbeiten vorwiegend die  $CTDI_{vol}$  angeben, sind die absoluten Ergebnisse nur mit wenigen Arbeiten vergleichbar. Smith et al. beschrieben eine Reduktion von 44% der ermittelten

SSDE (Smith et al., 2014). Verglichen wurden die Werte bei Bilderakquirierung mit reduzierter Dosis und MBIR-Rekonstruktion mit der erhaltenen Dosis nach Standardprotokoll unter FBP. Bei Scholtz et al. etwa wurden CT-Aufnahmen von einem Dual-source CT der 2. Generation und FBP mit Aufnahmen auf einem Dual-Source der 3. Generation mit ADMIRE verglichen. Dabei konnten die Kollegen eine Reduktion der SSDE von 34% unter ADMIRE beobachten (Scholtz et al., 2016). Aktuell liegt der Dosisreferenzbereich für eine Ganzkörper-CT-Untersuchung eines Erwachsenen bei 10-20 mSv (Bundesamt für Strahlenschutz, 2022). Mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit liegt der ermittelte SSDE deutlich unter dem aktuellen Bereich.

Im Unterschied zu vorausgegangenen Studien kann in der vorliegenden Arbeit aufgrund der systematischen Erhebung der einzelnen Dosis- und Rekonstruktionsstufen eine konkrete Empfehlung zur Optimierung des klinischen Alltags gegeben werden. Es kann unter ADMIRE 3 eine Dosisreduktion um 60% der Standarddosis erreicht werden. Hierbei wird eine vergleichbare Bildqualität entsprechend dem aktuellen Referenzstandard beobachtet, während eine hohe und gleichwertige diagnostische Sicherheit sowie ein niedrigeres Bildrauschen im Vergleich zum Referenzstandard gewährleistet wird. Unter diesem angepassten Protokoll kann dabei eine Reduktion der SSDE von 60% beobachtet werden.

Es gibt einige Limitationen in unserer Studie. Die Beurteilung beziehen sich auf die Bilder eines CT-Gerätes eines Herstellers. Es benötigt weitere Arbeiten mit unterschiedlichen Geräten unterschiedlicher Hersteller, um die Werte zu bestätigen. Welche Auswirkungen das untersuchte Studienprotokolle auf älteren CT-Scannern oder anderen Herstellern hat, kann im Rahmen der durchgeführten Untersuchungen nicht beantwortet werden. Zudem handelt es sich bei den untersuchten CT-Bildern um Simulationen niedriger Dosisstufen, da vermieden werden sollte, dass die Patienten durch wiederholte CT-Untersuchungen einer unnötig großen Strahlendosis ausgesetzt werden. Ein tatsächlich in niedrigere Dosis aufgenommenen CT-Scan muss daher neu beurteilt werden. Des Weiteren ist aufgrund der retrospektiven Herangehensweise nur eine kleine

untersuchende Patientengruppe gewählt worden, wobei aufgrund der höheren statistischen Aussagekraft der intraindividuellen Vergleiche eine potenzielle Verzerrung minimiert wird. Die Bewertung der subjektiven Bildqualität ist durch die unterschiedlichen Erfahrungen der Radiologen individuell, sodass abweichenden Beurteilungen durch andere Radiologen getroffen werden könnten. Durch das Studienprotokoll mit der Beurteilung durch drei Radiologen, der doppelten Verblindung und der Nutzung der 5-Punkte Likert Skala zur Bewertung der Bilder wurde jedoch eine große Anstrengung unternommen, eine größtmögliche Objektivität sicherzustellen.

