

Aus der Radiologischen Universitätsklinik Tübingen  
Abteilung Diagnostische und Interventionelle Radiologie

**Evaluation und Optimierung der monoenergetischen  
Nachbearbeitung  
in der Dual Energy Ganzkörper-Computertomographie**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät  
der Eberhard Karls Universität  
zu Tübingen

vorgelegt von  
Riekert, Elisa Margaretha

2021

Dekan: Professor Dr. B. Pichler

1. Berichterstatter: Professor Dr. A. Othman

2. Berichterstatter: Professorin Dr. U. Leiter-Stöppke

Tag der Disputation: 25.02.2021

*Meinen Eltern*

## Inhaltsverzeichnis

I.	Abbildungsverzeichnis .....	VI
II.	Tabellenverzeichnis .....	VIII
III.	Abkürzungsverzeichnis .....	XI
<b>1</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Hintergrund</b> .....	<b>3</b>
2.1	Computertomographie .....	3
2.1.1	Geschichte .....	3
2.1.2	Prinzip .....	4
2.1.3	Technik .....	5
2.1.4	Bildrekonstruktion .....	8
2.2	Die Dual Energy-Computertomographie .....	11
2.2.1	Virtuelle monoenergetische Rekonstruktionen .....	13
2.3	Das Melanom .....	15
2.3.1	Definition .....	15
2.3.2	Epidemiologie .....	15
2.3.3	Pathophysiologie .....	16
2.3.4	Diagnostik .....	20
2.3.5	Computertomographie bei Melanom .....	20
<b>3</b>	<b>Zielsetzung</b> .....	<b>22</b>
<b>4</b>	<b>Hypothese</b> .....	<b>22</b>
<b>5</b>	<b>Material und Methoden</b> .....	<b>23</b>
5.1	Patientenkollektiv .....	23
5.2	Bildakquisition und Rekonstruktion .....	24
5.3	Denoising .....	25
5.4	Rekonstruktion Regions of Interest .....	26
5.5	Quantitative Analyse .....	27
5.6	Qualitative Analyse .....	28
5.7	Statistische Methoden .....	29
<b>6</b>	<b>Ergebnis</b> .....	<b>30</b>
6.1	Analyse der advanced virtual monoenergetic Imaging-Datensätze (VMI+) .....	30

6.1.1	Quantitative Analyse .....	31
6.1.2	Vergleichende Analyse der Parameter der quantitativen Analyse. ....	36
6.1.3	Qualitative Analyse .....	39
6.1.4	Vergleichende Analyse der Parameter der qualitativen Analyse ...	41
6.1.5	Analyse der Übereinstimmung der beiden Reader nach Cohen's Kappa .....	42
6.2	Analyse der zusätzlichen Anwendung des Denoising-Algorithmus.....	42
6.2.1	Quantitative Analyse .....	44
6.2.2	Vergleichende Analyse der Parameter der quantitativen Analyse. ....	49
6.2.3	Qualitative Analyse .....	56
6.2.4	Vergleichende Analyse der Parameter der qualitativen Analyse ...	58
6.2.5	Analyse der Übereinstimmung der beiden Reader nach Cohen's Kappa .....	61
<b>7</b>	<b>Diskussion</b> .....	<b>63</b>
7.1	Evaluation der ersten Teilanalyse der VMI+.....	65
7.2	Evaluation der zweiten Teilanalyse des Denoising-Algorithmus .....	67
7.3	Malignes Melanom .....	68
7.4	Vorteile für den Radiologen.....	70
7.5	Vorteile bei der Anwendung im klinischen Alltag.....	71
7.6	Verbesserte Diagnostik .....	72
7.7	Zusätzlich zu befundendes Bildmaterial .....	72
7.8	Studiendesign .....	73
7.9	Limitationen .....	73
7.10	Schlussfolgerung und Ausblick .....	74
<b>8</b>	<b>Zusammenfassung</b> .....	<b>75</b>
<b>9</b>	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	<b>77</b>
<b>10</b>	<b>Erklärung Eigenanteil</b> .....	<b>83</b>
<b>11</b>	<b>Danksagung</b> .....	<b>84</b>
<b>12</b>	<b>Anhang</b> .....	<b>85</b>

## I. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: CT-Geräte und Weiterentwicklungen von der 1. bis 4. Generation nach Kalender (Kalender, 2006) .....	6
Abbildung 2: Flow-Chart des Denoising-Algorithmus nach Kim et al. (Kim et al., 2016) .....	10
Abbildung 3: Funktionsweise der Dual Source Dual Energy CT nach Kalender (Kalender, 2006) .....	11
Abbildung 4: CT-Bilder eines 54-jährigen männlichen Patienten mit superfiziell-spreitendem Melanom Stadium IV mit Lebermetastasen (mit einem Pfeil $\hat{\uparrow}$ markiert). Die Bilder wurden mit dem rausch-optimierten VMI+-Algorithmus bei 40 keV (B), 55 keV (C) und 70 keV (D) rekonstruiert. VMI+ wiesen eine gute subjektive und objektive Bildqualität auf sowie eine verbesserte diagnostische Sicherheit bei der Erkennung möglicher pathologischer Veränderungen. Das Bild der linear gemischten Standardrekonstruktion des CT der portalvenösen Phase wird zum Vergleich gezeigt (A). .....	31
Abbildung 5: Box-Whisker-Plots der HU der in der Analyse untersuchten Organe (A), Muskeln (B) und Gefäße (C) verglichen zwischen den CTpv-Bilddatensätzen und den VMI+ 40, 55, 70. Die Boxes markieren den interquartilen Abstand Q1–Q3, die integrierte horizontale Linie markiert den Median, die Whisker markieren den maximalen und minimalen Wert. ....	33
Abbildung 6: Box-Whisker-Plots der Signal-to-noise Ratio (SNR) der in der Analyse untersuchten Organe (A), Muskeln (B) und Gefäße (C) verglichen zwischen den CTpv-Bilddatensätzen und den VMI+ 40, 55, 70. Die Boxes markieren den interquartilen Abstand Q1–Q3, die integrierte horizontale Linie markiert den Median, die Whisker markieren den maximalen und minimalen Wert. ....	34
Abbildung 7: Box-Whisker-Plots der Contrast-to-noise Ratio (CNR) der in der Analyse untersuchten Organe (A), Muskeln (B) und Gefäße (C) verglichen zwischen den CTpv-Bilddatensätzen und den VMI+ 40, 55, 70. Die Boxes markieren den interquartilen Abstand Q1–Q3, die integrierte horizontale Linie markiert den Median, die Whisker markieren den maximalen und minimalen Wert. ....	35
Abbildung 8: CT-Bilder eines 59-jährigen männlichen Patienten mit superfiziell-spreitendem Melanom Stadium IV mit Lebermetastasen (mit einem Pfeil $\hat{\uparrow}$ markiert). Die Bilder wurden mit VMI+ bei 40 keV (B) und 55 keV (C) rekonstruiert und anschließend mit einem Denoising-Algorithmus mild (40md (D) u. 55md (E)) und standard	

	(40sd (F) u. 55sd (G)) denoised. Die Anwendung des Denoising-Algorithmus trägt zur Reduktion des Bildrauschens bei und verbessert die Bildqualität. Das Bild der linear gemischten Standardrekonstruktion des DECT der portalvenösen Phase wird zum Vergleich gezeigt (A). .....	43
Abbildung 9:	Box-Whisker-Plots der HU der in der Analyse untersuchten Organe (A), Muskeln (B) und Gefäße (C) verglichen zwischen den CTpv-Bilddatensätzen, den VMI+ 40, 55 und den Bilddatensätzen mit zusätzlicher Anwendung des Denoising-Algorithmus 40md, 40sd, 55md, 55sd. Die Boxes markieren den interquartilen Abstand Q1–Q3, die integrierte horizontale Linie markiert den Median, die Whisker markieren den maximalen und minimalen Wert.....	46
Abbildung 10:	Box-Whisker-Plots der Signal-to-noise Ratio (SNR) der in der Analyse untersuchten Organe (A), Muskeln (B) und Gefäße (C) verglichen zwischen den CTpv-Bilddatensätzen, den VMI+ 40, 55 und den Bilddatensätzen mit zusätzlicher Anwendung des Denoising-Algorithmus 40md, 40sd, 55md, 55sd. Die Boxes markieren den interquartilen Abstand Q1–Q3, die integrierte horizontale Linie markiert den Median, die Whisker markieren den maximalen und minimalen Wert. ....	47
Abbildung 11:	Box-Whisker-Plots der Contrast-to-noise Ratio (CNR) der in der Analyse untersuchten Organe (A), Muskeln (B) und Gefäße (C) verglichen zwischen den CTpv-Bilddatensätzen, den VMI+ 40, 55 und den Bilddatensätzen mit zusätzlicher Anwendung des Denoising-Algorithmus 40md, 40sd, 55md, 55sd. Die Boxes markieren den interquartilen Abstand Q1–Q3, die integrierte horizontale Linie markiert den Median, die Whisker markieren den maximalen und minimalen Wert. ....	48

## II. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: T-Klassifikation des Primärtumors bei malignem Melanom (AJCC 2016/UICC 2016) aus der S3-Leitlinie Melanom des Leitlinienprogrammes Onkologie Juli 2020 (Leitlinienprogramm Onkologie (Deutsche Krebsgesellschaft, 2020)).....	17
Tabelle 2: N-Klassifikation des Primärtumors bei malignem Melanom (AJCC 2016/UICC 2016) aus der S3-Leitlinie Melanom des Leitlinienprogrammes Onkologie Juli 2020 (Leitlinienprogramm Onkologie (Deutsche Krebsgesellschaft, 2020)).....	18
Tabelle 3: M-Klassifikation des Primärtumors bei malignem Melanom (AJCC 2016/UICC 2016) aus der S3-Leitlinie Melanom des Leitlinienprogrammes Onkologie Juli 2020 (Leitlinienprogramm Onkologie (Deutsche Krebsgesellschaft, 2020)).....	19
Tabelle 4: Stadieneinteilung des malignen Melanoms – pathologisch (AJCC 2016/UICC 2016) aus der S3-Leitlinie Melanom des Leitlinienprogrammes Onkologie Juli 2020 (Leitlinienprogramm Onkologie (Deutsche Krebsgesellschaft, 2020)).....	19
Tabelle 5: Patientencharakteristika der Analyse VMI+ .....	30
Tabelle 6: VMI+-Ergebnisse der Post-hoc-Analyse der SNR (Bonferroni korrigiert). Ein p-Wert < 0,05 steht für statistisch signifikante Unterschiede und wird in der Tabelle mit einem * markiert. ....	37
Tabelle 7: VMI+-Ergebnisse der Post-hoc-Analyse der CNR (Bonferroni korrigiert). Ein p-Wert < 0,05 steht für statistisch signifikante Unterschiede und wird in der Tabelle mit einem * markiert. ....	39
Tabelle 8: VMI+ Qualitative Analyse und Interrater-Reliabilität. ....	40
Tabelle 9: VMI+ Vergleichsanalyse der Parameter der qualitativen Analyse. Ein p-Wert < 0,05 steht für statistisch signifikante Unterschiede und wird mit einem * markiert. ....	41
Tabelle 10: Patientencharakteristika der Analyse Denoising.....	42
Tabelle 11: Denoising-Ergebnisse der Post-hoc-Analyse der SNR der Organe (Bonferroni korrigiert). Ein p-Wert < 0,05 steht für statistisch signifikante Unterschiede und wird mit einem * markiert.....	50
Tabelle 12: Denoising-Ergebnisse der Post-hoc-Analyse der SNR der Muskeln und Gefäße (Bonferroni korrigiert). Ein p-Wert < 0,05 steht für statistisch signifikante Unterschiede und wird mit einem * markiert. ....	51
Tabelle 13: Denoising-Ergebnisse der Post-hoc-Analyse der CNR der Organe (Bonferroni korrigiert). Ein p-Wert < 0,05 steht für statistisch signifikante Unterschiede und wird mit einem * markiert.....	54



Tabelle 14: Denoising-Ergebnisse der Post-hoc-Analyse der CNR der Muskeln und Gefäße (Bonferroni korrigiert). Ein p-Wert < 0,05 steht für statistisch signifikante Unterschiede und wird mit einem * markiert. .....	55
Tabelle 15: Denoising Qualitative Analyse und Interrater-Reliabilität.....	57
Tabelle 16: Denoising-Ergebnisse der Vergleichsanalyse der Parameter der qualitativen Analyse des Collum/Thorax. Ein p-Wert < 0,05 steht für statistisch signifikante Unterschiede und wird mit einem * markiert. .....	60
Tabelle 17: Denoising-Ergebnisse der Vergleichsanalyse der Parameter der qualitativen Analyse des Abdomen. Ein p-Wert < 0,05 steht für statistisch signifikante Unterschiede und wird mit einem * markiert. .....	60
Tabelle 18: Denoising-Ergebnisse der Vergleichsanalyse der Parameter der qualitativen Analyse des Pelvis. Ein p-Wert < 0,05 steht für statistisch signifikante Unterschiede und wird mit einem * markiert. .....	61
Tabelle 19: VMI+-Ergebnisse der quantitativen Analyse (HU, SNR, CNR) der Organe I. Die Angabe erfolgt in Mittelwert ± Standardabweichung. .....	85
Tabelle 20: VMI+-Ergebnisse der quantitativen Analyse (HU, SNR, CNR) der Organe II. Die Angabe erfolgt in Mittelwert ± Standardabweichung. .....	86
Tabelle 21: VMI+-Ergebnisse der quantitativen Analyse (HU, SNR, CNR) der Muskeln und Gefäße. Die Angabe erfolgt in Mittelwert ± Standardabweichung. ....	87
Tabelle 22: VMI+-Ergebnisse der ANOVA der Signal-to-noise Ratio (SNR). Ein p-Wert < 0,05 steht für signifikante Interaktion und bildet die Grundlage für eine Post-hoc-Analyse. ....	88
Tabelle 23: VMI+-Ergebnisse der ANOVA der Contrast-to-noise Ratio (CNR). Ein p-Wert < 0,05 steht für signifikante Interaktion und bildet die Grundlage für eine Post-hoc-Analyse. ....	89
Tabelle 24: Denoising-Ergebnisse der quantitativen Analyse der HU der analysierten Organe, Muskeln und Gefäße. Die Angabe erfolgt in Mittelwert ± Standardabweichung. ....	90
Tabelle 25: Denoising-Ergebnisse der quantitativen Analyse der Signal-to-noise Ratio (SNR) der analysierten Organe, Muskeln und Gefäße. Die Angabe erfolgt in Mittelwert ± Standardabweichung. ....	91
Tabelle 26: Denoising-Ergebnisse der quantitativen Analyse der Contrast-to-noise Ratio (CNR) der analysierten Organe, Muskeln und Gefäße. Die Angabe erfolgt in Mittelwert ± Standardabweichung.....	92

Tabelle 27: Denoising-Ergebnisse der ANOVA der SNR der analysierten Organe, Muskeln und Gefäße. Ein p-Wert < 0,05 steht für signifikante Interaktion und bildet die Grundlage für eine Post-hoc-Analyse.....	93
Tabelle 28: Denoising-Ergebnisse der ANOVA der CNR der analysierten Organe, Muskeln und Gefäße. Ein p-Wert < 0,05 steht für signifikante Interaktion und bildet die Grundlage für eine Post-hoc-Analyse.....	94

### III. Abkürzungsverzeichnis

AJCC	American Joint Committee on Cancer
ALM	Akrolentiginöses Melanom
ANOVA	Analysis of Variance
BMI	Body-Mass-Index
BM4D	block matching 4D-Algorithmus
BRAF	potentes Onkogen (B = Isoform/RAF = rapidly accelerated fibrosarcoma)
CNR	Contrast-to-noise Ratio
CT	Computertomographie/ -tomograph
DE	Dual Energy
DECT	Dual Energy Computertomographie/ -tomograph
DS	Dual Source
EMI	Electric and Musical Industries
HU	Hounsfield Unit
IMPACT	iterative maximum-likelihood polychromatic algorithm for CT
$\kappa$	Cohen's Kappa
keV	Kiloelektronenvolt
KM	Kontrastmittel
LDH	Laktatdehydrogenase
LMM	Lentigo-maligna-Melanom
mAs	Milliamperesekunde
md	mild-denoised
MEK	mitogen-aktivierte Proteinkinase-Kinase
MITK	Medical Imaging Interaction Toolkit
MRT	Magnetresonanztomographie/ -tomograph
MTRA	medizinisch-technische/r Radiologieassistent/in
NM	Noduläres Melanom
PACS	Picture Archiving and Communication System
PET	Positronen-Emissions-Tomographie
ROI	Region of Interest

SD	Standard Deviation
sd	standard-denoised
SSM	Superfiziell-spreitendes Melanom
SN	Zinn
SNR	Signal-to-noise Ratio
UV	Ultraviolet
VMI	Virtual Monoenergetic Imaging
VMI+	advanced Virtual Monoenergetic Imaging
VST	Variance-stabilizing transformation
ZNS	Zentrales Nervensystem

## 1 Einleitung

Die Computertomographie (CT) ist heute aus nahezu keinem medizinischen Fachgebiet mehr wegzudenken. In einem über Jahrzehnte andauernden und fortwährenden Entwicklungsprozess ist sie zu einem der tragenden Pfeiler in der bildgebenden klinischen Diagnostik geworden (Bautz and Kalender, 2005).

Vor der Entdeckung der Röntgenstrahlen konnten nur vage Vermutungen über die Krankheitsausprägung eines Patienten anhand von dessen geschilderten Symptomen und der ärztlich durchgeführten visuellen bzw. manuellen Untersuchung geäußert werden. Die von Wilhelm Conrad Röntgen im Jahre 1895 entdeckten Röntgenstrahlen lieferten von da an zumindest einen zweidimensionalen Einblick in den Körper und ein weiteres diagnostisches Medium (Zenger, 2018). Im Gegensatz zum konventionellen Röntgen liegt die Besonderheit der heute auf dem Markt befindlichen CT darin, dass sie in überlagerungsfreien Schnittbildern, sogenannten Tomographien, Einsicht in den lebenden Körper gewährt (Zenger, 2018). Ein dreidimensionales Bild des Organismus entsteht, ohne dass dieser dafür eröffnet werden muss (Bautz and Kalender, 2005). Die CT – als eine auch in Notfallsituationen den Patienten innerhalb von wenigen Minuten durchleuchtende Untersuchungsmethode – dient der raschen Diagnosefindung und bietet eine hohe Aussagekraft über Anatomie, Pathologie, Morphologie und Funktion des menschlichen Körpers (Bautz and Kalender, 2005, Zenger, 2018).

Von Kopf bis Fuß oder in einem zuvor definierten Ausschnitt können Bilddatensätze entstehen, aus denen durch Rekonstruktion der Rohdaten die medizinisch relevanten Informationen gefiltert und bestmöglich dargestellt werden. Anwendung findet sie, neben der Diagnostik, nicht nur in der Planung chirurgischer, diagnostischer und interventioneller Eingriffe, sondern auch in der Verlaufskontrolle von Therapien (Zenger, 2018).