Anschließend können an die Erkenntnisse der vorliegenden Arbeit weitere Untersuchungen angeschlossen werden. Interessant wäre das Studienprotokoll und die erhobene Empfehlung einer Strahlendosisreduktion um 60% unter ADMIRE 3, auf unterschiedliche klinische Fragestellungen anzuwenden. So ließe sich feststellen, ob das Protokoll auch bei anderen Fragestellungen diagnostisch aussagekräftige CT-Bilder vorweisen kann, und ob es Einschränkungen des Potenzials der Dosisersparung abhängig von der klinischen Fragestellung gibt. Des Weiteren wäre eine prospektive Studie mit der Erhebung realer Low-Dose-CT-Bildern unter dem Studienprotokoll im Vergleich zum aktuellen Referenzstandard sehr interessant, um zu prüfen, ob die bisherigen Daten aus den Simulationen bestätigt werden können. Auch eine Kombination mit Deep learning-Rekonstruktion zur weiteren Optimierung des Bildrauschens und dadurch erweiterten Möglichkeit der Dosisersparung wäre interessant zu untersuchen.

## 5 Zusammenfassung

In den letzten Jahrzehnten hat die Computertomografie in der Diagnostik deutlich an Bedeutung gewonnen und ist in vielen Fällen unumgebar geworden. Umso aktueller und notwendiger ist die Optimierung der Computertomografie, um in Anbetracht der biologischen Auswirkungen von Strahlen auf den Körper die Strahlendosis auf ein Minimum zu reduzieren, unter welchem eine maximal gute diagnostische Aussagekraft zu erreichen ist.

In der vorliegenden, retrospektiven Studie wurde ein systematischer Vergleich von Kontrastmittel-angereicherten Ganzkörper-CT-Untersuchungen auf einem 3. Generation CT-Scanner in Hinblick auf die Effekte einer Reduktion der Strahlendosis und Hinzunahme von unterschiedlichen Stärken der iterativen Rekonstruktion im Vergleich zur FBP auf Bildrauschen, Bildqualität sowie der diagnostischen Sicherheit durchgeführt. Ziel war es durch Hinzunahme der iterativen Rekonstruktion die Strahlendosis auf jenes Minimum zu reduzieren, unter welchem sich eine ähnliche Bildqualität sowie ähnliche diagnostische Aussagekraft wie unter dem aktuellen Referenzstandard beobachten ließ. Bei dem aktuellen Referenzstandard handelt es sich um CT-Scans mit 100% Strahlendosis unter ADMIRE 2.

Für die Studie wurden schlussendlich 18 Ganzkörper-CT-Untersuchungen im Rahmen von Staging-Untersuchungen retrospektiv eingeschlossen. Dabei wurde die Strahlendosisreduktion systematisch in 20 Prozent Schritten simuliert und darunter die Auswirkung auf die oben genannten Parameter unter FBP sowie unter ADMIRE Stufe 1 bis 5 untersucht und miteinander verglichen. Die Bilddaten wurden randomisiert und doppelt verblindet von drei unabhängigen Radiologen unterschiedlicher klinischer Erfahrung (zwischen drei und acht Jahren) hinsichtlich der subjektiven Bildqualität, der diagnostischen Sicherheit und Aussagekraft beurteilt. Die Bewertung erfolgte ohne Kenntnis über Dosis- oder Rekonstruktionsstärke sowie ohne Kenntnis der Grunderkrankung. Anschließend erfolgte die statistische Auswertung der erhobenen Daten. Als Richtwert für die Strahlendosis wurde in dieser Arbeit SSDE als Parameter gewählt, da dieser aufgrund der zusätzlichen Rücksicht auf die Patientenmaße die tatsächlich durch

den Körper absorbierte Strahlendosis besser widerspiegeln kann. Es zeigte sich eine besonders starke Zunahme des Bildrauschens bei der Dosisreduktion unter FBP, stärker ausgeprägt als unter ADMIRE. Mit der iterativen Rekonstruktion konnte eine deutliche Reduktion der Strahlendosis erreicht werden, ohne die Bildqualität zu beeinflussen. Bei Zunahme der Rekonstruktionsstärke unter ADMIRE schienen die Bilder in der subjektiven Bewertung vom Bildeindruck jedoch zunehmend verändert beispielsweise durch Weichzeichnung und dadurch nur eingeschränkt beurteilbar, sodass eine starke Reduktion der Strahlendosis bei zu hoher Rekonstruktionsstufe keine ausreichend hohe diagnostische Sicherheit bot.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass sich bei einer Strahlendosis von 40% unter ADMIRE 3 eine hohe subjektive Bildqualität sowie hohe diagnostische Sicherheit bei vergleichbar niedrigem Bildrauschen zum Referenzstandard beobachten ließ, sodass in der vorliegenden Arbeit ein Strahlendosisreduktionspotenzial von 60% festgestellt werden konnte.