Bis heute konnte die CT von keinem derzeit auf dem Markt befindlichen bildgebenden Verfahren in ihrer Bedeutung für die Diagnostik verdrängt werden. Dies liegt nicht zuletzt daran, dass auch die CT sich in einem fortwährenden Entwicklungsprozess befindet. Ein Teil dieser Weiterentwicklung ist die Dual

Energy CT (DECT). In der Dual Source DECT, einer speziellen Form der DECT, werden Bilddatensätze eines Patienten mittels zweier, mit unterschiedlicher Spannung betriebener Röntgenröhren gewonnen. Der Vorteil dieser Weiterentwicklung liegt in den vielfältigen Möglichkeiten der Nachbearbeitung. Eine dieser Möglichkeiten sind monoenergetische Rekonstruktionen, im Englischen als virtual monoenergetic imaging, kurz VMI, bezeichnet. VMI basiert auf dem Grundprinzip der DECT, der Dekomposition einzelner Körperbestandteile und ermöglicht die nachträgliche Rekonstruktion von DECT Bilddatensätzen in jeder Kiloelektronenvolt-Höhe (keV) von 40–190 keV. Die im Niedrig-keV-Bereich rekonstruierten VMI zeichnen sich durch einen verstärkten Iodkontrast, einer hierdurch verbesserten Abgrenzung pathologischer Veränderungen und eine letztlich damit eng zusammenhängende vereinfachte Diagnostik aus (D'Angelo et al., 2019, Martin et al., 2017). Allerdings ist als Nachteil einer solchen Rekonstruktion ein gesteigertes Bildrauschen zu nennen. Dem Rauschen in Rekonstruktionen im Niedrig-keV-Bereich wird mit der Weiterentwicklung zu rausch-optimierten monoenergetischen Rekonstruktionen (VMI+) Einhalt geboten. VMI+ wurde bereits vielfältig anhand unterschiedlicher Fragestellungen analysiert. Ziel dieser Dissertation ist es, den Einfluss von VMI+ auf objektive und subjektive Bildparameter in Ganzkörper-Bilddatensätzen von Patienten mit malignem Melanom zu analysieren und eine weitere Möglichkeit der Rauschunterdrückung von VMI+ mittels eines Denoising-Algorithmus zu evaluieren.

## 2 Hintergrund

### 2.1 Computertomographie

#### 2.1.1 Geschichte

Seit den frühen 1970er-Jahren hat sich die Computertomographie (CT) als ein Röntgenschnittverfahren im klinischen Alltag etabliert.

Entwickelt wurde diese Technik vom englischen Ingenieur Godfrey Newbold Hounsfield, der auch als „Vater der Computertomographie“ bezeichnet wird (Bautz and Kalender, 2005, Zenger, 2018). Begeistert von Technik begann er schon in jungen Jahren auf dem väterlichen Bauernhof zu experimentieren und zu konstruieren. Während seiner Tätigkeit bei der Royal Air Force und dem Studium am Faraday Engineering College in London perfektionierte Hounsfield sein Können und erweiterte sein Wissen im Bereich der Elektrotechnik, bis er schließlich 1951 in der Firma EMI Ltd. (Electric and Musical Industries Ltd.) seine Arbeit aufnahm. Nach anfänglicher Tätigkeit im Bereich der Computertechnik wechselte er in die Forschung, in den Bereich der computergestützten Verarbeitung von Bildern (Bautz and Kalender, 2005). Bei seinen Recherchen entdeckte er die Arbeiten des Physikers Johann Radon. In diesen wurde die Möglichkeit beschrieben, *„aus einer Serie von Projektionen eines Objekts, die aus unterschiedlichen Richtungen aufgenommen wurde, ein zweidimensionales Schnittbild zu berechnen“* (Bautz and Kalender, 2005). Hounsfield kombinierte Radons Gedanken mit seinen über die Jahre hinweg gesammelten Erfahrungen und Erkenntnissen. Er stellte sich die Frage, ob ein Computer nicht auch in Röntgenbildern Bildcharakteristika erkennen könne (Bautz and Kalender, 2005). Erst Jahre nach den ersten Überlegungen Hounsfields hierzu gelang ihm, dank der nun erforschten notwendigen mathematischen Formeln für die Bildberechnung und dem Vorhandensein leistungsstarker Computer, der Durchbruch und er konnte seine Idee praktisch umsetzen (Bautz and Kalender, 2005, Zenger, 2018). Seine Forschungen und Experimente vereinte Hounsfield in Zusammenarbeit mit der britischen Firma EMI Ltd., die bis dato hauptsächlich

Schallplatten und wenige elektronische Bauteile fertigte, in einem Gerät, dem sogenannten „EMI Scanner“ (Kalender, 2006). Neben Hounsfield unternahmen zu dieser Zeit parallel auch andere Wissenschaftler Überlegungen und Versuche zur Entwicklung der CT. Zu ihnen gehörten unter anderem A. McLeod Cormack (1963), H. A. Lorentz (1905), W. Oldendorf (1961), D. Kuhl und R. Edwards (1963), R. N. Bracewell und A. C. Riddle (1967), Gordon et al. (1970), Herman et al. (1973) (Bautz and Kalender, 2005, Kalender, 2006, Zenger, 2018). All jene, auch Hounsfield, agierten ohne das Wissen über die Arbeiten der jeweils anderen (Bautz and Kalender, 2005).

### 2.1.2 Prinzip

Die ringförmige Öffnung des Computertomographen, umgangssprachlich häufig „Röhre“ genannt, wird in der Fachsprache als Gantry bezeichnet (Zenger, 2018). Sie beinhaltet neben den bilderzeugenden Bauteilen Röntgenröhre und Detektorsystem, einen Hochspannungsgenerator, ein Blendensystem und eine Kühlung (Hünerbein, 2017).

Zur bildgebenden Untersuchung wird der Patient horizontal auf der Liege des CT positioniert und dabei mehrfach pro Sekunde stetig von einer Röntgenröhre entlang der Körperachse umkreist (Radeleff et al., 2006, Zenger, 2018).

Der den Körper durchdringende und durch die verschiedenen Gewebearten in unterschiedlichem Ausmaß abgeschwächte fächerförmige Röntgenstrahl wird von einem Detektor registriert, welcher gegenüber der Röhre angebracht ist (Radeleff et al., 2006, Zenger, 2018). Die vom Detektor ermittelten Intensitätsunterschiede werden anschließend in elektrische Signale transformiert, welche der Röntgenstrahlung entsprechen, dann digitalisiert und an einen Rechner übermittelt (Hünerbein, 2017, Zenger, 2018). Dort findet die Rekonstruktion der einzelnen Schnittbilder aus den sogenannten Rohbilddaten statt. Auch eine dreidimensionale Darstellung des gesamten Objektes ist möglich (Zenger, 2018).

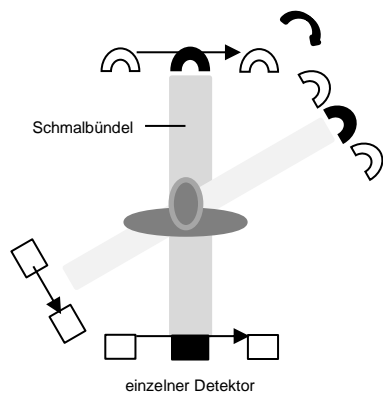


An speziellen Befundungsmonitoren können die entstandenen Aufnahmen durch den Untersucher entsprechend der gewünschten Betrachtungsweise gedreht, gewendet, vergrößert/verkleinert und gefenstert werden.

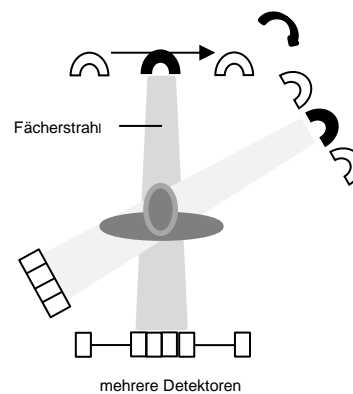
Um die Diagnostik und Aussagekraft einer CT noch weiter zu verbessern beziehungsweise der Anforderung spezieller Fragestellungen anzupassen, können Stoffe zur Kontrastverstärkung, sogenannte Kontrastmittel zum Einsatz kommen. Hierbei wird zwischen röntgenpositiven und -negativen Kontrastmitteln unterschieden. Zu den röntgenpositiven Kontrastmitteln, die im klinischen Alltag häufig Verwendung finden, zählen iodhaltige Verbindungen. Werden diese intravenös appliziert, reichern sie sich im darzustellenden Organ vermehrt an. Sie absorbieren abhängig von der Konzentration die Röntgenstrahlen stärker als das umliegende Gewebe und erhöhen dadurch den Kontrast (Hünerbein, 2017). Ein weiteres röntgenpositives Kontrastmittel ist Bariumsulfat. Zu den röntgennegativen Kontrastmitteln zählen CO<sub>2</sub> und Luft (Hünerbein, 2017).

### 2.1.3 Technik

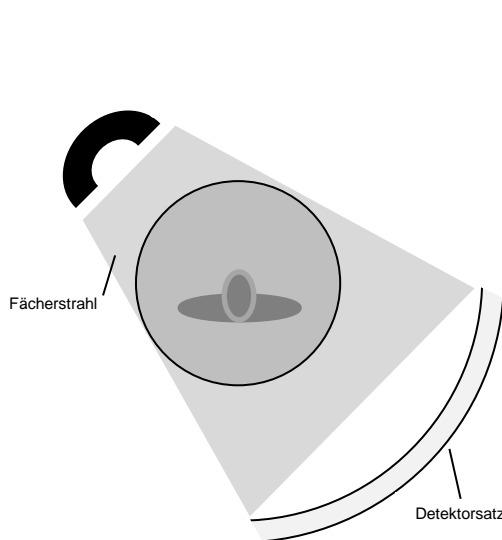
Am 1. Oktober 1971 fand die erste Untersuchung eines Patienten mit dem von Hounsfield mitentwickelten EMI Scanner statt (Zenger, 2018). Er gilt somit als Computertomograph der 1. Generation. Seine Funktion beruht auf zwei voneinander unabhängigen Bewegungsabläufen der Röntgenröhre. Zum einen handelt es sich dabei um eine Translations-, zum anderen um eine Rotationsbewegung (Hünerbein, 2017). Das erzeugte Schmalbündel der Röntgenstrahlen trifft auf einen, gegenübergestellten Detektor (Hünerbein, 2017).



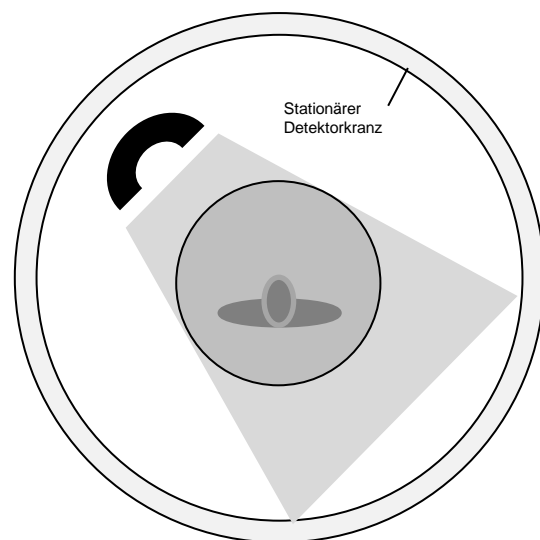
**1. Generation**



**2. Generation**



**3. Generation**



**4. Generation**

Abbildung 1: CT-Geräte und Weiterentwicklungen von der 1. bis 4. Generation nach Kalender (Kalender, 2006)

Die 2. Generation weist in ihrem Grundprinzip keine erheblichen Unterschiede zur Baureihe der 1. Generation auf. Während das Translations-Rotations-Prinzip der Röntgenröhre beibehalten wird, kommt statt dem Schmalbündel ein fächerförmiger Röntgenstrahl zum Einsatz, der zusätzlich durch einen zweiten Röntgenstrahl und zweiten Detektor ergänzt wird (Kalender, 2006).

Ab der 3. Generation wird auf die Translationsbewegung verzichtet. Die Röhre und ein ganzer Satz an Detektoren werden gekoppelt (Rother, 2006) und rotieren gemeinsam in einer kreisförmigen Bewegung um den Patienten (Hünerbein, 2017).

In den Computertomographen der 4. Generation umkreist nur noch die Röntgenröhre den Patienten. Ein aus Detektoren bestehender Kranz ist stationär kreisförmig im Gantry angeordnet (Hünerbein, 2017).

Im klinischen Alltag haben sich die CT der 3. Generation durchgesetzt.

Aufgrund der Kabelanordnung zur elektrischen Versorgung konnten die ersten CT nur eine einzelne Drehung von 360° durchführen (Kalender, 2006). Zur Schichtaufnahme kreiste die Röhre bei fester Tischposition um den Patienten, während bei der Kabelrückführung der Lagerungstisch entlang der Körperachse verschoben wurde (Hünerbein, 2017). Sequenziell wurde Schicht für Schicht durchstrahlt.

Die Entwicklung des Schleifringssystems zur Spannungszufuhr macht die Einzelschicht-CT überflüssig und ermöglicht durch den Wegfall der Kabelrückführung eine Dauerrotation der Röhre (Hünerbein, 2017). Dabei zirkuliert die Röntgenröhre kontinuierlich in einer schleifenförmigen Bahn um den Patienten (Hünerbein, 2017). Ab dem Jahr 1990 dient diese Spiral-CT-Technik, deren Entwicklung und Einführung im Fokus der Arbeiten des deutschen Physikers Willi A. Kalender stand, der Bildakquisition in CT-Geräten (Hünerbein, 2017, Zenger, 2018).

Eine verkürzte Untersuchungszeit, lückenlose Erfassung von Volumendatensätzen während einer Atempause und damit einhergehende bewegungsarme Aufnahmen sind einige der Vorteile, die die neue Technik im Vergleich zu den Geräten der ersten Generation sowohl für den Patienten als auch für den Untersucher mit sich bringt (Hünerbein, 2017).

Eine weitere Entwicklung ist die Anordnung mehrerer Detektorzeilen nebeneinander zum sogenannten Mehrzeilen-CT. Durch die Anordnung von 2 bis 256 (oder mehr) Detektorzeilen kann parallel zueinander mit nur einer Röhrenumdrehung mehr als eine Untersuchungsschicht errechnet werden (Hünerbein, 2017, Kalender, 2006).

#### 2.1.4 Bildrekonstruktion

Die im Gantry platzierten Detektoren erfassen während der Untersuchung die nach der Durchdringung des Gewebes nicht absorbierte Strahlung. Für jedes Volumenelement (Voxel) werden die entstehenden Schwächungswerte errechnet, in elektrische Signale umgewandelt, digitalisiert und der Bildrekonstruktion zugeführt (Hünerbein, 2017, Radeleff et al., 2006). Durch Überlagerung der so gewonnenen Datensätze entsteht das Schichtbild (Hünerbein, 2017). Die Zusammensetzung des Gewebes und die Strahlungsenergie beeinflussen die Strahlenabsorption und die daraus resultierende Schwächung der Röntgenstrahlung in einem Voxel (Hünerbein, 2017). Auf dem Monitor wird jedes Voxel durch ein Pixel (Element des zweidimensionalen Bildes) dargestellt (Hünerbein, 2017). Die Helligkeit eines solchen Pixels wird aus dem Durchschnitt aller Dichtewerte ermittelt. Diese Dichtewerte wiederum entsprechen den Schwächungswerten innerhalb jedes einzelnen Voxels (Radeleff et al., 2006). Als Maß für die Dichte gilt die Hounsfield Unit (HU), die sich aus dem linearen Schwächungskoeffizienten  $\mu$  errechnet (Hünerbein, 2017). Der lineare Schwächungskoeffizient  $\mu$  ist ein Maß für die Intensitätsverringerung von Strahlung beim Durchtritt durch Materie.

Mithilfe der folgenden Formel ist es möglich, die Dichtewerte der entsprechenden Hounsfield-Skala zu zuordnen (Hünerbein, 2017, Radeleff et al., 2006):

$$HU = 1000 \cdot \left( \frac{\mu (\text{Objekt}) - \mu (\text{Wasser})}{\mu (\text{Wasser})} \right)$$

Als Bezugsgrößen werden dabei Wasser (0 HU) und Luft (-1000 HU) herangezogen (Hünerbein, 2017).

Die ermittelten Dichtewerte werden im Bild auf einem speziellen Betrachtungsmonitor durch unterschiedliche Graustufen wiedergegeben. Da es dem menschlichen Auge allerdings nur möglich ist bis zu 20 verschiedene

Abstufungen von Grau wahrzunehmen, ist es notwendig, bei jeder Untersuchung entsprechend der vorliegenden Fragestellung und der darzustellenden Strukturen die optimale Fenstereinstellung zu wählen und hierdurch die Graustufen zu reduzieren bzw. zu fokussieren. Durch diese als Fenstertechnik bezeichnete Methode ist es möglich, die Grauwerte optimal auf den zu bewertenden Abschnitt einzustellen. Sämtliche Dichtewerte außerhalb dieses Fensters werden als einheitlich schwarze oder weiße Struktur dargestellt (Hünerbein, 2017).

In der Bildrekonstruktion haben sowohl Akquisitionsparameter als auch Rekonstruktionsparameter Einfluss auf das Rauschen der erzeugten Bilddatensätze. Eine Erhöhung der Akquisitionsparameter Dosis, Röhrenstrom (mAs) und Röhrenspannung (kV) führt zu einem geringeren Bildrauschen (Prokop, 2006). Werden die Rekonstruktionsparameter Schichtweite groß und Faltungskern weich eingestellt, reduziert dies ebenfalls das Bildrauschen in den Bilddatensätzen (Prokop, 2006).

Auch die Art der Bildrekonstruktion kann Einfluss auf das Rauschen von CT-Bilddatensätzen nehmen. Eine Methode, die zur Reduktion des Bildrauschens beiträgt, ist die iterative Rekonstruktion. Die iterative Rekonstruktion errechnet durch den Vergleich der gemessenen Rohdaten mit den Daten des Rohbildes ein Schnittbild, solange bis die beiden Parameter übereinstimmen (Hünerbein, 2017). Teil dieses Rechnungsprozesses ist eine Eliminierung des Bildrauschens (Hünerbein, 2017).