## 6 Literaturverzeichnis

- Albes, G. (2017). 1.9 Dosimetrie. In Facharztprüfung Radiologie (4. unveränderte Auflage ed.). Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.
- Alshamari, M., Geijer, M., Norrman, E., Lidén, M., Krauss, W., Jendeberg, J., Magnuson, A., & Geijer, H. (2017). Impact of Iterative Reconstruction on Image quality of Low-dose CT of the lumbar spine. *Acta Radiol*, 58(6), 702-709
- Arndt, C. G., F; Heinrich A etal. (2021). Deep Learning CT Image Reconstruction in Clinical Practice. *Fortschr Röntgenstr* 2021, 193, 252–261
- Barreto, I., Verma, N., Quails, N., Olguin, C., Correa, N., & Mohammed, T.-L. (2020). Patient size matters: Effect of tube current modulation on size-specific dose estimates (SSDE) and image quality in low-dose lung cancer screening CT. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 21(4), 87-94
- Bashier, E. H., & Suliman, I. I. (2018). Multi-slice CT examinations of adult patients at Sudanese hospitals: radiation exposure based on size-specific dose estimates (SSDE). *La radiologia medica*, 123(6), 424-431
- Bashier, E. H., & Suliman, I. I. (2018). Radiation Dose Determination in Abdominal CT Examinations of Children at Sudanese Hospitals using Size-specific Dose Estimates. *Radiation Protection Dosimetry*, 183(4), 444-449
- Bos, D., Guberina, N., Zensen, S., Opitz, M., Forsting, M., & Wetter, A. (2023). Radiation Exposure in Computed Tomography. *Dtsch Arztebl Int*, 120(9), 135-141
- Brendlin, A. S., Winkelmann, M. T., Do, P. L., Schwarze, V., Peisen, F., Almansour, H., Bongers, M. N., Artzner, C. P., . . . Afat, S. (2021). Simulated Radiation Dose Reduction in Whole-Body CT on a 3rd Generation Dual-Source Scanner: An Intraindividual Comparison. *Diagnostics (Basel)*, 11(1)
- Brink, J. A., & Morin, R. L. (2012). Size-specific dose estimation for CT: how should it be used and what does it mean? *Radiology*, 265(3), 666-668
- Bundesamt für Strahlenschutz. (2019). Grundsätze des Strahlenschutzes. <https://www.bfs.de/DE/themen/ion/strahlenschutz/einfuehrung/grundsaeetze/grundsaeetze.html> (Zugriff am 25.06.2023)
- Bundesamt für Strahlenschutz. (2022). Grenzwerte im Strahlenschutz. <https://www.bfs.de/DE/themen/ion/strahlenschutz/grenzwerte/grenzwerte.html> (Zugriff am 14.11.2022)
- Bundesamt für Strahlenschutz. (2023a). Natürliche Strahlung in Deutschland. [https://www.bfs.de/DE/themen/ion/umwelt/natuerliche-strahlung/natuerliche-strahlung\\_node.html](https://www.bfs.de/DE/themen/ion/umwelt/natuerliche-strahlung/natuerliche-strahlung_node.html) (Zugriff am 20.10.2023)
- Bundesamt für Strahlenschutz. (2023b, 04.04.2023). Notfallschutz nach Tschernobyl: Konsequenzen für Deutschland. <https://www.bfs.de/DE/themen/ion/notfallschutz/notfall/tschernobyl/notfallschutz.html> (Zugriff am 17.07.2023)
- Chartrand, G., Cheng, P. M., Vorontsov, E., Drozdal, M., Turcotte, S., Pal, C. J., Kadoury, S., & Tang, A. (2017). Deep Learning: A Primer for Radiologists. *RadioGraphics*, 37(7), 2113-2131
- Christner, J. A., Braun, N. N., Jacobsen, M. C., Carter, R. E., Kofler, J. M., &