Eine neue Methode zur Reduktion des Bildrauschens wird in einer von Kim et al. veröffentlichten Studie beschrieben. Kim et al. rekonstruierten zunächst polychromatische CT-Bilddatensätze mit dem iterative maximum-likelihood polychromatic algorithm for CT (IMPACT) (Kim et al., 2016). Ein Algorithmus, der für das geringe Vorhandensein von Strahlenaufhärungsartefakten bekannt ist. Anschließend erfolgte die Bestimmung eines Umrechnungsfaktors für jedes Voxel, indem die Mittelwerte und die anhand des Bildes und der Scangeometrie geschätzten Varianzen des Rauschens in eine lineare Beziehung zueinander gebracht wurden (Kim et al., 2016). Nach der Anwendung des

Umrechnungsfaktors auf das rekonstruierte Bild wurde dieses mit Hilfe von variance-stabilizing transformation (VST) von einem nicht-gaußschen Bild in ein gaußsches Bild umgewandelt. Der block matching 4D-Algorithmus (BM4D) filterte das gaußsche Rauschen. Unter Verwendung der umgekehrten VST entstand abschließend der denoised Bilddatensatz (Kim et al., 2016). Der Ablauf wird ebenfalls im folgenden Flow-Chart verdeutlicht:

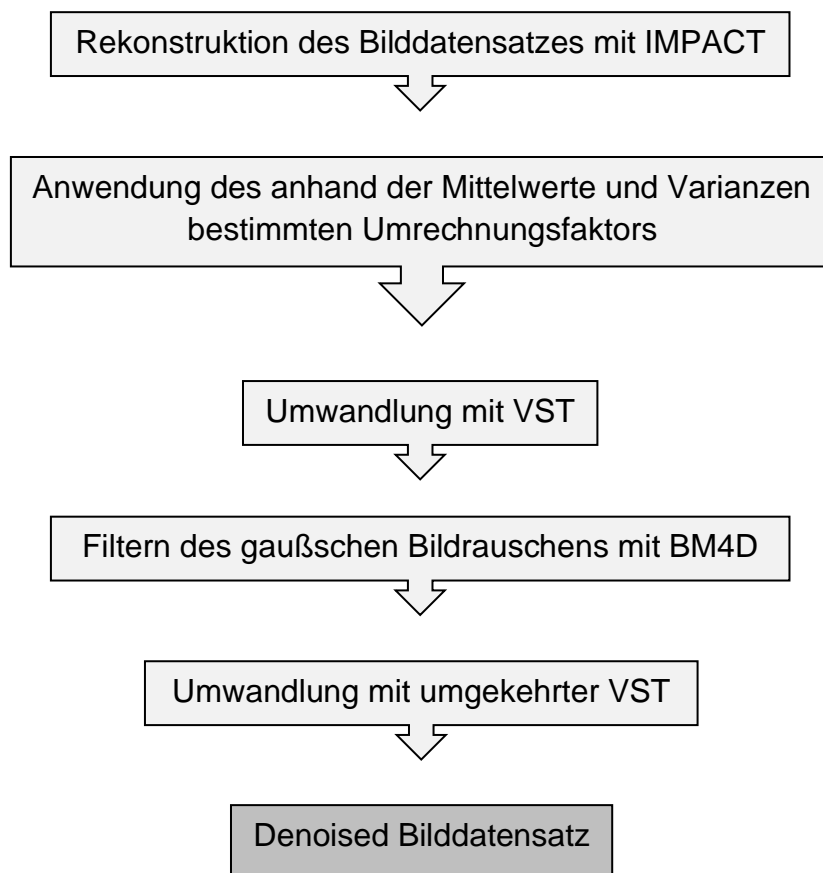


Abbildung 2: Flow-Chart des Denoising-Algorithmus nach Kim et al. (Kim et al., 2016)

## 2.2 Die Dual Energy-Computertomographie

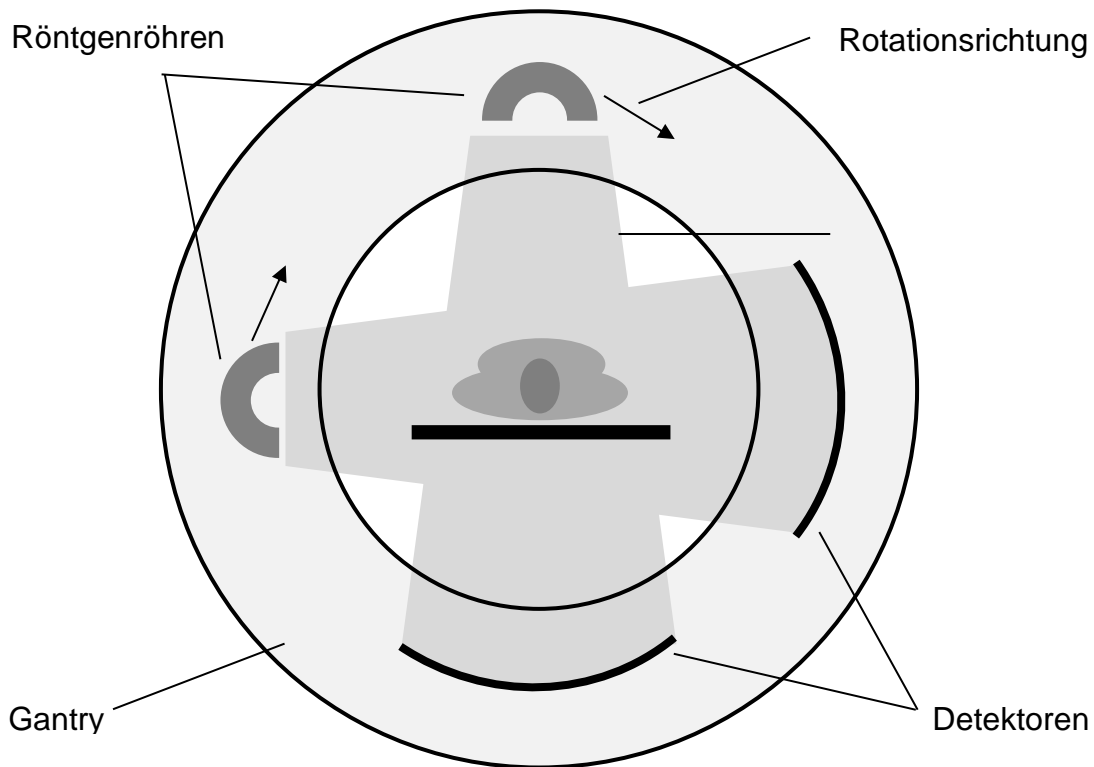


Abbildung 3: Funktionsweise der Dual Source Dual Energy CT nach Kalender (Kalender, 2006)

In dem Dual Source DECT (DS-DECT) rotieren zwei in einem bestimmten Winkel zueinander angebrachte Röntgenröhren und die dazugehörigen Detektoren um den Patienten. Die Röhren können mit unterschiedlicher Röhrenspannung (Kiloelektronenvolt, kurz keV), d.h. „Dual Energy“, betrieben werden (Zenger, 2018). In der herkömmlichen CT kann es dazu kommen, dass Gewebe unterschiedlichen Aufbaus dennoch in derselben oder sehr ähnlichen HU dargestellt werden und die Gewebedifferenzierung und -klassifizierung somit erheblich erschwert wird (McCollough et al., 2015).

Im Gegensatz dazu werden in der DS-DECT die verschiedenen Spannungen der zwei Röntgenröhren und die spezifische Absorption eines jeweiligen Gewebes genutzt, um unterschiedliche Schwächungswerte zu generieren. Im Vergleich zur

Bildgebung mit nur einer Röntgenröhre ist dadurch die Gewebisdifferenzierung deutlich vereinfacht (D'Angelo et al., 2019).

Entwickelt wurde die DS-DECT unter anderem zur scharfen Aufnahme bewegter Strukturen, insbesondere des Herzens (Zenger, 2018).

Aufgrund der zwei Röntgenröhren und ihrer Anordnung zueinander ist lediglich eine 90°-Drehung zur Aufnahme eines Volumendatensatzes notwendig. In Kombination mit einer kurzen Rotationszeit kann die Aufnahmezeit bis zur Hälfte reduziert werden. Beispielsweise erwies sich in der Herzbildgebung die Einnahme von Betablockern zur Verringerung der Ruhepulsfrequenz aufgrund der erhöhten Scangeschwindigkeit, der verbesserten Bildauflösung und gesteigerten zeitlichen Auflösung der DS-DECT als nicht mehr nötig (Zenger, 2018).

Entgegen früherer Annahmen und trotz der Verwendung zweier Röntgenröhren ist, im Vergleich zur Bildgewinnung mit nur einer Röntgenröhre, die Strahlenbelastung bei DS-DECT nicht wesentlich erhöht (Zenger, 2018). Zusätzlich kann im DECT die Menge des verabreichten Kontrastmittels aufgrund der Kenntnis der Schwächungswerte bei unterschiedlichen Energien reduziert werden (Grant et al., 2014).

Abgesehen vom Herzen hat das DECT mit seinen Nachbearbeitungsmöglichkeiten auch in zahlreichen anderen Körperregionen bei der Diagnostik pathologischer Veränderungen erhebliche Vorteile gezeigt. Dazu gehören u. a. die Identifikation von Nierensteinen (Graser et al., 2008, Thomas et al., 2010), der Nachweis und die Charakterisierung von Neoplasmen der Niere und Leber (Graser et al., 2010, Robinson et al., 2010), die Bestimmung von Neoplasmen der Lunge und Lymphknoten (Chae et al., 2008b, Schmid-Bindert et al., 2012), die Beurteilung von Stromatumoren des Gastrointestinaltraktes (Apfaltrer et al., 2012), die Visualisierung der Lungenperfusion und -ventilation (Chae et al., 2008a, Kerl et al., 2011), die Reduktion von Metallartefakten (Bamberg et al., 2011), die automatische Entfernung von Knochenstrukturen in der Gefäßdarstellung (Brockmann et al., 2009, Morhard et al., 2009) und die Bildgebung mit niedrigen Spannungen für



eine verbesserte Abbildung von Gefäßen in angiographischen Studien mit begrenzten Kontrastmittelvolumina (Yuan et al., 2012).

Neben dem Dual Source DECT, wie in der vorliegenden Arbeit verwendet, gibt es noch zwei weitere Techniken der Dual Energy CT: (1) das rapid keV-Switching DECT, bei dem der Bilddatensatz nur durch eine Röhren-Detektor-Kombination erzeugt wird, wobei die Röhre sehr schnell zwischen zwei Spannungen wechselt; (2) das dual-layer DECT, das durch seinen Aufbau aus einer Röhre und einem Detektor mit zwei Schichten in der Lage ist, den Röntgenstrahl in einen nieder- und hochenergetischen Photonenstrahl aufzulösen (Johnson, 2012, Sellerer et al., 2018).

Aufgrund der vielfältigen Möglichkeiten zur Nachbearbeitung von Bilddatensätzen hat sich die DECT im klinischen Alltag etabliert.

### 2.2.1 Virtuelle monoenergetische Rekonstruktionen

Eine Option der Nachbearbeitung ist z.B. die monoenergetische Rekonstruktion. Grundlage dieses Verfahrens stellen die beiden Schwächungswerte der DECT-Datensätze eines jeden Gewebes in einem Voxel dar (D'Angelo et al., 2019, Nasirudin et al., 2015). Anhand der so entstandenen unterschiedlichen Schwächungswerte wird für jedes Voxel der Anteil eines jeden dargestellten Gewebes an der Gesamtmasse des entsprechenden Voxels errechnet (D'Angelo et al., 2019). Virtuelle monoenergetische Rekonstruktionen bedienen sich dieser Information, um aus einem einzigen DECT-Rohdatensatz virtuelle monoenergetische Bilder bei beliebigen Spannungen von 40–190 keV zu rekonstruieren (D'Angelo et al., 2019).

Rekonstruktionen im Bereich von 40 keV zeigen aufgrund der Nähe zur Bindungsenergie eines Iod-Elektrons der K-Schale, die bei 33 keV liegt, ein verstärktes Iod-Signal (Beeres et al., 2016, Wichmann et al., 2014). Ein erhöhter Gefäßkontrast und daher potenziell besserer Bildeindruck sind das Ergebnis (Apfaltrer et al., 2014). Der Nachteil der mit 40 keV rekonstruierten Bilder liegt jedoch darin, dass sie ein erhöhtes Bildrauschen im Vergleich zu den bei 120 keV

rekonstruierten Mischbildern oder Originaldaten aufweisen (D'Angelo et al., 2019).

Um dieses Bildrauschen zu reduzieren, wurde für die DECT ein optimierter „virtual monoenergetic imaging (VMI)“ Algorithmus entwickelt, der als „VMI+“ oder auch „monoenergetic+“ bezeichnet wird (D'Angelo et al., 2019). Bei dem Verfahren nach VMI+ werden die Vorteile aus zwei bei unterschiedlichen keV rekonstruierten Datensätzen extrahiert und in einem einzigen Datensatz vereint. Dazu wird zunächst ein Datensatz mit hohem Kontrast zwischen Iod und dem umliegenden Gewebe bei niedrigen Spannungswerten rekonstruiert, und der zweite Datensatz bei einer Spannung, bei der wiederum das Bildrauschen gering ist (z.B. 70 keV) (Grant et al., 2014). Anschließend werden beide Datensätze jeweils in niedrige und hohe Ortsfrequenzen getrennt. Aus dem im niedrigen Spannungsbereich rekonstruierten Datensatz wird die Bilderserie niedriger Ortsfrequenzen extrahiert, aus dem im höheren Spannungsbereich rekonstruierten Datensatz die Bilderserie hoher Ortsfrequenzen. Beide werden miteinander kombiniert, um die Vorteile von verbessertem Kontrast und geringerem Rauschen in einer Serie zu vereinen (Grant et al., 2014). Das optimierte VMI+ bietet alle Vorteile von VMI bei etwas reduziertem Bildrauschen. Folglich wird davon ausgegangen, dass Bilder die mit dem optimierten VMI+-Algorithmus rekonstruiert wurden, ein besseres Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR = Contrast-to-noise Ratio) und eine verbesserte subjektive Bildqualität als mit den traditionellen VMI-Algorithmen liefern (D'Angelo et al., 2019). Durch die Errechnung der CNR wird eine Objektivierung der Bildqualität erreicht. Je höher das Verhältnis zwischen Kontrast und Rauschen ist, umso besser lassen sich Bilddetails und verschiedene Gewebe erkennen (Hünerbein, 2017).

## 2.3 Das Melanom

### 2.3.1 Definition

Das Melanom ist ein maligner Tumor der melanozytären Zellen und wird umgangssprachlich häufig als schwarzer Hautkrebs bezeichnet.

### 2.3.2 Epidemiologie

Mit stark steigender Tendenz stellt das Melanom in unseren mittleren Breitengraden derzeit 3 % der Krebserkrankungen dar. Das Melanom verursacht 1–2 % der Todesfälle durch maligne Tumore, wobei Todesfälle im speziellen verursacht durch Hautkrebs zu 90 % auf das maligne Melanom zurückzuführen sind (Fritsch et al., 2004, Hauswirth, 2016).

Das Melanom, vorwiegend ein Tumor hellhäutiger Menschen, tritt bei Frauen 1,5-mal häufiger auf als bei Männern und findet sich in allen Altersstufen (Fritsch et al., 2004).

Zu 90 % tritt das maligne Melanom hauptsächlich an der oberflächlichen Haut auf. Daneben kommt es noch an den Schleimhäuten und den Augen vor (Fritsch et al., 2004). Klinisch und histologisch werden dabei vier verschiedene Melanomtypen unterschieden (Hauswirth, 2016):

- superfiziell-spreitendes Melanom (SSM)
- noduläres Melanom (NM)
- lentigo-maligna-Melanom (LMM)
- akrolentiginöses Melanom (ALM)

Daneben gibt es noch seltene Melanomvarianten. Hierzu zählen das spitzoide, spindelzellige, naevoide und okkulte Melanom (Eigentler and Garbe, 2010, Garbe et al., 2006, Sebastian and Herrmann, 2006).

### 2.3.3 Pathophysiologie

Ätiologisch kann als bedeutendster Faktor für die Entwicklung eines malignen Melanoms das UV-Licht angeführt werden. Insbesondere der UV-B-Bereich bei seltener, dann jedoch intensiver Einstrahlung erweist sich als äußerst schädlich (Helmbold, 2006). Neben einer intensiven UV-Belastung und/oder Sonnenbränden in der Kindheit, wirken eine hohe Anzahl und atypische melanozytäre Nävi, eine genetische Prädisposition, ein heller Hauttyp, Immunsuppression und Xeroderma pigmentosum als prädisponierend (Kiecker, 2018).

Ein jedes Melanom entwickelt sich aus einem einzigen Zellklon (Terhorst, 2016). Vererbt oder durch die Einwirkung von UV-Licht kommt es zu einer Genveränderung im Rahmen der Initiation (Fritsch et al., 2004). Weiteres UV-Licht kann die Promotion und zusätzliche Mutationen bewirken (Fritsch et al., 2004). Der Primärtumor entsteht.

Neben dem UV-Licht nehmen die Melanozyten selbst eine entscheidende Rolle bei der Entstehung neoplastischer Veränderungen ein. Im Gegensatz zu anderen Zellen der Haut, wie z.B. den Keratinozyten, beinhalten sie eine große Menge antiapoptotischer Proteine (Fritsch et al., 2004), die für eine gewisse Apoptoseresistenz verantwortlich sind.

Vom Primärtumor ausgehend entwickelt sich das Melanom in einem stadienhaften Verlauf weiter. Aus einem lokal begrenzten, dem sogenannten Melanoma in situ mit intraepidermalelem Wachstum, wird nach dem Durchbruch der Basalmembran der Haut ein invasives Melanom, das sich in der frühen Phase meist eher horizontal flächig und später vertikal knotig entwickelt (Terhorst, 2016).

Die Tabellen 1 bis 4 zeigen die wichtigsten Klassifikationen des Melanoms nach der aktuellen S3-Leitlinie.

<b>T-Klassifikation</b>	<b>Tumordicke</b>	<b>Ulzeration</b>
Tx	Keine Angabe	Keine Angabe
T0	Keine Angabe	Keine Angabe
Tis (Melanoma-in-situ)	Keine Angabe	Keine Angabe
T1	≤ 1,0mm	Unbekannt oder nicht spezifiziert
T1a	< 0,8 mm	ohne Ulzeration
T1b	< 0,8 mm	mit Ulzeration
	0,8 mm – 1,0 mm	mit/ohne Ulzeration
T2	>1,0 – 2,0 mm	Unbekannt oder nicht spezifiziert
T2a	>1,0 – 2,0 mm	ohne Ulzeration
T2b	>1,0 – 2,0 mm	mit Ulzeration
T3	>2,0 – 4,0 mm	Unbekannt oder nicht spezifiziert
T3a	>2,0 – 4,0 mm	ohne Ulzeration
T3b	>2,0 – 4,0 mm	mit Ulzeration
T4	>4,0 mm	Unbekannt oder nicht spezifiziert
T4a	>4,0 mm	ohne Ulzeration
T4b	>4,0 mm	mit Ulzeration

Tabelle 1: T-Klassifikation des Primärtumors bei malignem Melanom (AJCC 2016/UICC 2016) aus der S3-Leitlinie Melanom des Leitlinienprogrammes Onkologie Juli 2020 (Leitlinienprogramm Onkologie (Deutsche Krebsgesellschaft, 2020))

<b>N-Klassifikation</b>	<b>Anzahl der metastatisch befallenen Lymphknoten</b>	<b>Vorhandensein von Intransit-, Satelliten-, und/oder Mikrosatelliten-Metastasen</b>
Nx	Regionale Lymphknoten wurden nicht beurteilt (z.B. keine Wächterlymphknotenbiopsie durchgeführt, regionale Lymphknoten bereits anderweitig entfernt)	Nein
N0	Keine regionalen Lymphknotenmetastasen nachweisbar	Nein
N1	Ein metastatisch befallener Lymphknoten ODER Intransit-, Satelliten- und/oder Mikrosatelliten-Metastasen OHNE einen metastatisch befallenen Lymphknoten	
N1a	Ein klinisch „okkult“ metastatisch befallener Lymphknoten (z.B. diagnostiziert mittels Wächterlymphknotenbiopsie)	Nein
N1b	Ein klinisch metastatisch befallener Lymphknoten	Nein
N1c	Kein regionärer metastatisch befallener Lymphknoten	Ja
N2	Zwei oder drei metastatisch befallene Lymphknoten ODER Intransit-, Satelliten- und/oder Mikrosatelliten-Metastasen mit einem metastatisch befallenen Lymphknoten	
N2a	Zwei oder drei klinisch „okkulte“ metastatisch befallene Lymphknoten (z.B. diagnostiziert mittels Wächterlymphknotenbiopsie)	Nein
N2b	Zwei oder drei metastatisch befallene Lymphknoten, bei denen mind. ein Lymphknoten klinisch diagnostiziert wurde	Nein
N2c	Ein metastatisch befallener Lymphknoten („okkult“ oder klinisch diagnostiziert)	Ja
N3	Vier oder mehr metastatisch befallene Lymphknoten ODER Intransit-, Satelliten- und/oder Mikrosatelliten-Metastasen mit zwei oder mehr metastatisch befallenen Lymphknoten ODER „verbackenes“ Lymphknotenkonglomerat OHNE Intransit-, Satelliten- und/oder Mikrosatelliten-Metastasen	
N3a	Vier oder mehr klinisch „okkulte“ metastatisch befallene Lymphknoten (z.B. diagnostiziert mittels Wächterlymphknotenbiopsie)	Nein
N3b	Vier oder mehr metastatisch befallene Lymphknoten, bei denen mind. ein Lymphknoten klinisch diagnostiziert wurde	Nein
N3c	Zwei oder mehr „okkulte“ oder klinisch metastatisch befallene Lymphknoten und/oder „verbackenes“ Lymphknotenkonglomerat	Ja

Tabelle 2: N-Klassifikation des Primärtumors bei malignem Melanom (AJCC 2016/UICC 2016) aus der S3-Leitlinie Melanom des Leitlinienprogrammes Onkologie Juli 2020 (Leitlinienprogramm Onkologie (Deutsche Krebsgesellschaft, 2020))