- McCollough, C. H. (2012). Size-specific dose estimates for adult patients at CT of the torso. *Radiology*, 265(3), 841-847
- Chun, M., Choi, Y. H., & Kim, J. H. (2015). Automated measurement of CT noise in patient images with a novel structure coherence feature. *Phys Med Biol*, 60(23), 9107-9122
- Claussen, C., & Lochner, B. (1983). Physikalisch-technische Grundlagen. In C. Claussen & B. Lochner (Eds.), *Dynamische Computertomographie: Grundlagen und klinische Anwendung* (pp. 3-15). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Flohr, T. (2011). Detektoren, Röntgenstrahler und Gantry. In H. Alkadhi, S. Leschka, P. Stolzmann, & H. Scheffel (Eds.), *Wie funktioniert CT? Eine Einführung in Physik, Funktionsweise und klinische Anwendungen der Computertomographie* (pp. 15-22). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Gala, D. H. d. I. H. (2022). Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen. In N. u. n. S. B. Bundesministerium für Umwelt (Ed.). *Oberschleißheim: Bundesamt für Strahlenschutz.*
- Gordic, S., Desbiolles, L., Stolzmann, P., Gantner, L., Leschka, S., Husarik, D. B., & Alkadhi, H. (2014). Advanced modelled iterative reconstruction for abdominal CT: qualitative and quantitative evaluation. *Clin Radiol*, 69(12), e497-504
- Grant, E. J., Brenner, A., Sugiyama, H., Sakata, R., Sadakane, A., Utada, M., Cahoon, E. K., Milder, C. M., . . . Ozasa, K. (2017). Solid Cancer Incidence among the Life Span Study of Atomic Bomb Survivors: 1958-2009. *Radiat Res*, 187(5), 513-537
- Hoeschen, C. (2020). Einsatz künstlicher Intelligenz für die Bildrekonstruktion. *Der Radiologe*, 60(1), 15-23
- Hsu, W. L., Preston, D. L., Soda, M., Sugiyama, H., Funamoto, S., Kodama, K., Kimura, A., Kamada, N., . . . Mabuchi, K. (2013). The incidence of leukemia, lymphoma and multiple myeloma among atomic bomb survivors: 1950-2001. *Radiat Res*, 179(3), 361-382
- Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz. (2023). Computertomografie. <https://www.thm.de/mni/forschung/institute-gruppen/imps/imps-strahlung-information/radiologie/modalitaeten/computertomographie.html> (Zugriff am 01.09.2023)
- Ippolito, D., Casiraghi, A. S., Franzesi, C. T., Fior, D., Meloni, F., & Sironi, S. (2017). Low-dose computed tomography with 4(th)-generation iterative reconstruction algorithm in assessment of oncologic patients. *World J Gastrointest Oncol*, 9(10), 423-430
- Kalra, M. K., Maher, M. M., Toth, T. L., Hamberg, L. M., Blake, M. A., Shepard, J. A., & Saini, S. (2004). Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology*, 230(3), 619-628
- Kataria, B., Althén, J. N., Smedby, Ö., Persson, A., Sökjer, H., & Sandborg, M. (2018). Assessment of image quality in abdominal CT: potential dose reduction with model-based iterative reconstruction. *Eur Radiol*, 28(6), 2464-2473
- Keller, G., & Muth, H. (1985). Natürliche Strahlenexposition. In M. Bamberg, D.