M-Klassifikation	Anatomische Lokalisation	Laktatdehydrogenase (LDH)-Wert
M0	Kein Hinweis auf Fernmetastasen	
M1	Vorhandensein von Fernmetastasen	
M1a	Fernmetastasen i.B. der Haut, Weichteile inkl. Muskel und/oder nicht regionale Lymphknoten	Nicht bestimmt oder nicht dokumentiert
M1a (0)		normal
M1a (1)		erhöht
M1b	Fernmetastasen i.B. der Lunge; mit oder ohne Beteiligung der unter M1a codierten Lokalisationen	Nicht bestimmt oder nicht dokumentiert
M1b (0)		normal
M1b (1)		erhöht
M1c	Fernmetastasen i.B. anderer viszeraler Lokalisationen OHNE ZNS-Beteiligung; mit oder ohne Beteiligung der unter M1a oder M1b codierten Lokalisationen	Nicht bestimmt oder nicht dokumentiert
M1c (0)		normal
M1c (1)		erhöht
M1d	Fernmetastasen i.B. des ZNS; mit oder ohne Beteiligung der unter M1a, M1b, oder M1c codierten Lokalisationen	Nicht bestimmt oder nicht dokumentiert
M1d (0)		normal
M1d (1)		erhöht

Tabelle 3: M-Klassifikation des Primärtumors bei malignem Melanom (AJCC 2016/UICC 2016) aus der S3-Leitlinie Melanom des Leitlinienprogrammes Onkologie Juli 2020 (Leitlinienprogramm Onkologie (Deutsche Krebsgesellschaft, 2020))

T-Klassifikation	N-Klassifikation	M-Klassifikation	Stadium
Tis	N0	M0	0
T1a	N0	M0	IA
T1b	N0	M0	
T2a	N0	M0	IB
T2b	N0	M0	IIA
T3a	N0	M0	
T3b	N0	M0	IIB
T4a	N0	M0	IIC
T4b	N0	M0	
T0	N1b, N1c	M0	IIIB
T0	N2b, N2c, N3b oder N3c	M0	IIIC
T1a/b-T2a	N1a oder N2a	M0	IIIA
T1a/b-T2a	N1b/c oder N2b	M0	IIIB
T2b/T3a	N1a-N2b	M0	
T1a-T3a	N2c oder N3a/b/c	M0	IIIC
T3b/T4a	Jedes N $\geq$ N1	M0	
T4b	N1a-N2c	M0	
T4b	N3 a/b/c	M0	IIID
Jeder T, Tis	Jedes N	M1	IV

Tabelle 4: Stadieneinteilung des malignen Melanoms – pathologisch (AJCC 2016/UICC 2016) aus der S3-Leitlinie Melanom des Leitlinienprogrammes Onkologie Juli 2020 (Leitlinienprogramm Onkologie (Deutsche Krebsgesellschaft, 2020))

#### 2.3.4 Diagnostik

Die Diagnostik des Melanoms erfolgt zunächst rein klinisch durch die Inspektion suspekter Areale unter dem Dermatoskop. Ein neu aufgetretener Pigmentfleck ist ebenso ein erstes Verdachtskriterium, wie ein bereits bestehender, der seine Form, Farbe und/oder Größe verändert (Hauswirth, 2016). Asymmetrie, Begrenzung, Colorit und Durchmesser des Nävi gelten als wichtige Anhaltspunkte bei der klinischen Untersuchung. Ist der Befund bei den meisten der zuvor genannten Kriterien, die auch als ABCD-Regel bekannt sind, positiv verändert, wird eine Exzisionsbiopsie des gesamten fraglichen Bereiches mit einem Sicherheitsabstand von 0,5 cm durchgeführt (Hauswirth, 2016). Das entnommene Präparat wird einer histo-pathologischen Diagnosesicherung unterzogen.

Bestätigt sich der klinische Melanomverdacht liefert die Histologie zudem Informationen über den genauen Melanomtyp, die Invasionstiefe (Clark), die Tumordicke (Breslow) sowie das Vorhandensein von Ulzerationen (Hauswirth, 2016). Von besonderer Bedeutung sind hierbei die beiden letzteren Kriterien, da anhand dieser die weiteren Therapieschritte geplant werden. So wird ab einer Tumordicke von >1 mm oder bei vorhandenen Ulzerationen zudem eine nodale Sonographie der lokoregionären Lymphknoten sowie eventuell eine Biopsie mit anschließender Labordiagnostik des Wächterlymphknotens durchgeführt (Hauswirth, 2016).

#### 2.3.5 Computertomographie bei Melanom

Zur Vervollständigung des Stagingprozesses kann zusätzlich zur klinischen und histologischen Sicherung eine Bildgebung in Form eines CT, MRT oder PET-CT notwendig werden (Hauswirth, 2016).

Eine CT-Untersuchung wird besonders ab einem Tumorstadium IIC und III empfohlen (Leitlinienprogramm Onkologie (Deutsche Krebsgesellschaft, 2020)). Einem Tumorstadium IIC werden Melanome mit einer Dicke >4mm und Ulzeration des Primärtumors (pT4b) zugeordnet. Das Tumorstadium III ist



gekennzeichnet durch die lokoregionale Metastasierung (Leitlinienprogramm Onkologie (Deutsche Krebsgesellschaft, 2020)).

Die Computertomographie dient der Diagnose der Lymphknotenmetastasen und als Ergänzung zur Sonographie. Selbst wenn Lymphknotenmetastasen anhand anderer diagnostischer Hilfsmittel wie der Sonographie erkannt wurden, sollte vor der chirurgischen Therapie oder einer Wächterlymphknotenbiopsie ein genaues Staging mit einem hochauflösenden CT erfolgen. Zum einen wird mit der Bildgebung der Ausgangsstatus für einen späteren Vergleich gesichert. Zum anderen dient die Bildgebung dem Ausschluss oder der Beurteilung weiterer Fernmetastasen bzw. der genaueren Analyse von Metastasierungswegen (Dummer et al., 2015).

Neben den beschriebenen ersten Schritten des Stagings hat die CT noch weitere entscheidende Aufgaben in der interdisziplinären Behandlung des Melanoms. Die CT-Bildgebung bildet die Grundlage für die Planung chirurgischer Eingriffe und dient der Evaluation des Erfolges nach lokaler oder systemischer Therapie. Allerdings muss bei im Rahmen der unmittelbar postoperativen Tumornachsorge angefertigten CT-Bilddatensätzen auch immer deren geringe Sensitivität berücksichtigt werden (Veit-Haibach et al., 2009). Bedingt wird diese geringe Sensitivität durch körpereigene Reparatur- und Heilungsprozesse als Folge einer operativen Tumorentfernung.

Umso wichtiger sind deshalb die in regelmäßigen, definierten Abständen im Laufe der jahrelangen Nachsorge angefertigten CT-Bilder (Veit-Haibach et al., 2009).

### **3 Zielsetzung**

Virtuelle monoenergetische Rekonstruktionen sind im klinischen Alltag eine bedeutende Methode der Nachbearbeitung von Bilddatensätzen der DECT.

Der Nachteil dieses Verfahrens liegt jedoch darin, dass die rekonstruierten Bildserien durch Rauschen in ihrer Qualität und Genauigkeit beeinträchtigt werden.

Vor diesem Hintergrund wurde das nachstehende Ziel dieser Arbeit bestimmt:

- Einfluss von VMI+ auf quantitative und qualitative Bildparameter bei Patienten mit malignem Melanom in der Ganzkörper-DECT
- Evaluation der Optimierung von VMI+ durch die zusätzliche Anwendung des zuvor unter 2.1.4 beschriebenen Denoising-Algorithmus nach Kim et al.

### **4 Hypothese**

Grundlage vorliegender Arbeit bilden die beiden im Folgenden definierten Arbeitshypothesen:

- 1) Aufgrund des höheren Kontrasts der dargestellten Läsion ist VMI+ im Niedrig-keV-Bereich für die Ganzkörper-DECT bei Melanompatienten von Vorteil gegenüber dem originalen Bilddatensatz.
- 2) Mittels eines Denoising-Algorithmus lässt sich das Rauschen, das einen großen Nachteil der Rekonstruktion von Bilddatensätzen mithilfe von VMI+ darstellt, reduzieren. Sowohl die Bildqualität als auch die diagnostische Sicherheit werden dadurch erhöht.

## 5 Material und Methoden

Diese Dissertation beruht auf zwei aufeinander aufbauenden retrospektiven Analysen.

Das Votum der Ethikkommission für das Projekt Nummer 314/2017BO2 vom 30.05.2017 zur retrospektiven, anonymisierten Auswertung der in der Diagnostik und Therapie entstandenen Daten liegt vor. Eine informierte Einverständniserklärung der bereits untersuchten Patienten musste nach Ansicht der Kommission nicht retrospektiv noch eingeholt werden.

Einschlusskriterien für die Aufnahme eines Melanom-Patienten in diese Arbeit waren eine Überweisung der Universitäts-Hautklinik Tübingen, ein Melanom-Stadium III oder größer, eine kontrastmittelverstärkte DECT-Ganzkörperbildgebung in der portalvenösen Phase und ein Aufnahmedatum im Zeitraum von August 2015 bis März 2016.

Kriterien, die zum Ausschluss aus der Studie führten, waren ein nicht in der portalvenösen Phase entstandenes DECT, eine eingeschränkte Bildqualität, inkomplette Aufnahmen und Patienten, die zum Untersuchungszeitpunkt noch nicht die Volljährigkeit erreicht hatten.

### 5.1 Patientenkollektiv

Das Patientenkollektiv der beiden retrospektiven Analysen besteht aus insgesamt 78 Patienten, wovon 38 Patienten in der Analyse „VMI+“ der monoenergetischen Rekonstruktionen analysiert wurden und 40 Patienten in der Analyse „Denoising“ des zusätzlich verwendeten Denoising-Algorithmus.

Bei allen 78 Patienten wurde beim Staging nach der Erstdiagnose, während der Verlaufskontrolle oder der Nachsorge ein Melanom im Stadium III oder IV nach der Stadieneinteilung des American Joint Committee on Cancer (AJCC) diagnostiziert.

Im Rahmen der Diagnostik wurden bei den 78 Patienten der beiden Analysen in der Abteilung für diagnostische und interventionelle Radiologie der radiologischen Universitätsklinik Tübingen CT-Untersuchungen im Zeitraum von August 2015 bis März 2016 durchgeführt.

## 5.2 Bildakquisition und Rekonstruktion

Die bildgebende Untersuchung der Patienten erfolgte mit einem Dual Source Dual Energy Scanner der 3. Generation (Somatom Force, Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland). Die Gantry eines Gerätes dieses Bautyps beinhaltet je zwei Strahlungsrohren und einen Detektorkranz. Die Aufnahmen des Ganzkörper-DECT wurden nach dem Protokoll für Ganzkörper-DECT der Abteilung für diagnostische und interventionelle Radiologie der Radiologischen Universitätsklinik Tübingen in kranio-kaudaler Richtung im Dual-energy-Modus durchgeführt. Den Patienten wurde 90 Sekunden vor Untersuchungsbeginn in der Ellenbeuge intravenös iodhaltiges Kontrastmittel (Imeron 400, Bracco, Mailand, Italien) verabreicht. Die Menge orientierte sich dabei am Körpergewicht des Patienten. Die Applikation erfolgte mit dem Medrad® Stellant Injektionssystem (Medrad, Bayer, Deutschland; Flussrate  $2 \pm 0,5$  ml/s). Seine DualFlow-Technik, mit der gleichzeitig Kontrastmittel und Kochsalzlösung zugeführt werden, ermöglicht eine gleichmäßige Verteilung des applizierten Stoffes im Körper und durch direktes NaCl-Nachspülen mehr Zeit zur Kontrastmittelverteilung. Eine Minimierung von Artefakten und ein verbesserter Weichteilkontrast sind die Folge.

Für die Bildgebung wurden folgende Akquisitionsparameter erhoben: Kollimation: 0,6 mm x 128; Pitch: 0,6; Rotationszeit: 0,5 s; Röhrenstrom: Röhre A 190 mAs, Röhre B 95 mAs und Röhrenspannung: Röhre A 100 keV, Röhre B Sn150 keV. Die Standardrekonstruktion der DECT-Rohdatensätze wurde mit einer Advanced Modeled Iterative Reconstruction (ADMIRE, Level2) unter Verwendung eines

mittelharten Faltungskerns (Bf40), einer Schichtweite von 3 mm und einem Rekonstruktionsinkrement von 3 mm durchgeführt.

Anhand der o.g. Einschlusskriterien wurden Patienten für diese Dissertation definiert. Deren im Zeitraum von August 2015 bis März 2016 erfasste CT-Aufnahme stammte aus der Picture Archiving and Communication System (PACS)-Datenbank der Radiologischen Universitätsklinik Tübingen. Die Bilddatensätze wurden zunächst anonymisiert. Anschließend wurden sie in der Abteilung für diagnostische und interventionelle Radiologie importiert und mithilfe einer VMI+-Software (syngo.via A30A, Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) nachbearbeitet.

Die Rekonstruktion der VMI+-Bildserien der Studie „VMI+“ erfolgte für drei verschiedene keV-Level (40, 55, 70) mit einer Schichtdicke von 3 mm und einem Abstand von 3 mm. Mit demselben Abstand und derselben Dicke, jedoch nur bei einem keV-Level von 40 und 55, wurden die Bilderserien der Analyse „Denoising“ rekonstruiert.

Anschließend wurden die Daten anonymisiert exportiert und gespeichert.

### 5.3 Denoising

Die gespeicherten Datensätze der Analyse „VMI+“ wurden anschließend direkt der quantitativen und qualitativen Analyse unterzogen. Auf der Grundlage des Ergebnisses der ersten Analyse wurden die gespeicherten Datensätze der Analyse „Denoising“ mit einem vom Biomedical Image Computing Laboratory der nationalen Universität von Seoul entwickelten Denoising-Algorithmus bearbeitet.

Mit dem bereits unter 2.1.4 dieser Dissertation näher beschriebenen Denoising-Algorithmus nach Kim et al. lässt sich das Bildrauschen in Bilddatensätzen unterschiedlich stark reduzieren. Die Bilddatensätze der Analyse „Denoising“ wurden in einer leichten Stufe „mild-denoised“ und in einer stärkeren Stufe „standard-denoised“.

Am Ende gab es für jeden der 40 Patienten der Studie „Denoising“ 7 Datensätze bestehend aus Original, 40 keV nicht denoised (VMI+ 40), 40 keV mild-denoised (40md), 40 keV standard-denoised (40sd), 55 keV nicht denoised (VMI+ 55), 55 keV mild denoised (55md) und 55 keV standard denoised (55sd). Dies ergibt in der Summe 280 Datensätze.

#### 5.4 Rekonstruktion Regions of Interest

Unter Verwendung der Graphikbibliothek Medical Imaging Interaction Toolkit (MITK Workbench 2015.5.2) wurden zahlreiche Regions of Interest (ROI) in verschiedenste anatomische Strukturen vom Kopf bis zum Becken eingezeichnet. Im Detail wurden folgende ROIs in der Analyse der „VMI+“ gesetzt: Glandula (Gl.) parotis (1) links, (2) rechts; Lingua (3); Glandula thyroidea (4) links, (5) rechts; Intrapulmonal (6) links ventral, (7) links dorsal, (8) rechts ventral, (9) rechts dorsal; Hepar (10) kranial1, (11) kranial2, (12) kranial3, (13) kranial4, (14) kaudal1, (15) kaudal2, (16) kaudal3, (17) kaudal4; (18) Pancreas; (19) Splen; Ren (20) links, (21) rechts; (22) Corpus vertebrae; (23) Intraspinal; (24) Vesica urinaria; Musculus (M.) sternocleidomastoideus (25) links, (26) rechts; M. pectoralis minor (27) links, (28) rechts; M. psoas major (29) links, (30) rechts; M. obturatorius (31) links, (32) rechts; Arteria (A.) carotis communis (33) links, (34) rechts; Vena (V.) jugularis interna (35) links, (36) rechts; (37) Arcus aortae; (38) Truncus pulmonalis; (39) Aorta abdominalis; (40) Cervicales Fett; (41) Parapankreatisches Fett; (42) Luft außerhalb des Patienten im Bereich des Thorax

In der Analyse des „Denoising“ wurden folgende ROIs gesetzt:

Glandula thyroidea (1) links, (2) rechts; Intrapulmonal (3) links ventral, (4) links dorsal, (5) rechts ventral, (6) rechts dorsal; Hepar (7) links, (8) rechts; (9) Pancreas; (10) Splen; Ren (11) links, (12) rechts; (13) Corpus vertebrae; (14) Vesica urinaria; M. sternocleidomastoideus (15) links, (16) rechts; M. pectoralis minor (17) links, (18) rechts; M. psoas major (19) links, (20) rechts; A. carotis communis (21) links, (22) rechts; V. jugularis interna (23) links, (24) rechts; (25)

Arcus aortae; (26) Truncus pulmonalis; (27) Aorta abdominalis; (28) Cervicales Fett; (29) Parapankreatisches Fett; (30) Luft außerhalb des Patienten im Bereich des Thorax.

Die genannten ROI wurden in beiden Teilanalysen im Sinne einer Schablone in der 40 keV Rekonstruktion (VMI+ 40, nicht denoised) eines jeden Patienten gezeichnet und auf alle übrigen Datensätze übertragen. Von allen angezeigten Werten wurden die objektiven Bildwerte, Iod-Schwächung in Hounsfield Units (HU) und die Standardabweichung (SD) als Maß für das Rauschen in eine Excel-Tabelle übertragen und bildeten die Grundlage für die folgende Analyse.

## 5.5 Quantitative Analyse

Die quantitative Analyse beider Teilanalysen erfolgte mit identischen Formeln. Zur Kalkulation der Signal-to-noise Ratio (SNR) der einzelnen anatomischen Strukturen wurde folgende Formel verwendet:

$$\text{SNR} = \frac{\text{HU}_{\text{ROIx}}}{\text{SD}_{\text{ROIx}}}$$

Die Kalkulation der Contrast-to-noise Ratio (CNR) von Organen, Muskeln und Gefäßen erfolgte mit der Formel:

$$\text{CNR} = \frac{\text{HU}_{\text{ROIx}} - \text{HU}_{\text{Fett}}}{\text{SD}_{\text{Fett}}}$$

Für die Berechnung der CNR der Lunge wurde eine separate Formel verwendet:

$$\text{CNR}_{\text{Lunge}} = \frac{\text{HU}_{\text{ROI-Lunge}} - \text{HU}_{\text{Luft-extracorporeal}}}{\text{SD}_{\text{Luft-extracorporeal}}}$$

## 5.6 Qualitative Analyse

Die Analyse der Datensätze der Analyse „VMI+“ wurde von zwei Radiologinnen mit 4 Jahren Erfahrung (M.K.) und 3 Jahren Erfahrung (C.S.) in Schnittbildtechnik an einem geeigneten Arbeitsplatz mittels des Programmes syngo.via (syngo.via, Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) vorgenommen. Dasselbe Programm diente auch der Untersuchung der Bilddatensätze der Analyse „Denoising“. Sie wurde von einer Radiologin mit 4 Jahren Erfahrung (M.K.) und einem Radiologen mit 3 Jahren Erfahrung (S.W.) ausgeführt.

Gegenüber der verwendeten Rekonstruktionsmethode und den bildgebenden Daten waren die Radiologen in beiden Analysen verblindet.

In beiden Analysen wurde die qualitative Analyse der Bilddatensätze unabhängig voneinander, anonymisiert, zufällig und mit einem zeitlichen Abstand von 2 Wochen zueinander durchgeführt. Hierbei konnten die Radiologen die Fenstereinstellung der axial orientierten Bilddatensätze individuell anpassen.

Analysiert wurden die Daten in beiden Analysen mittels einer 5-stufigen Likert-Skala, die wie folgt definiert wurde:

- 1) Schlecht: schlechter Kontrast und/oder starkes Rauschen ohne zuverlässige Diagnose
- 2) Ungenügend: verringerter Kontrast und/oder moderat erhöhtes Rauschen, Pathologie-/Organgrenzen können bei weniger als 50 % bestimmt werden
- 3) Ausreichend: guter Kontrast mit moderat erhöhtem Rauschen oder geringer Minderung der Bildqualität; eingeschränkte Evaluation
- 4) Gut: guter Kontrast mit moderat erhöhtem Rauschen mit ausreichender Weichgewebsabgrenzung
- 5) Sehr gut: hervorragender Kontrast ohne relevantes Rauschen und scharfe, umschriebene Pathologie-/Organgrenzen



Die 5-stufige Likert-Skala wurde verwendet, um in beiden Analysen „VMI+“ und „Denoising“ folgende Parameter zu bewerten:

(1) Gesamteindruck, (2) Bildrauschen, (3) Schärfe, (4) Erkennbarkeit von Läsionen und (5) diagnostische Sicherheit.

## 5.7 Statistische Methoden

Die statistische Analyse der gewonnenen Daten erfolgte mittels des Statistikprogrammes SPSS (Version 25, IMB, Armonk/NY, USA).

Die Ergebnisse der quantitativen Analyse werden in Tabellen und Text als Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung angegeben. Aufgrund der Normalverteilung der Werte wurde zum Vergleich eine Varianzanalyse mit Messwiederholung, im Englischen als repeated-measures Analysis of Variance (rm-ANVOA) bezeichnet, durchgeführt.

Mediane mit Minimum und Maximum dienen der Angabe der Ergebnisse der qualitativen Analyse. Der Wilcoxon-Test mit Bonferroni-Korrektur diene der anschließenden Prüfung auf Signifikanz. Die Anwendung des Wilcoxon-Tests beruht auf der ordinalen nicht-kontinuierlichen Natur der Werte.

Ein p-Wert  $< 0,05$  steht sowohl in der quantitativen als auch in der qualitativen Analyse für statistisch signifikante Unterschiede und wird in den Tabellen mit einem Stern\* gekennzeichnet.

Cohen's Kappa ( $\kappa$ ) diene zur Feststellung der Übereinstimmung der subjektiven Bildqualität der Reader. Ein  $\kappa$ -Wert  $>0,8$  steht für (fast) vollkommene Übereinstimmung,  $\kappa = 0,6-0,8$  für beachtliche,  $\kappa = 0,4-0,6$  für mittelmäßige,  $\kappa = 0,2-0,4$  für ausreichende,  $0 < \kappa < 0,2$  für etwas und ein  $\kappa$ -Wert  $< 0$  für schlechte Übereinstimmung.

## 6 Ergebnis

### 6.1 Analyse der advanced virtual monoenergetic Imaging-Datensätze (VMI+)

Insgesamt wurden 38 Melanom-Patienten zur Datenanalyse eingeschlossen. Die Geschlechterverteilung lag bei 25 männlichen Patienten und 13 weiblichen Patientinnen, mit einem mittleren Alter von  $60 \pm 15,2$  Jahren.

Die Subkategorien der Melanomdiagnose dieser 38 Patienten sowie die Stadieneinteilung können der Tabelle 5 entnommen werden.

<b>Patientencharakteristika</b>		<b>Gesamt n = 38</b>
<i>Geschlecht</i>	M : F	25:13
<i>Alter zum Untersuchungszeitpunkt</i>		60,0 $\pm$ 15,2
<i>Stadium</i>	IIIa	7
	IIIb	7
	IIIc	10
	IV	14
<i>Klassifikation</i>	Superfiziell-spreitendes Melanom	13
	Noduläres Melanom	10
	Akrolentiginöses Melanom	4
	Okkultes Melanom	4
	Naevoides Melanom	5
	Nicht klassifizierbar	2

Tabelle 5: Patientencharakteristika der Analyse VMI+

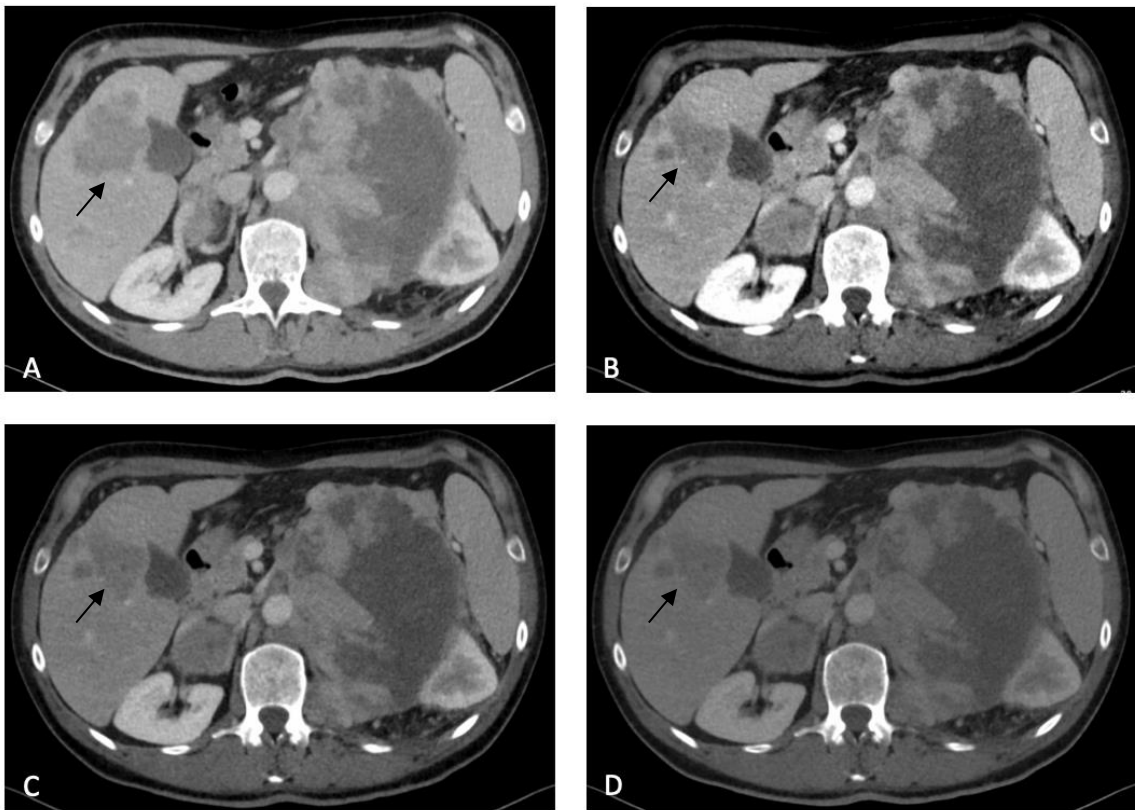


Abbildung 4: CT-Bilder eines 54-jährigen männlichen Patienten mit superfiziell-spreitendem Melanom Stadium IV mit Lebermetastasen (mit einem Pfeil ↑ markiert). Die Bilder wurden mit dem rausch-optimierten VMI+-Algorithmus bei 40 keV (B), 55 keV (C) und 70 keV (D) rekonstruiert. VMI+ wiesen eine gute subjektive und objektive Bildqualität auf sowie eine verbesserte diagnostische Sicherheit bei der Erkennung möglicher pathologischer Veränderungen. Das Bild der linear gemischten Standardrekonstruktion des CT der portalvenösen Phase wird zum Vergleich gezeigt (A).

### 6.1.1 Quantitative Analyse

Die quantitative Analyse lieferte die höchsten HU-Werte sowohl für die Organe als auch für die Muskeln und Gefäße in den VMI+ 40. Mit steigenden keV (55 und 70) der VMI+ sanken die gemessenen HU-Werte der ROI. Die niedrigsten HU-Werte der o.g. anatomischen Strukturen wurden in den VMI+ 70 gemessen. Die HU-Werte der CTpv ordneten sich bei allen in der Studie inkludierten Organen, Muskeln und Gefäßen zwischen den beiden Rekonstruktionen VMI+ 55 und VMI+ 70 ein.

Die Pulmo bildete eine Ausnahme. Höchste HU-Werte wurden hier in den CTpv gemessen (-846,02 bis -867,62 HU), niedrigste in den VMI+ 40 (-790,09 bis

-830,66 HU). Abbildung 5 zeigt die graphische Darstellung der Ergebnisse der HU-Werte.

Die Auswertung der SNR lieferte in den CTpv-Bilddatensätzen die höchsten Werte für alle analysierten Organe, Muskeln und Gefäße. Die Werte der SNR sanken in den VMI+ 55 und noch weiter in den VMI+ 40. Die niedrigsten Werte der SNR wurden für alle anatomischen Strukturen in den VMI+ 70 erzielt. Die Auswertung der SNR-Werte ist graphisch in Abbildung 6 zusammengefasst.

Die Analyse der CNR ergab die höchsten Werte für die in der Analyse inkludierten Organe, Muskeln in den VMI+ 55. Die Werte der CNR sanken in den VMI+ 40 und noch weiter in den VMI+ 70.

Für die in der Analyse untersuchten Gefäße war die CNR in den VMI+ 40 am höchsten. Die Werte sanken mit steigenden keV von 55 bis 70.

Die CNR-Werte waren bei allen analysierten anatomischen Strukturen in den CTpv am niedrigsten, graphisch dargestellt in Abbildung 7.

Die detaillierten Werte der quantitativen Analyse können den Tabellen 19, 20 und 21 im Anhang entnommen werden.

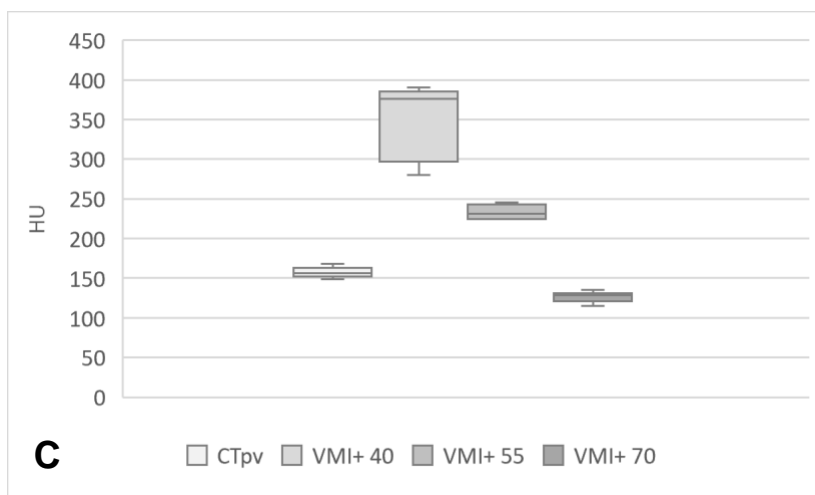
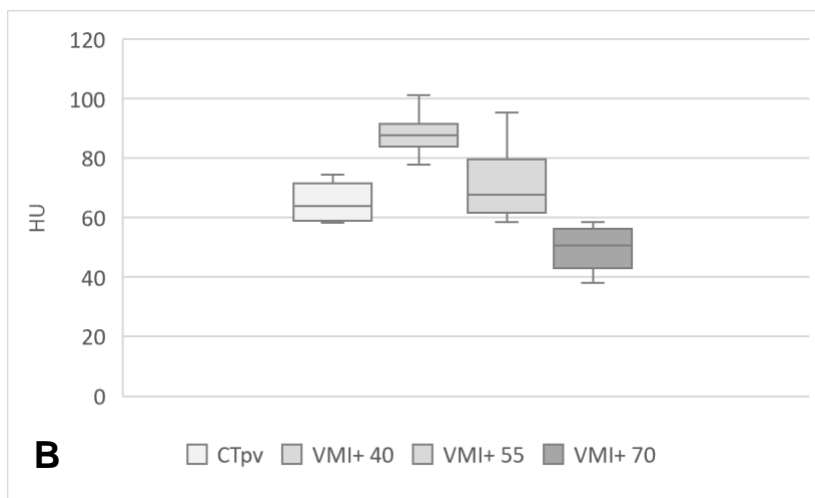
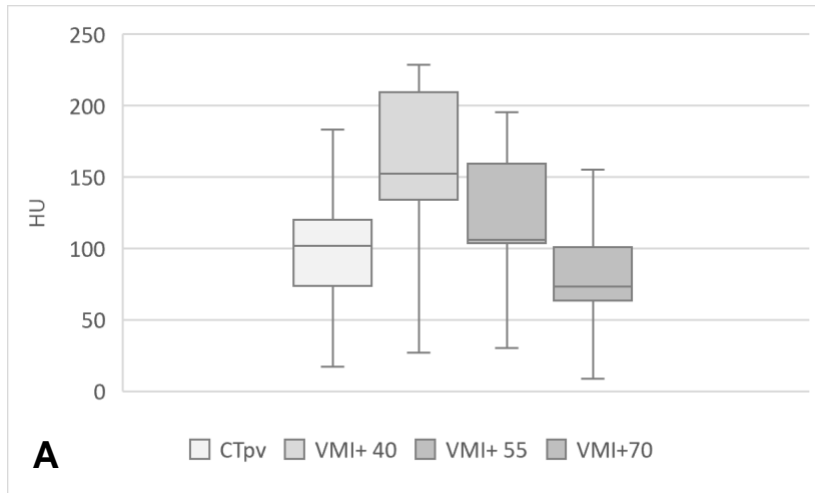


Abbildung 5: Box-Whisker-Plots der HU der in der Analyse untersuchten Organe (A), Muskeln (B) und Gefäße (C) verglichen zwischen den CTpv-Bilddatensätzen und den VMI+ 40, 55, 70. Die Boxes markieren den interquartilen Abstand Q1–Q3, die integrierte horizontale Linie markiert den Median, die Whisker markieren den maximalen und minimalen Wert.

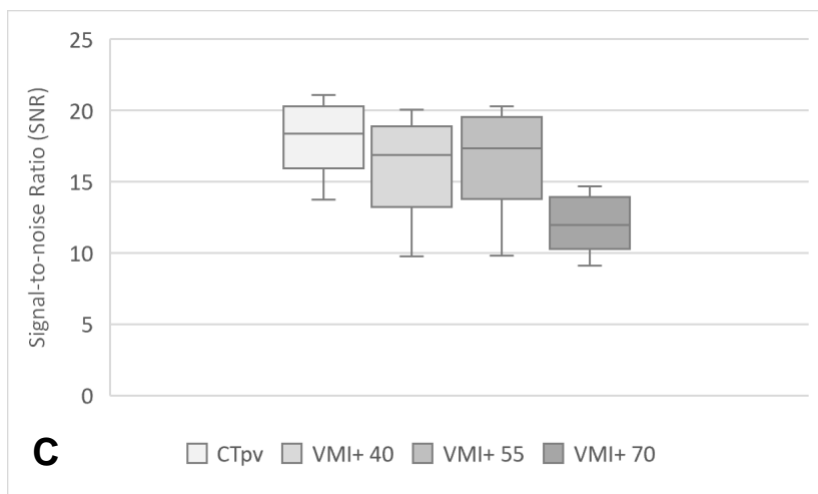
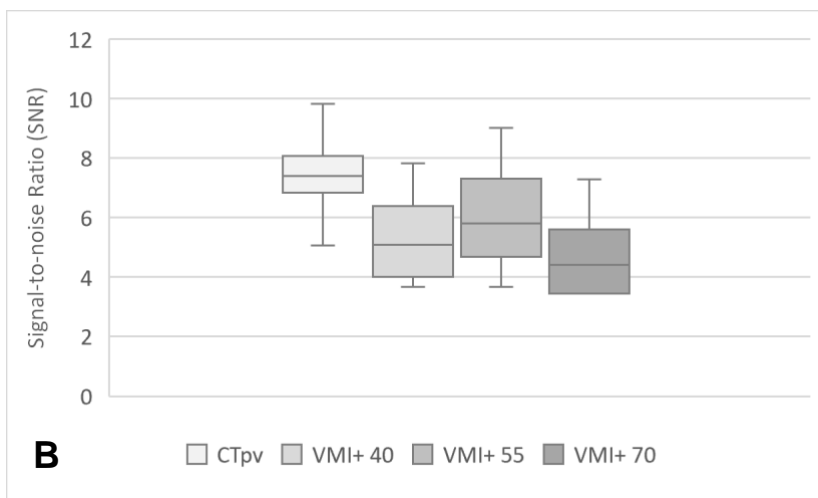
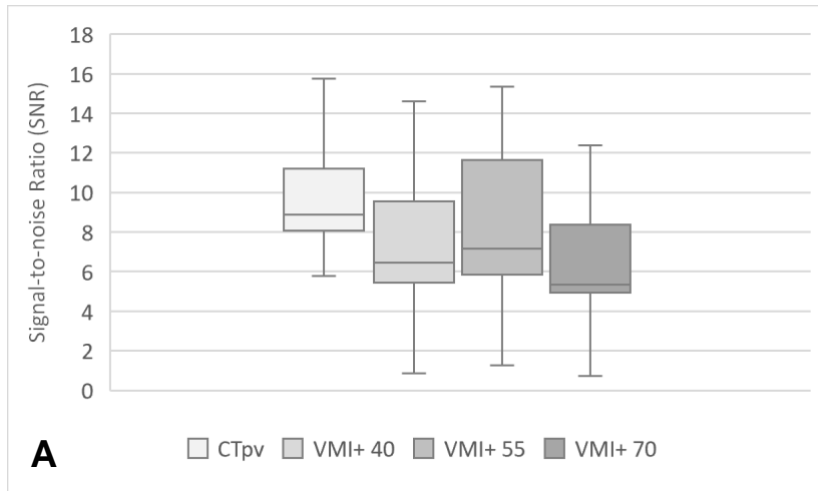


Abbildung 6: Box-Whisker-Plots der Signal-to-noise Ratio (SNR) der in der Analyse untersuchten Organe (A), Muskeln (B) und Gefäße (C) verglichen zwischen den CTpv-Bilddatensätzen und den VMI+ 40, 55, 70. Die Boxes markieren den interquartilen Abstand Q1–Q3, die integrierte horizontale Linie markiert den Median, die Whisker markieren den maximalen und minimalen Wert.