- van Beuningen, W. Gössner, F. Heuck, H. Jung, G. Keller, J. Kummermehr, H. A. Ladner, W. Lierse, A. Luz, J. Meissner, O. Messerschmidt, H. Mönig, M. Molls, H. Muth, W. Nothdurft, H. Renner, R. Sauer, E. Scherer, G. Schmitt, C. Streffer, K. R. Trott, M. Wannemacher, P. Wöllgens, F. Heuck, & E. Scherer (Eds.), *Strahlengefährdung und Strahlenschutz / Radiation Exposure and Radiation Protection* (pp. 403-437). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Kidoh, M., Utsunomiya, D., Oda, S., Funama, Y., Yuki, H., Nakaura, T., Kai, N., Nozaki, T., & Yamashita, Y. (2015). Validity of the size-specific dose estimate in adults undergoing coronary CT angiography: comparison with the volume CT dose index. *Int J Cardiovasc Imaging, 31 Suppl 2*, 205-211
- Komlosi, P., Zhang, Y., Leiva-Salinas, C., Ornan, D., Patrie, J. T., Xin, W., Grady, D., & Wintermark, M. (2014). Adaptive statistical iterative reconstruction reduces patient radiation dose in neuroradiology CT studies. *Neuroradiology, 56*(3), 187-193
- LeCun, Y., Bengio, Y., & Hinton, G. (2015). Deep learning. *nature, 521*(7553), 436-444
- Lell, M., Wucherer, M., & Kachelrieß, M. (2017). Dosis und Dosisreduktion in der Computertomografie *Radiologie up2date* 163–178
- Leng, S., Shiung, M., Duan, X., Yu, L., Zhang, Y., & McCollough, C. H. (2015). Size-specific Dose Estimates for Chest, Abdominal, and Pelvic CT: Effect of Inpatient Variability in Water-equivalent Diameter. *Radiology, 276*(1), 184-190
- May, M., Wuest, W., Lell, M., Uder, M., Kalender, W., & Schmidt, B. (2012). Aktuelle Strategien zur Dosisreduktion in der Computertomographie. *Der Radiologe, 52*(10)
- May, M. S., Eller, A., Stahl, C., Wuest, W., Scharf, M., Hammon, M., Dankerl, P., Schlechtweg, P. M., . . . Lell, M. M. (2014). Dose reduction in computed tomography of the chest: image quality of iterative reconstructions at a 50% radiation dose compared to filtered back projection at a 100% radiation dose. *Rofo, 186*(6), 576-584
- McCollough, C., Bakalyar, D. M., Bostani, M., Brady, S., Boedeker, K., Boone, J. M., Chen-Mayer, H. H., Christianson, O. I., . . . Wang, J. (2014). Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT: The Report of AAPM Task Group 220. *AAPM report, 2014*, 6-23
- Miéville, F. A., Berteloot, L., Grandjean, A., Ayestaran, P., Gudinchet, F., Schmidt, S., Brunelle, F., Bochud, F. O., & Verdun, F. R. (2013). Model-based iterative reconstruction in pediatric chest CT: assessment of image quality in a prospective study of children with cystic fibrosis. *Pediatr Radiol, 43*(5), 558-567
- Moore, B. M., Brady, S. L., Mirro, A. E., & Kaufman, R. A. (2014). Size-specific dose estimate (SSDE) provides a simple method to calculate organ dose for pediatric CT examinations. *Med Phys, 41*(7), 071917
- Murphy, K. P., Crush, L., O'Neill, S. B., Foody, J., Breen, M., Brady, A., Kelly, P. J., Power, D. G., . . . O'Regan, K. N. (2016). Feasibility of low-dose CT with model-based iterative image reconstruction in follow-up of patients with testicular cancer. *Eur J Radiol Open, 3*, 38-45