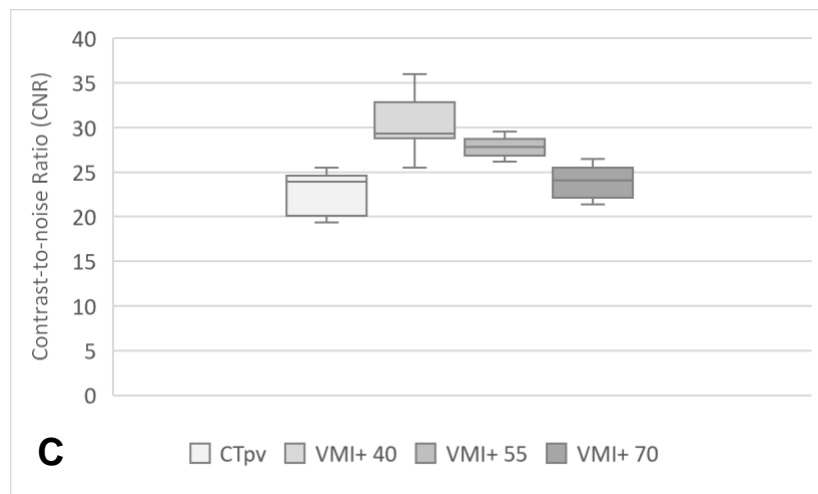
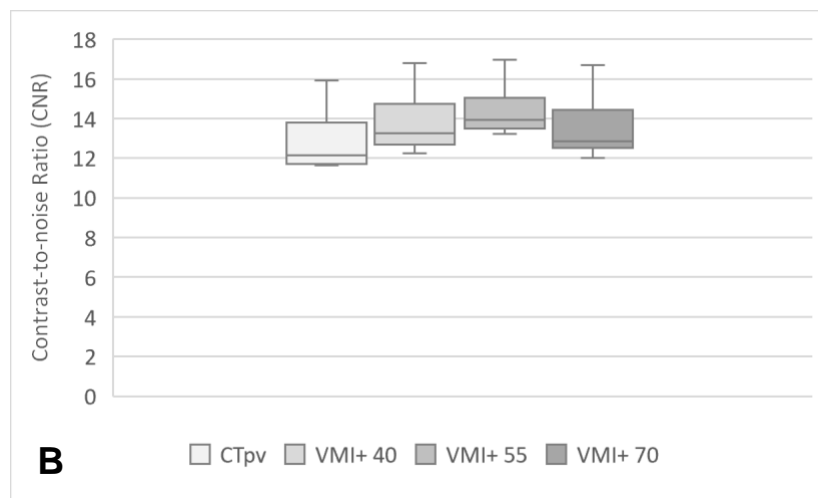
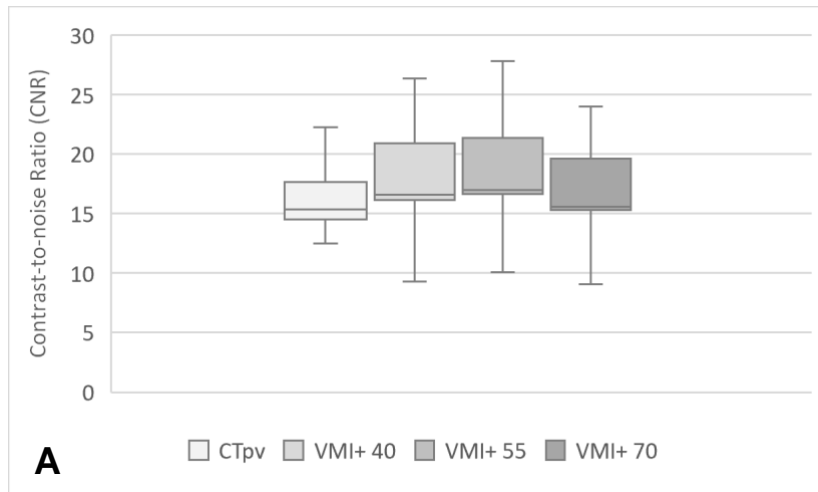


Abbildung 7: Box-Whisker-Plots der Contrast-to-noise Ratio (CNR) der in der Analyse untersuchten Organe (A), Muskeln (B) und Gefäße (C) verglichen zwischen den CTpv-Bild Datensätzen und den VMI+ 40, 55, 70. Die Boxes markieren den interquartilen Abstand Q1–Q3, die integrierte horizontale Linie markiert den Median, die Whisker markieren den maximalen und minimalen Wert.

### 6.1.2 Vergleichende Analyse der Parameter der quantitativen Analyse

Die ANOVA der SNR zeigte eine signifikante Interaktion der überwiegenden Parameter der quantitativen Analyse mit  $F(3,35) = 13,168-47,264$  und  $p = 0,000-0,007$ . In der Tabelle 22 im Anhang können die Ergebnisse der ANOVA der SNR entnommen werden. Die im Anschluss daran durchgeführte Post-hoc-Analyse lieferte die Unterschiede zwischen den jeweiligen Rekonstruktionen.

Die Post-hoc-Analyse der SNR lieferte signifikante Unterschiede zwischen den Rekonstruktionen VMI+ 40 und 70 für die arteriellen Gefäße A. carotis communis bds., Arcus aortae und Truncus pulmonalis sowie dem Organ Pulmo ( $p < 0,05$ ), bei allen übrigen in der Analyse untersuchten Organen, Muskeln und Gefäßen waren keine signifikanten Unterschiede zu erkennen ( $p > 0,05$ ).

Zwischen der Rekonstruktion VMI+ 40 und den CTpv waren signifikante Unterschiede bei den Organen (Pulmo, Hepar, Splen und Vesica urinaria), allen analysierten Muskeln sowie den Gefäßen (Arcus aortae, Truncus pulmonalis und Aorta abdominalis) festzustellen ( $p < 0,05$ ).

VMI+ 55 und 70 unterschieden sich signifikant bei den Organen (Lingua, Gl. parotis bds. und Vesica urinaria), dem Muskel M. sternocleidomastoideus bds. und den Gefäßen (A. carotis communis bds., Arcus aortae, Truncus pulmonalis und V. jugularis bds.) ( $p < 0,05$ ).

Zwischen der Rekonstruktion VMI+ 55 und CTpv zeigten sich signifikante Unterschiede für das Organ Hepar sowie den Muskel M. obturatorius bds. ( $p < 0,05$ ).

Signifikante Unterschiede der SNR gab es zudem zwischen der Rekonstruktion VMI+ 70 und den CTpv in allen in der Studie analysierten Organen, Muskeln und Gefäßen.

Die Post-hoc-Analyse der SNR lieferte keine signifikanten Unterschiede zwischen den Rekonstruktionen VMI+ 40 und 55 für alle in der Analyse eingeschlossenen Organe, Muskeln und Gefäße ( $p > 0,05$ ), mit Ausnahme der Pulmo bei der mit p-Werten  $< 0,05$  signifikante Unterschiede festzustellen waren. Detailliert können die Ergebnisse der Tabelle 6 entnommen werden.



	Lingua	Gl. parotis li	Gl. parotis re	Gl. thyroidea li	Gl. thyroidea re	Intra-pulmonal li-ventral	Intra-pulmonal li-dorsal	Intra-pulmonal re-ventral	Intra-pulmonal re-dorsal	Hepar kranial1	Hepar kranial2	Hepar kranial3	Hepar kranial4
VMI+40	VMI+55	0,198	0,548	0,046	1	0,011*	0,035*	0,031*	1	1	1	1	1
VMI+70	VMI+70	0,066	0,548	1	1	<0,001*	<0,001*	<0,001*	0,031*	1	1	1	1
CTpv	CTpv	1	1	0,070	0,060	0,002*	0,008*	<0,001*	0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
VMI+55	VMI+70	<0,001*	0,004*	0,060	0,548	0,304	0,015*	0,035*	0,087	0,198	1	1	1
CTpv	CTpv	1	0,099	1	0,658	1	1	1	1	0,004*	0,002*	<0,001*	<0,001*
VMI+70	CTpv	0,001*	0,015*	0,027*	0,006*	0,786	0,060	0,856	1	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*

	Hepar kaudal1	Hepar kaudal2	Hepar kaudal3	Hepar kaudal4	Splen	Ren re	Vesica urinaria
VMI+40	VMI+55	1	1	1	1	0,453	0,246
VMI+70	VMI+70	1	1	1	1	1	0,931
CTpv	CTpv	<0,001*	<0,001*	<0,001*	0,007*	0,304	0,006*
VMI+55	VMI+70	1	1	0,198	1	0,085	0,003*
CTpv	CTpv	<0,001*	<0,001*	0,003*	0,184	1	1
VMI+70	CTpv	<0,001*	<0,001*	<0,001*	0,013*	0,008*	<0,001*

	M. sternocleidomastoideus li	M. sternocleidomastoideus re	M. pectoralis minor li	M. pectoralis minor re	M. psoas major li	M. psoas major re	M. obturatorius li	M. obturatorius re	M. obturatorius
VMI+40	VMI+55	1	0,177	1	0,099	1	1	0,067	0,099
VMI+70	VMI+70	1	0,786	1	1	0,372	1	1	1
CTpv	CTpv	0,015*	0,008*	0,007*	0,011*	0,002*	0,004*	<0,001*	<0,001*
VMI+55	VMI+70	0,025*	0,020*	0,658	0,372	0,372	1	0,198	0,548
CTpv	CTpv	0,453	1	0,099	1	0,099	<0,001*	0,008*	0,001*
VMI+70	CTpv	<0,001*	<0,001*	<0,001*	0,050*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*

	A.carotis li	A.carotis re	V.jugularis li	V.jugularis re	Arcus aortae	Truncus pulmonalis	Aorta abdominalis
VMI+40	VMI+55	1	1	0,786	1	0,931	0,158
VMI+70	VMI+70	0,006*	0,001*	0,453	0,004*	0,027*	0,499
CTpv	CTpv	0,158	1	0,099	0,004*	0,027*	<0,001*
VMI+55	VMI+70	0,006*	0,003*	0,015*	0,006*	<0,001*	1
CTpv	CTpv	0,158	0,658	1	1	0,046*	0,931
VMI+70	CTpv	<0,001*	<0,001*	0,004*	<0,001*	<0,001*	<0,001*

Tabelle 6: VMI+-Ergebnisse der Post-hoc-Analyse der SNR (Bonferroni korrigiert). Ein p-Wert < 0,05 steht für statistisch signifikante Unterschiede und wird in der Tabelle mit einem \* markiert.

Die ANOVA der CNR zeigte eine signifikante Interaktion weniger Parameter der quantitativen Analyse mit  $F(3,35) = 10,232-31,411$  und  $p = 0,000-0,017$ . In der Tabelle 23 im Anhang können die Ergebnisse der ANOVA der CNR entnommen werden. Die im Anschluss daran durchgeführte Post-hoc-Analyse lieferte die Unterschiede zwischen den jeweiligen Rekonstruktionen.

Die Post-hoc-Analyse der CNR lieferte signifikante Unterschiede zwischen VMI+ 40 und VMI+ 70, CTpv für die A. carotis communis bds. und zwischen VMI+ 40 und VMI+ 70 für die V. jugularis rechts ( $p < 0,05$ ). Signifikante Unterschiede zwischen den Rekonstruktionen VMI+ 40 und VMI+ 70, CTpv sowie VMI+ 55 und CTpv ergaben sich bei den Gefäßen Arcus aortae, Truncus pulmonalis und Aorta abdominalis ( $p < 0,05$ ). Zwischen der Rekonstruktion VMI+ 40 und CTpv sowie VMI+ 55 und VMI+ 70, CTpv waren signifikante Unterschiede bei der Gl. parotis bds. festzustellen ( $p < 0,05$ ).

VMI+ 40 und CTpv sowie die Rekonstruktion VMI+ 55 und CTpv unterschieden sich signifikant beim Pancreas ( $p < 0,05$ ). Bei den Ren bds. ergaben sich signifikante Unterschiede zwischen den VMI+ 40 und CTpv sowie zwischen den VMI+ 55 und VMI+ 70, CTpv ( $p < 0,05$ ). Signifikante Unterschiede zwischen VMI+ 55 und CTpv waren bei Corpus vertebrae zu erkennen ( $p < 0,05$ ).

Detailliert können die Ergebnisse der Tabelle 7 entnommen werden.

Die übrigen anatomischen Strukturen zeigten keine statistische Signifikanz, weshalb keine weitere Post-hoc-Analyse durchgeführt wurde.

		Gl. parotis li	Gl. parotis re	Intra-pulmonal li-ventral	Intra-pulmonal li-dorsal	Intra-pulmonal re-ventral	Intra-pulmonal re-dorsal
<b>VMI+40</b>	<b>VMI+55</b>	1	0,372	1	1	1	1
	<b>VMI+70</b>	0,304	0,246	1	1	0,931	1
	<b>CTpv</b>	0,011*	0,025*	0,003*	0,001*	0,099	0,003*
<b>VMI+55</b>	<b>VMI+70</b>	0,011*	0,001*	1	1	0,786	1
	<b>CTpv</b>	<0,001*	<0,001*	0,027*	0,001*	0,125	0,002*
<b>VMI+70</b>	<b>CTpv</b>	1	1	0,002*	<0,001*	0,001*	<0,001*

		Pancreas	Ren li	Ren re	Corpus vertebrae
<b>VMI+40</b>	<b>VMI+55</b>	1	1	0,077	1
	<b>VMI+70</b>	1	0,054	0,372	0,658
	<b>CTpv</b>	0,011*	0,002*	0,009*	0,060
<b>VMI+55</b>	<b>VMI+70</b>	1	<0,001*	<0,001*	0,372
	<b>CTpv</b>	0,027*	<0,001*	<0,001*	0,027*
<b>VMI+70</b>	<b>CTpv</b>	0,372	1	1	1

		A. carotis li	A. carotis re	V. jugularis re	Arcus aortae	Truncus pulmonalis	Aorta abdominalis
<b>VMI+40</b>	<b>VMI+55</b>	1	0,786	1	0,548	1	0,198
	<b>VMI+70</b>	0,004*	0,001*	0,046*	<0,001*	0,001*	0,008*
	<b>CTpv</b>	0,004*	0,002*	0,658	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>VMI+55</b>	<b>VMI+70</b>	0,125	0,158	0,046*	0,077	0,099	1
	<b>CTpv</b>	0,125	0,198	0,658	0,035*	0,001*	0,048*
<b>VMI+70</b>	<b>CTpv</b>	1	1	1	1	0,786	1

Tabelle 7: VMI+-Ergebnisse der Post-hoc-Analyse der CNR (Bonferroni korrigiert). Ein p-Wert < 0,05 steht für statistisch signifikante Unterschiede und wird in der Tabelle mit einem \* markiert.

### 6.1.3 Qualitative Analyse

Die subjektive Bildanalyse lieferte folgendes Ergebnis:

VMI+ 55 lieferten höchste Werte in der Beurteilung des Gesamteindrucks (Median 4,5 (4;5)), der Erkennbarkeit von Läsionen (Median 4,5 (4;4,8)) und der diagnostischen Sicherheit (Median 5 (5;5)).

Für das Bildrauschen (Median 5 (4;5)) lieferten VMI+ 70 höchste Werte.

VMI+ 40 und VMI+ 55 zeigten beide höchste Werte in der Beurteilung der Schärfe (Median 5 (5;5)).

Die Ergebnisse sind in Tabelle 8 aufgeführt.

	<b>CT<sub>PV</sub></b>	<b>VMI+40</b>	<b>VMI+55</b>	<b>VMI+70</b>
<b>Gesamteindruck</b>	4 (3;4) [0,754]	4,3 (4;4,5) [0,738]	4,5 (4;5) [0,930]	4 (4;4) [0,787]
<b>Bildrauschen</b>	4 (4;5) [0,814]	3 (3;4) [0,898]	4,5 (4;5) [0,856]	5 (4;5) [0,842]
<b>Schärfe</b>	4 (4;4,5) [0,741]	5 (5;5) [0,655]	5 (5;5) [0,894]	3 (3;4) [0,625]
<b>Erkennbarkeit von Läsionen</b>	4 (4;5) [0,677]	4,3 (4;4,8) [0,790]	4,5 (4;4,8) [0,890]	4,3 (4;4,5) [0,717]
<b>Diagnostische Sicherheit</b>	4,5 (4;5) [0,477]	4,8 (4;5) [0,658]	5 (5;5) [0,874]	4 (4;4) [0,841]

Tabelle 8: VMI+ Qualitative Analyse und Interrater-Reliabilität. Die Ergebnisse der qualitativen Analyse werden als Mediane angegeben, mit Minimum und Maximum in den runden Klammern. Die Ergebnisse der Interrater-Reliabilität werden in den eckigen Klammern angegeben.

#### 6.1.4 Vergleichende Analyse der Parameter der qualitativen Analyse

Ein paarweiser Vergleich der verschiedenen Bilddatensätze zeigte Folgendes: Signifikante Unterschiede ergaben sich zwischen den Rekonstruktionen VMI+ 40 und 55 bei Beurteilung des Gesamteindrucks, des Bildrauschens, der Erkennbarkeit von Läsionen und der diagnostischen Sicherheit ( $p < 0,05$ ).

Signifikante Unterschiede zwischen den Rekonstruktionen VMI+ 40 und 70 ließen sich in der Beurteilung des Bildrauschens, der Schärfe und der diagnostischen Sicherheit feststellen ( $p < 0,05$ ).

Signifikante Unterschiede ergaben sich zwischen den Rekonstruktionen VMI+ 40 und den CTpv in der Beurteilung des Bildrauschens und der Schärfe ( $p < 0,05$ ).

Signifikante Unterschiede ließen sich zwischen den Rekonstruktionen VMI+ 55 und 70 in der Beurteilung der Schärfe, der Erkennbarkeit von Läsionen und der diagnostischen Sicherheit erkennen ( $p < 0,05$ ).

Signifikante Unterschiede zeigten zudem Rekonstruktionen VMI+ 55 und CTpv in der Beurteilung des Gesamteindrucks, der Schärfe und der diagnostischen Sicherheit ( $p < 0,05$ ).

Signifikante Unterschiede ergaben sich zwischen den Rekonstruktionen VMI+ 70 und den CTpv in der Beurteilung des Gesamteindrucks, der Schärfe, der Erkennbarkeit von Läsionen und der diagnostischen Sicherheit ( $p < 0,05$ ).

Die Ergebnisse der Vergleichsanalyse der Bildqualität sind in Tabelle 9 zu sehen.

		<b>Gesamt- eindruck</b>	<b>Bildrauschen</b>	<b>Schärfe</b>	<b>Erkennbarkeit von Läsionen</b>	<b>Diagnostische Sicherheit</b>
<b>VMI+40</b>	<b>VMI+55</b>	0,036*	<0,001*	0,714	0,018*	0,030*
	<b>VMI+70</b>	0,210	<0,001*	<0,001*	3,384	0,006*
	<b>CTpv</b>	1,104	<0,001*	<0,001*	5,706	3,132
<b>VMI+55</b>	<b>VMI+70</b>	5,262	2,202	<0,001*	<0,001*	<0,001*
	<b>CTpv</b>	<0,001*	3,006	<0,001*	1,008	0,006*
<b>VMI+70</b>	<b>CTpv</b>	0,018*	0,432	<0,001*	0,006*	0,006*

Tabelle 9: VMI+ Vergleichsanalyse der Parameter der qualitativen Analyse. Ein p-Wert  $< 0,05$  steht für statistisch signifikante Unterschiede und wird mit einem \* markiert.

### 6.1.5 Analyse der Übereinstimmung der beiden Reader nach Cohen's Kappa

Die Analyse der Übereinstimmung der beiden Reader nach Cohen's Kappa lieferte eine fast vollkommene Übereinstimmung mit  $\kappa = 0,874-0,930$  im Gesamteindruck, der Schärfe, der Erkennbarkeit von Läsionen und der diagnostischen Sicherheit bei VMI+ 55. VMI+ 40 ergaben eine fast vollkommene Übereinstimmung mit  $\kappa = 0,898$  im Bildrauschen.

Die detaillierten Ergebnisse der Analyse der Interrater-Reliabilität können der Tabelle 8 entnommen werden.

### 6.2 Analyse der zusätzlichen Anwendung des Denoising-Algorithmus

Insgesamt wurden 40 Melanom-Patienten in die Datenanalyse eingeschlossen. Die Geschlechterverteilung lag bei 26 männlichen Patienten und 14 weiblichen Patientinnen. Das mittlere Alter betrug  $61 \pm 13,7$  Jahre. Die Subkategorien der Melanomdiagnose dieser 40 Patienten sowie die Stadieneinteilung können der Tabelle 10 entnommen werden.