- Ng, M., Fleming, T., Robinson, M., Thomson, B., Graetz, N., Margono, C., Mullany, E. C., Biryukov, S., . . . Gakidou, E. (2014). Global, regional, and national prevalence of overweight and obesity in children and adults during 1980-2013: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2013. *Lancet*, *384*(9945), 766-781
- OECD. (2021). Anzahl der Computertomographie-Untersuchungen (CT) in ausgewählten OECD-Ländern im Jahr 2019 (je 1.000 Einwohner). <https://de.statista.com/statistik/daten/studie/172707/umfrage/computertomographie-untersuchungen-ct-in-ausgewaehlten-laendern-europas/> (Zugriff am 17.07.2023)
- Padole, A., Ali Khawaja, R. D., Kalra, M. K., & Singh, S. (2015). CT radiation dose and iterative reconstruction techniques. *AJR Am J Roentgenol*, *204*(4), W384-392
- Pearce, M. S., Salotti, J. A., Little, M. P., McHugh, K., Lee, C., Kim, K. P., Howe, N. L., Ronckers, C. M., . . . Berrington de González, A. (2012). Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *Lancet*, *380*(9840), 499-505
- Ramirez-Giraldo, J. C., Grant, K. L., & Raupach, R. (2018). Admire: Advanced modeled iterative reconstruction. *Siemens Healthcare white paper*
- Sagara, Y., Hara, A. K., Pavlicek, W., Silva, A. C., Paden, R. G., & Wu, Q. (2010). Abdominal CT: comparison of low-dose CT with adaptive statistical iterative reconstruction and routine-dose CT with filtered back projection in 53 patients. *AJR Am J Roentgenol*, *195*(3), 713-719
- Schindera, S. T., Diedrichsen, L., Müller, H. C., Rusch, O., Marin, D., Schmidt, B., Raupach, R., Vock, P., & Szucs-Farkas, Z. (2011). Iterative reconstruction algorithm for abdominal multidetector CT at different tube voltages: assessment of diagnostic accuracy, image quality, and radiation dose in a phantom study. *Radiology*, *260*(2), 454-462
- Scholtz, J. E., Wichmann, J. L., Hüasers, K., Albrecht, M. H., Beeres, M., Bauer, R. W., Vogl, T. J., & Bodelle, B. (2016). Third-generation dual-source CT of the neck using automated tube voltage adaptation in combination with advanced modeled iterative reconstruction: evaluation of image quality and radiation dose. *Eur Radiol*, *26*(8), 2623-2631
- Singh, S., Kalra, M. K., Ali Khawaja, R. D., Padole, A., Pourjabbar, S., Lira, D., Shepard, J. A., & Digumarthy, S. R. (2014). Radiation dose optimization and thoracic computed tomography. *Radiol Clin North Am*, *52*(1), 1-15
- Smith, E. A., Dillman, J. R., Goodsitt, M. M., Christodoulou, E. G., Keshavarzi, N., & Strouse, P. J. (2014). Model-based iterative reconstruction: effect on patient radiation dose and image quality in pediatric body CT. *Radiology*, *270*(2), 526-534
- Strauss, K. J. (2014). Dose indices: everybody wants a number. *Pediatr Radiol*, *44 Suppl 3*, 450-459
- StrlSchV, S.-. (2018). Verordnung zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung (Strahlenschutzverordnung - StrlSchV). [https://www.gesetze-im-internet.de/strlschv\\_2018/](https://www.gesetze-im-internet.de/strlschv_2018/) (Zugriff am 27.07.2023)
- Supanich, M., & Peck, D. (2012). Size-Specific Dose Estimate as an Indicator of