<b>Patientencharakteristika</b>		<b>Gesamt n = 40</b>
<i>Geschlecht</i>	M : F	26:14
<i>Alter zum Untersuchungszeitpunkt</i>		61,0 ± 13,7
<i>Stadium</i>	IIIa	6
	IIIb	13
	IIIc	7
	IV	14
<i>Klassifikation</i>	Superfiziell-spreitendes Melanom	13
	Noduläres Melanom	8
	Akrolentiginöses Melanom	3
	Okkultes Melanom	3
	Naevoides Melanom	1
	Spindelzelliges Melanom	1
	Spitzoides Melanom	3
	Nicht klassifizierbar	8

Tabelle 10: Patientencharakteristika der Analyse Denoising

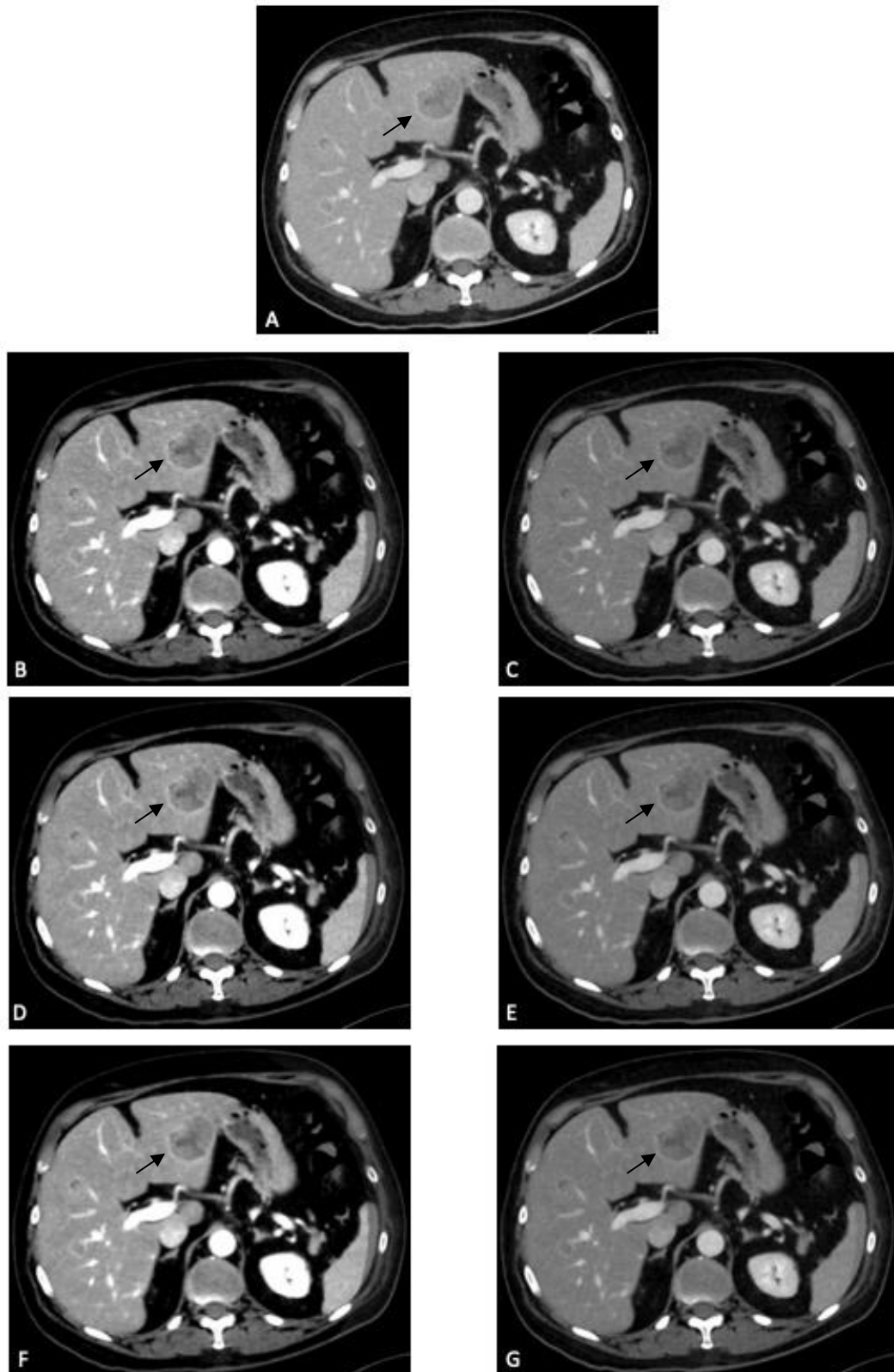


Abbildung 8: CT-Bilder eines 59-jährigen männlichen Patienten mit superfiziell-spreitendem Melanom Stadium IV mit Lebermetastasen (mit einem Pfeil ↑ markiert). Die Bilder wurden mit VMI+ bei 40 keV (B) und 55 keV (C) rekonstruiert und anschließend mit einem Denoising-Algorithmus mild (40md (D) u. 55md (E)) und standard (40sd (F) u. 55sd (G)) denoised. Die Anwendung des Denoising-Algorithmus trägt zur Reduktion des Bildrauschens bei und verbessert die Bildqualität. Das Bild der linear gemischten Standardrekonstruktion des DECT der portalvenösen Phase wird zum Vergleich gezeigt (A).

### 6.2.1 Quantitative Analyse

Die Auswertung der quantitativen Analyse ergab höchste HU-Werte für die in der Analyse untersuchten Organe und Muskeln in den 40sd-Bilddatensätzen. Die gemessenen HU-Werte sanken von VMI+ 40, über 40md, VMI+ 55, 55md und 55sd. Niedrigste HU-Werte wurden in den CTpv gemessen.

Pulmo und Renes stellten Ausnahmen dar. In der Pulmo wurden höchste HU-Werte in den CTpv-Bilddatensätzen gemessen (-847,17 bis -885,34 HU), in den Ren bds. hingegen in den 40md-Bilddatensätzen (li: 577,89/re: 585,94 HU).

Für die in der Analyse analysierten Gefäße ergeben sich ebenfalls höchste HU-Werte in den 40sd-Bilddatensätzen. Die gemessenen HU-Werte sanken von 40md, über VMI+ 40, 55sd, 55md und VMI+ 55. Niedrigste HU-Werte wurden ebenfalls in den CTpv gemessen. Abbildung 9 zeigt die graphische Darstellung der Ergebnisse der HU-Werte. Allen drei Graphiken der Abbildung 9 ist zu entnehmen, dass das zusätzliche „denoising“ md und sd der VMI+-40- und VMI+-55-Bilddatensätze keine große Änderung der Dichtewerte der untersuchten Organe, Muskeln oder Gefäße verursacht. Die Box-Plots VMI+ 40, 40md und 40sd sowie VMI+ 55, 55md und 55sd ordnen sich jeweils auf einem ähnlichen Niveau ein. Beispielhaft können die Werte des Organes Pancreas aufgeführt werden: Für das Organ Pancreas wurde in den VMI+ 40 ein HU-Wert von 215,48 HU gemessen, in den 40md-Bilddatensätzen 214,29 HU und in den 40sd-Bilddatensätzen 218,25 HU, in den VMI+ 55 130,85 HU, in den 55md 129,68 HU und in den 55sd 129,57 HU.

Die Auswertung der SNR lieferte die höchsten Werte für alle in der Analyse untersuchten Organe, Muskeln und Gefäße in den CTpv-Bilddatensätzen. Die Werte der SNR sanken in den denoised-Bilddatensätzen von 55sd, 40sd über 55md, 40md bis hin zu den VMI+ 55.

Niedrigste Werte der SNR wurden für alle anatomischen Strukturen in den VMI+ 40 erzielt. Die Auswertung der SNR-Werte ist graphisch in Abbildung 10 zusammengefasst. Allen drei Graphiken der Abbildung 10 ist zu entnehmen, dass das zusätzliche „denoising“ md und sd der VMI+-40- und VMI+-55-Bilddatensätze eine Erhöhung der SNR der untersuchten Organe, Muskeln oder



Gefäße verursacht. Die Box-Plots ordnen sich in aufsteigender Reihenfolge von jeweils VMI+ 40/VMI+ 55 über 40md/55md bis 40sd/55sd an.

Die Analyse der CNR ergab die höchsten Werte für die in der Analyse inkludierten Organe und Muskeln in den 55sd. Die Werte der CNR sanken in den denoised-Bilddatensätzen von 40sd über 55md, 40md bis hin zu den VMI+ 55 und 40.

Die Rene stellten dabei eine Ausnahme dar. Höchste CNR-Werte wurden für diese Organe in den 40sd-Bilddatensätzen berechnet (li: 35,83/re: 36,19).

Für die in der Analyse untersuchten Gefäße war die CNR in den 40sd am höchsten. Die Werte der CNR sanken in den denoised-Bilddatensätzen von 55sd über 40md, 55md bis hin zu den VMI+ 55 und 40.

Die CNR war bei allen analysierten anatomischen Strukturen in den CTpv am niedrigsten, graphisch dargestellt in Abbildung 11. Allen drei Graphiken der Abbildung 11 ist zu entnehmen, dass das zusätzliche „denoising“ md und sd der VMI+-40- und VMI+-55-Bilddatensätze eine Erhöhung der CNR der untersuchten Organe, Muskeln oder Gefäße verursacht. Die Box-Plots ordnen sich in aufsteigender Reihenfolge von jeweils VMI+ 40/VMI+ 55 über 40md/55md bis 40sd/55sd an.

Die detaillierten Ergebnisse der quantitativen Analyse sind in den Tabellen 24, 25 und 26 im Anhang aufgeführt.

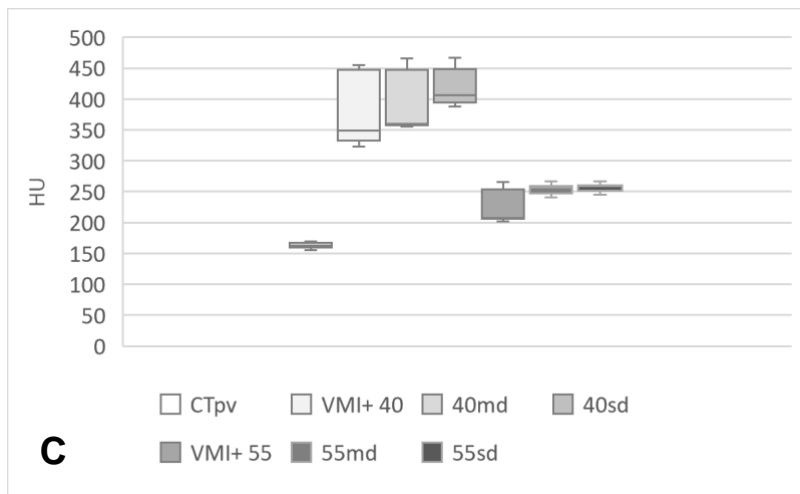
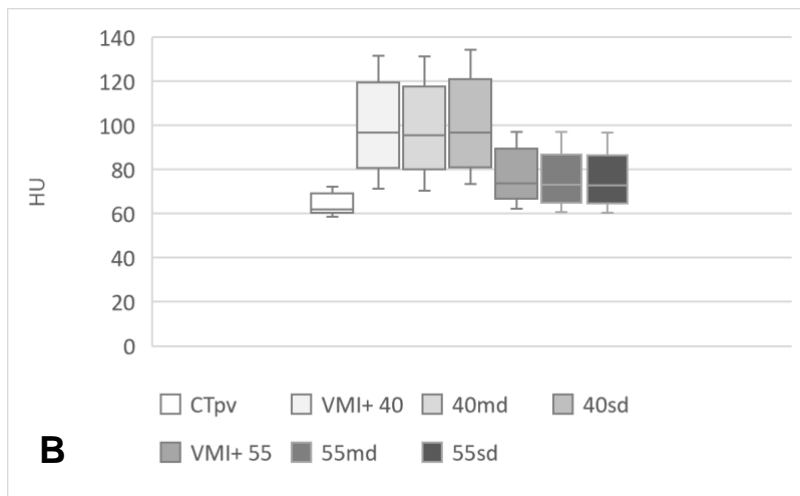
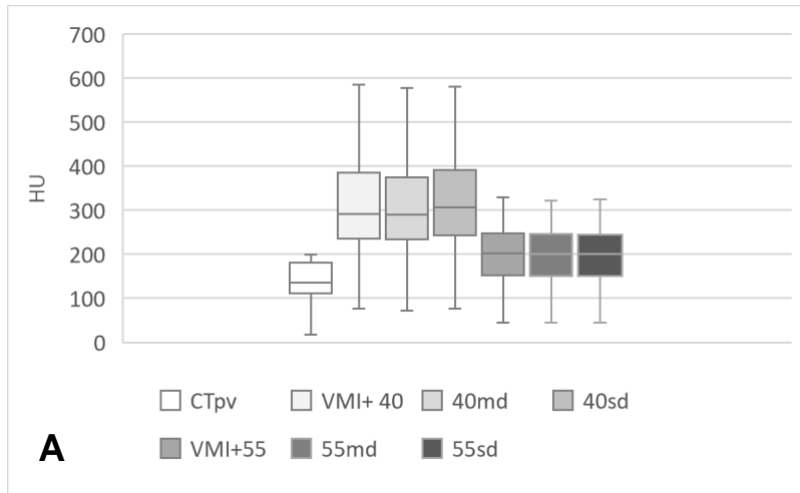


Abbildung 9: Box-Whisker-Plots der HU der in der Analyse untersuchten Organe (A), Muskeln (B) und Gefäße (C) verglichen zwischen den CTpv-Bilddatensätzen, den VMI+ 40, 55 und den Bilddatensätzen mit zusätzlicher Anwendung des Denoising-Algorithmus 40md, 40sd, 55md, 55sd. Die Boxes markieren den interquartilen Abstand Q1–Q3, die integrierte horizontale Linie markiert den Median, die Whisker markieren den maximalen und minimalen Wert.

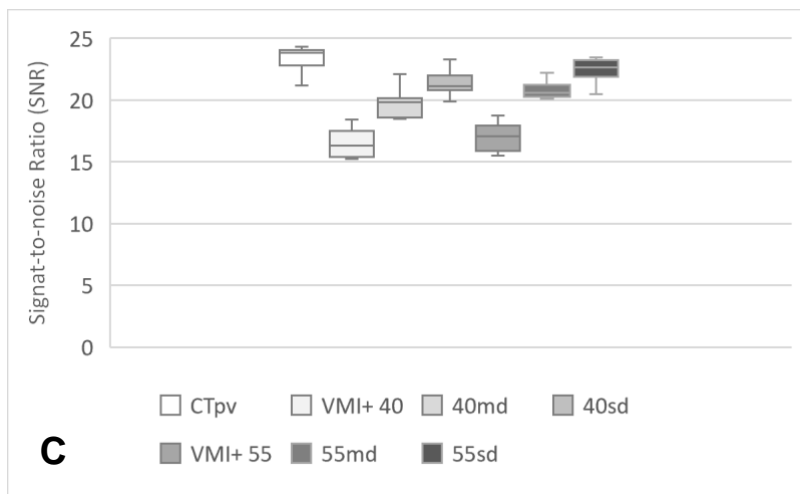
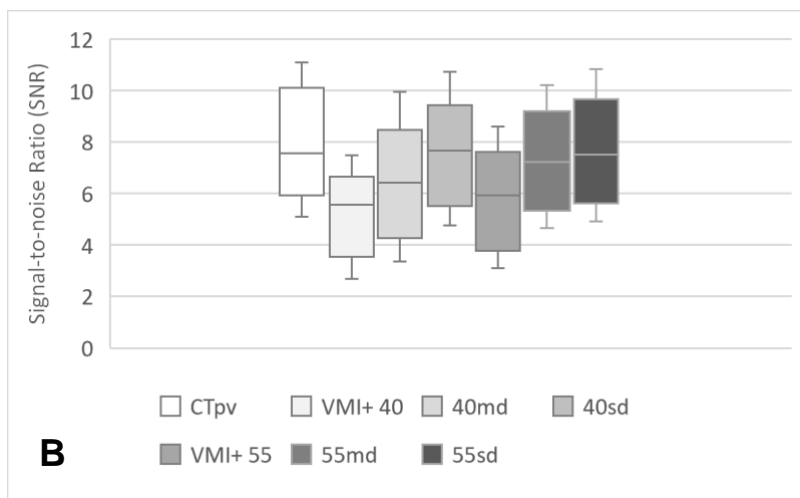
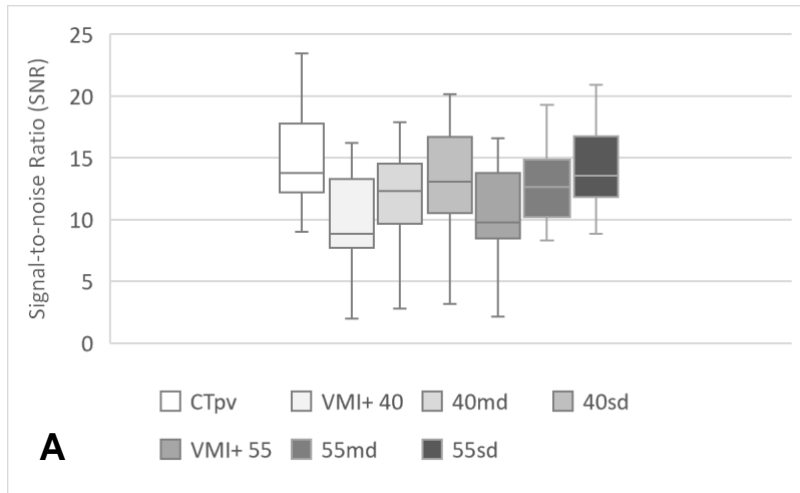


Abbildung 10: Box-Whisker-Plots der Signal-to-noise Ratio (SNR) der in der Analyse untersuchten Organe (A), Muskeln (B) und Gefäße (C) verglichen zwischen den CTpv-Bilddatensätzen, den VMI+ 40, 55 und den Bilddatensätzen mit zusätzlicher Anwendung des Denoising-Algorithmus 40md, 40sd, 55md, 55sd. Die Boxes markieren den interquartilen Abstand Q1–Q3, die integrierte horizontale Linie markiert den Median, die Whisker markieren den maximalen und minimalen Wert.

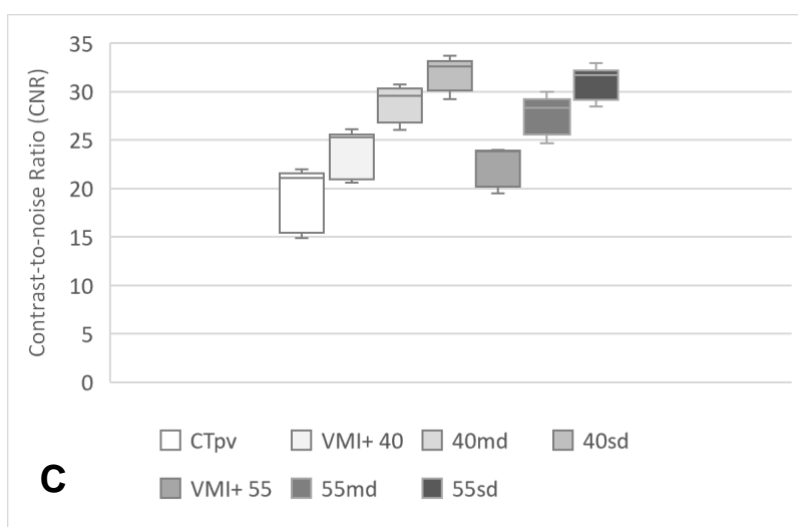
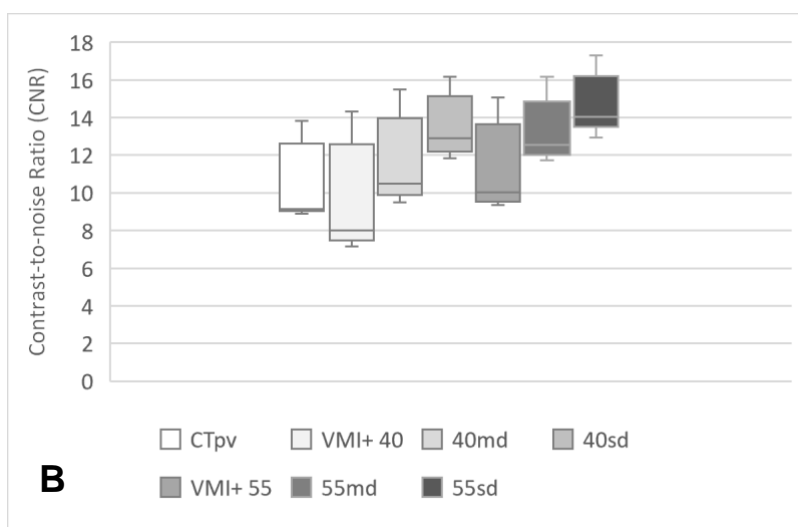
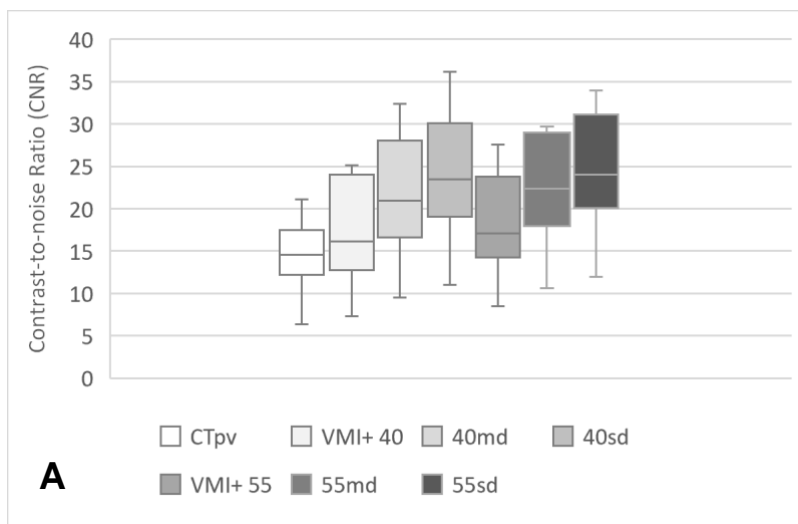


Abbildung 11: Box-Whisker-Plots der Contrast-to-noise Ratio (CNR) der in der Analyse untersuchten Organe (A), Muskeln (B) und Gefäße (C) verglichen zwischen den CTpv-Bilddatensätzen, den VMI+ 40, 55 und den Bilddatensätzen mit zusätzlicher Anwendung des Denoising-Algorithmus 40md, 40sd, 55md, 55sd. Die Boxes markieren den interquartilen Abstand Q1–Q3, die integrierte horizontale Linie markiert den Median, die Whisker markieren den maximalen und minimalen Wert.