- Absorbed Organ Dose in CT Abdomen and Pelvis Studies. *Radiological Society of North America 2012 Scientific Assembly and Annual Meeting*
- Trugenberger-Schnabel, A. M. D. D. L.-R., A.; Dr. Peter, J. (2022). Environmental radioactivity and radiation exposure Annual Report 2022. 96
- Walker, J. S. (2000). Permissible Dose A History of Radiation Protection in the Twentieth Century. In (1 ed.): University of California Press.
- Wang, J., Duan, X., Christner, J. A., Leng, S., Yu, L., & McCollough, C. H. (2012). 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. *Med Phys*, 39(11), 6764-6771
- Wenker, M. (2017). Computertomographie (CT). In M. Kahl-Scholz & C. Vockelmann (Eds.), *Basiswissen Radiologie: Nuklearmedizin und Strahlentherapie* (pp. 41-53). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Westra, S. J., Li, X., Gulati, K., Singh, S., Liu, B., Kalra, M. K., & Abbara, S. (2014). Entrance skin dosimetry and size-specific dose estimate from pediatric chest CTA. *J Cardiovasc Comput Tomogr*, 8(2), 97-107
- White, S. C. (2013). William Rollins.  
[https://aaomr.memberclicks.net/assets/History/wm\\_rollins.pdf](https://aaomr.memberclicks.net/assets/History/wm_rollins.pdf) (Zugriff am 22.07.2023)
- Willeminck, M. J. N., Peter B. (2019). The evolution of image reconstruction for CT—from filtered back projection to artificial intelligence. *European Radiology*, 29(5), 2185-2195
- Winklehner, A., Goetti, R., Baumueller, S., Karlo, C., Schmidt, B., Raupach, R., Flohr, T., Frauenfelder, T., & Alkadhi, H. (2011). Automated Attenuation-Based Tube Potential Selection for Thoracoabdominal Computed Tomography Angiography: Improved Dose Effectiveness. *Investigative Radiology*, 46(12), 767-773
- Yuki, H., Oda, S., Utsunomiya, D., Funama, Y., Kidoh, M., Namimoto, T., Katahira, K., Honda, K., . . . Yamashita, Y. (2016). Clinical impact of model-based type iterative reconstruction with fast reconstruction time on image quality of low-dose screening chest CT. *Acta Radiol*, 57(3), 295-302

## 7 Erklärung zum Eigenanteil

Die Arbeit wurde im Department für Radiologie unter der Betreuung initial von Prof. Dr. Fabian Bamberg, und im Verlauf von Univ.-Prof. Dr. Ahmed Othman durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte in Zusammenarbeit mit Univ.-Prof. Dr. Othman und PD Dr. Brendlin.

Die statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe von PD Dr. Brendlin durch mich.

Ich versichere, das Manuskript selbstständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben.

Berlin, 30.04.2023

---

Phuong Linh Do

## 8 Veröffentlichung

Ein Teil der Ergebnisse der vorliegenden Dissertation wurde am 13.01.2021 im Rahmen eines Papers im Journal „Diagnostics“ veröffentlicht.

Andreas S Brendlin, Moritz T Winkelmann, Phuong Linh Do, Vincent Schwarze, Felix Peisen, Haidara Almansour, Malte N Bongers, Christoph P Artzner, Jakob Weiss, Jong Hyo Kim, Ahmed E Othman, Saif Afat. Simulated radiation dose reduction in whole-body CT on a 3rd generation dual-source scanner: an intraindividual comparison. *Diagnostics*. 2021; 11(1):118.

DOI: <https://doi.org/10.3390/diagnostics11010118>

## **Danksagung**

Ich bedanke mich bei Univ.-Prof. Dr. Ahmed Othman für die Ermöglichung der Arbeit, der Betreuung und Beratung. Ich bedanke mich bei PD Dr. Andreas Brendlin für die Betreuung, Unterstützung und Hilfestellungen. Ich bedanke mich bei PD Dr. Saif Afat, der neben Univ.-Prof. Dr. Othman und PD Dr. Brendlin die visuelle Auswertung unterstützte.

Des Weiteren möchte ich mich bei Cornelia Harnischmacher, Luisa Schneider und Steffi Fuchs für die jahrelange Begleitung und motivierenden Gespräche bedanken.

Ich bedanke mich bei Paul Amler für seine Geduld und motivierende Unterstützung auf der Zielgeraden.

Zum Schluss möchte ich meinen Eltern danken, die mir das Studium ermöglicht haben und mich immer ermutigt und unterstützt haben.