## 6.2.2 Vergleichende Analyse der Parameter der quantitativen Analyse

Die ANOVA der SNR zeigte eine signifikante Interaktion der überwiegenden Parameter der quantitativen Analyse mit  $F(6,34) = 15,386-160,854$  und  $p = 0,000-0,026$ . In der Tabelle 27 im Anhang können die Ergebnisse der ANOVA der SNR entnommen werden. Die im Anschluss daran durchgeführte Post-hoc-Analyse lieferte die Unterschiede zwischen den jeweiligen Rekonstruktionen.

Die Post-hoc-Analyse der SNR lieferte signifikante Unterschiede für das Organ Gl. thyroidea rechts zwischen den Rekonstruktionen VMI+ 40 und 55sd; den Rekonstruktionen VMI+ 55 und 40sd, 55sd; den Rekonstruktionen 40md und 55sd. Für die Organe Hepar, Splen und Vesica urinaria ergaben sich signifikante Unterschiede zwischen den Rekonstruktionen VMI+ 40 und 40md, 40sd, 55md, 55sd, CTpv; den Rekonstruktionen VMI+ 55 und 40md, 40sd, 55md, 55sd, CTpv. Signifikante Unterschiede waren zwischen den Rekonstruktionen VMI+ 40 und 40md, 40sd, 55md, 55sd, CTpv; den Rekonstruktionen VMI+ 55 und 40sd, 55sd für die Organe Pancreas und Corpus vertebrae festzustellen.

Für den Muskel M. sternocleidomastoideus bds. ergaben sich signifikante Unterschiede zwischen den Rekonstruktionen VMI+ 40 und 40md, 40sd, 55md, 55sd, CTpv; den Rekonstruktionen VMI+ 55 und 55sd, CTpv. Die Rekonstruktionen VMI+ 40 und 40sd, 55md, 55sd, CTpv; die Rekonstruktionen VMI+ 55 und 40sd, 55md, 55sd, CTpv; die Rekonstruktionen 40md und 40sd, 55md, 55sd, CTpv unterschieden sich signifikant für die Muskeln M. pectoralis bds. und M. psoas bds.

Die Post-hoc-Analyse der SNR lieferte für die Gefäße Arcus aortae, Truncus pulmonalis und Aorta abdominalis signifikante Unterschiede zwischen den Rekonstruktionen VMI+ 40 und 40md, 40sd, 55md, 55sd, CTpv; den Rekonstruktionen VMI+ 55 und 40md, 40sd, 55md, 55sd, CTpv; den Rekonstruktionen 40md und 55sd, CTpv; den Rekonstruktionen 55md und 55sd. Detailliert können die Ergebnisse den Tabellen 11 und 12 entnommen werden.

SNR	Gl. thyroidea	Intra-pulmonali-ventral	Intra-pulmonali-dorsal	Intra-pulmonali-re-ventral	Intra-pulmonali-re-dorsal	Heparli	Hepare	Splen	Pancreas	Renli	Renre	Corpus vertebrae	Vesica urinaria
VMI+40	1	1	1	1	1	1	1	0,807	1	0,315	1	1	1
VMI+55	1	1	1	1	1	1	1	0,807	1	0,315	1	1	1
40md	1	1	1	1	1	1	1	<0,001*	0,028*	1	0,914	0,009*	<0,001*
40sd	0,056	0,711	<0,001*	0,093	1	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
55md	0,417	0,363	<0,001*	0,315	1	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	1	0,040*	<0,001*	<0,001*
55sd	0,001*	<0,001*	<0,001*	0,001*	0,007*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
CTpv	0,071	0,033*	<0,001*	<0,001*	0,009*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	0,009*
VMI+55	1	1	1	1	1	0,002*	<0,001*	0,011*	1	1	0,914	1	0,019*
40sd	0,016*	1	<0,001*	1	1	<0,001*	<0,001*	<0,001*	0,023*	0,478	<0,001*	0,006*	<0,001*
40sd	0,149	1	<0,001*	1	0,273	0,001*	<0,001*	<0,001*	0,235	1	0,040*	0,203	0,019*
55sd	<0,001*	0,004*	<0,001*	0,315	1	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	1	<0,001*	0,009*	<0,001*
55sd	0,273	1	<0,001*	0,002*	1	<0,001*	0,006*	<0,001*	0,104	0,478	<0,001*	0,149	0,001*
CTpv	0,547	1	0,002*	1	1	1	1	0,417	1	0,067	0,067	1	1
40md	1	1	0,003*	1	0,002*	1	1	0,315	1	1	1	1	1
55md	0,019*	0,009*	<0,001*	0,547	1	0,478	1	1	0,103	0,417	0,006*	1	0,149
55sd	1	1	<0,001*	0,004*	1	1	1	0,203	0,109	0,067	0,235	1	1
CTpv	1	1	1	1	0,174	1	1	1	1	0,093	1	1	1
40sd	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
55sd	1	0,147	1	1	1	1	1	1	0,711	1	1	1	1
CTpv	1	1	1	0,128	1	1	1	1	1	1	1	1	0,363
55md	1	0,109	1	1	<0,001*	1	1	1	0,624	0,547	0,235	1	0,149
55sd	1	1	1	0,033*	0,007*	1	1	1	1	0,093	1	1	1
CTpv	1	0,914	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0,981

Tabelle 11: Denoising-Ergebnisse der Post-hoc-Analyse der SNR der Organe (Bonferroni korrigiert). Ein p-Wert < 0,05 steht für statistisch signifikante Unterschiede und wird mit einem \* markiert.

	M. sternocleidomastoideus li	M. sternocleidomastoideus re	M. pectoralis minor li	M. pectoralis minor re	M. psoas major li	M. psoas major re	A. carotis li	A. carotis re	V. jugularis li	V. jugularis re	Arcus aortae	Truncus pulmonalis	Aorta abdominalis
<b>VMI+40</b>	1	0,914	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
<b>40md</b>	0,047*	0,006*	0,040*	0,014*	0,056	0,711	1	1	1	1	<0,001*	<0,001*	0,005*
<b>40sd</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	0,547	1	0,315	0,315	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>55md</b>	0,028*	0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	0,315	1	0,478	0,478	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>55sd</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	0,235	0,109	0,624	0,023*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>CTpv</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	0,149	0,363	0,093	0,040*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>VMI+55</b>	1	1	1	1	0,807	1	1	1	1	1	<0,001*	<0,001*	0,047*
<b>40sd</b>	0,079	0,417	0,049*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	1	1	0,128	0,128	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>55md</b>	1	1	0,037*	0,001*	<0,001*	<0,001*	0,624	1	0,203	0,203	<0,001*	<0,001*	0,006*
<b>55sd</b>	0,028*	0,014*	0,028*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	0,067	0,235	0,363	0,007*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>CTpv</b>	0,019*	0,006*	0,049*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	0,070	0,711	0,047*	0,013*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>40md</b>	1	1	1	0,003*	0,007*	<0,001*	1	1	1	1	0,128	0,235	0,102
<b>55md</b>	1	1	1	0,203	0,013*	<0,001*	1	1	1	1	1	1	1
<b>55sd</b>	1	1	1	0,019*	<0,001*	<0,001*	1	1	0,807	0,807	0,047*	0,001*	0,002*
<b>CTpv</b>	1	0,914	1	0,079	<0,001*	<0,001*	1	1	1	1	0,033*	0,015*	<0,001*
<b>40sd</b>	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0,624	0,616
<b>55sd</b>	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
<b>CTpv</b>	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
<b>55md</b>	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0,024*	0,006*	0,016*
<b>CTpv</b>	1	1	1	1	0,914	1	1	1	1	1	0,363	0,807	0,302
<b>55sd</b>	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1

Tabelle 12: Denoising-Ergebnisse der Post-hoc-Analyse der SNR der Muskeln und Gefäße (Bonferroni korrigiert). Ein p-Wert < 0,05 steht für statistisch signifikante Unterschiede und wird mit einem \* markiert.

Die ANOVA der CNR zeigte eine signifikante Interaktion weniger Parameter der quantitativen Analyse mit  $F(6,34) = 14,796-120,257$  und  $p = 0,000-0,022$ . In der Tabelle 28 im Anhang können die Ergebnisse der ANOVA entnommen werden. Die im Anschluss daran durchgeführte Post-hoc-Analyse lieferte die Unterschiede zwischen den jeweiligen Rekonstruktionen.

Die Post-hoc-Analyse der CNR lieferte für das Organ *Gl. thyroidea* bds. signifikante Unterschiede zwischen den Rekonstruktionen 40sd und CTpv sowie zwischen 55md und CTpv.

Für das Organ *Pulmo* ergaben sich signifikante Unterschiede zwischen der Rekonstruktion VMI+ 40 und CTpv; der Rekonstruktion VMI+ 55 und 55sd; den Rekonstruktionen 55sd und CTpv. Signifikante Unterschiede waren zwischen den Rekonstruktionen VMI+ 40 und 40md, 40sd, 55md, 55sd; den Rekonstruktionen VMI+ 55 und 40sd, 55md, 55sd; den Rekonstruktionen 40md, 40sd, 55md, 55sd und CTpv für die Organe *Hepar*, *Splen*, *Pancreas*, *Corpus vertebrae* und *Vesica urinaria* festzustellen. Die *Renes* zeigten signifikante Unterschiede zwischen den Rekonstruktionen VMI+ 40 und 40md, 40sd, 55sd; den Rekonstruktionen VMI+ 55 und 40md, 40sd, 55sd; den Rekonstruktionen 40md, 40sd, 55md, 55sd und CTpv.

Zwischen der Rekonstruktion 40sd und 55sd ließen sich signifikante Unterschiede für den Muskel *M. sternocleidomastoideus* bds. feststellen.

Die Rekonstruktionen VMI+ 40 und VMI+55, 40md, 40sd, 55md, 55sd; die Rekonstruktion VMI+ 55 und 55sd; die Rekonstruktionen 40md und 55md, 55sd; die Rekonstruktionen 40sd und CTpv; 55md und CTpv; 55sd und CTpv unterschieden sich signifikant bei den Muskeln *M. pectoralis* bds. und *M. psoas* bds.

Die Post-hoc-Analyse der CNR lieferte für die Gefäße *A. carotis communis* bds. und *V. jugularis* bds. signifikante Unterschiede zwischen der Rekonstruktion VMI+ 40 und 40sd; der Rekonstruktion VMI+ 55 und 40sd; 40md und CTpv; der Rekonstruktion 40sd und 55sd sowie 40sd und CTpv ( $p < 0,05$ ). Für die Gefäße *Arcus aortae*, *Truncus pulmonalis* und *Aorta abdominalis* ergaben sich signifikante Unterschiede zwischen den Rekonstruktionen VMI+ 40 und 40md, 40sd, 55sd; den Rekonstruktionen VMI+ 55 und 40md, 40sd, 55sd; der



Rekonstruktion 40md und CTpv; der Rekonstruktion 40sd und CTpv; der Rekonstruktion 55md und CTpv sowie der Rekonstruktion 55sd und CTpv ( $p < 0,05$ ). Detailliert können die Ergebnisse der Post-hoc-Analyse den Tabellen 13 und 14 entnommen werden.

	Gli. thyroidea li	Gli. thyroidea re	Intra-pulmonal li-ventral	Intra-pulmonal li-dorsal	Intra-pulmonal re-ventral	Intra-pulmonal re-dorsal	Hepar li	Hepar re	Splen	Pancreas	Ren li	Ren re	Corpus vertebrae	Vesica urinaria
<b>VMI+40</b>														
<b>VMI+55</b>														
40md	1	1	1	1	1	0,547	1	1	1	1	1	1	1	1
40sd	0,203	0,047	1	1	1	1	0,004*	0,011*	0,005*	0,002*	0,002*	0,001*	0,019*	0,033*
55md	0,478	0,273	1	1	1	1	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
55sd	1	1	1	1	1	1	<0,001*	<0,001*	0,001*	0,315	0,235	0,235	0,002*	<0,001*
CTpv	1	1	0,807	0,807	1	1	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
40md	1	1	0,046*	0,040*	0,019*	0,019*	1	1	1	1	0,109	0,093	1	1
40sd	1	1	1	1	1	1	0,547	0,363	0,273	0,235	0,001*	<0,001*	0,149	1
55md	1	1	1	1	1	1	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	0,007*
55sd	0,547	1	0,009*	0,006*	0,013*	0,001*	0,033*	0,013*	0,043*	0,033*	0,149	0,093	0,023*	0,047*
CTpv	0,149	0,140	1	1	1	1	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
40md	1	1	1	1	1	1	0,624	1	0,417	0,417	0,235	0,235	1	0,203
55md	1	1	1	1	1	1	0,417	0,235	0,478	0,711	1	1	0,417	0,417
55sd	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
CTpv	0,914	0,149	0,807	0,711	1	0,547	0,128	0,128	0,235	0,363	1	1	0,417	0,116
55md	1	1	1	1	1	0,093	<0,001*	0,004*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	0,007*	0,003*
55sd	0,056	0,056	1	0,711	1	1	1	1	1	1	0,013*	0,033*	1	1
CTpv	0,011*	0,001*	0,128	0,047*	0,016*	0,109	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
55md	0,149	0,315	0,711	0,056	0,315	0,009*	1	1	0,624	1	0,235	0,235	1	1
55sd	0,033*	0,006*	0,235	0,624	0,624	1	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	0,001*	<0,001*
CTpv	1	1	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*

Tabelle 13: Denoising-Ergebnisse der Post-hoc-Analyse der CNR der Organe (Bonferroni korrigiert). Ein p-Wert < 0,05 steht für statistisch signifikante Unterschiede und wird mit einem \* markiert.

	M. sternocleidomastoideus li	M. sternocleidomastoideus re	M. pectoralis minor li	M. pectoralis minor re	M. psoas major li	M. psoas major re	A. carotis li	A. carotis re	V. jugularis li	V. jugularis re	Arcus aortae	Truncus pulmonalis	Aorta abdominalis
<b>VMI+40</b>													
<b>VMI+55</b>													
<b>40md</b>	1	1	0,016*	0,011*	0,003*	0,002*	1	1	1	1	1	1	1
<b>40sd</b>	1	1	0,009*	0,004*	0,028*	0,019*	1	1	0,047*	0,024*	0,002*	0,003*	0,004*
<b>55md</b>	0,235	0,203	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	0,011*	0,001*	<0,001*	0,016*	<0,001*	<0,001*	0,000*
<b>55sd</b>	1	1	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	1	0,203	0,417	0,914	0,057	0,056	0,149
<b>CTpv</b>	1	1	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	1	1	1	1	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>VMI+55</b>													
<b>40md</b>	1	1	1	1	1	0,174	1	1	0,203	0,235	0,003*	0,003*	0,002*
<b>40sd</b>	1	1	0,315	0,128	0,807	1	<0,001*	0,005*	0,003*	0,004*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>55md</b>	1	1	0,056	0,093	0,149	0,109	0,149	0,547	1	0,363	0,067	0,056	0,093
<b>55sd</b>	1	0,235	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	1	1	1	1	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>CTpv</b>	1	1	0,914	1	1	1	1	1	1	1	0,478	0,363	0,273
<b>40md</b>													
<b>40sd</b>	1	1	0,478	0,273	0,174	0,273	1	0,807	1	1	1	1	1
<b>55md</b>	1	1	0,043*	0,023*	0,023*	0,013*	1	1	1	1	1	1	1
<b>55sd</b>	0,624	0,273	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	0,624	1	0,013*	0,023*	1	1	1
<b>CTpv</b>	1	1	0,624	0,711	1	1	0,027*	0,047*	0,004*	0,033*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>40sd</b>													
<b>55md</b>	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0,149	0,174	0,363
<b>55sd</b>	0,040*	0,023*	0,807	1	0,624	0,203	0,001*	0,002*	<0,001*	0,003*	1	1	1
<b>CTpv</b>	0,478	0,417	<0,001*	<0,001*	0,040*	0,033*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>55md</b>	0,417	0,315	1	1	1	1	0,547	0,273	0,149	0,315	0,478	0,624	0,363
<b>55sd</b>	1	1	<0,001*	<0,001*	0,004*	0,001*	0,056	0,065	0,056	0,056	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>CTpv</b>	1	1	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	1	1	1	1	<0,001*	<0,001*	<0,001*

Tabelle 14: Denoising-Ergebnisse der Post-hoc-Analyse der CNR der Muskeln und Gefäße (Bonferroni korrigiert). Ein p-Wert < 0,05 steht für statistisch signifikante Unterschiede und wird mit einem \* markiert.

### 6.2.3 Qualitative Analyse

Die subjektive qualitative Analyse der “denoised” Bilddatensätze erfolgte getrennt pro Körperregion, hierbei wurden 3 Kategorien unterschieden: Collum/Thorax, Abdomen, Pelvis.

Im Collum/Thorax ergaben sich für die Beurteilung des Gesamteindrucks (Median 5 (4;5)), des Bildrauschens (Median 4 (3;4)), der Schärfe (Median 4 (3;4)), der Erkennbarkeit von Läsionen (Median 5 (4;5)) und der diagnostischen Sicherheit (Median 5 (4;5)) höchste Werte für die 55sd-Bilddatensätze.

Auch im Bereich des Abdomen ergaben sich höchste Werte in der Beurteilung des Gesamteindrucks (Median 4 (3;4)), des Bildrauschens (Median 3 (2;3)), der Schärfe (Median 3 (2;3)), der Erkennbarkeit von Läsionen (Median 4 (3;4)) und der diagnostischen Sicherheit (Median 4 (3;4)) in den 55sd-Bilddatensätzen.

Im Pelvis ergaben sich ebenfalls höchste Werte in der Beurteilung des Gesamteindrucks (Median 4,5 (4;5)), des Bildrauschens (Median 4 (3;4)), der Schärfe (Median 4 (4;4,9)), der Erkennbarkeit von Läsionen (Median 4,8 (4;5)) und der diagnostischen Sicherheit (Median 4,8 (4;5)) in den 55sd-Bilddatensätzen. Die Ergebnisse sind in Tabelle 15 aufgeführt.

	CTpv	VMI+ 40	40md	40sd	VMI+ 55	55md	55sd
<b>Collum/Thorax</b>							
Gesamteindruck	4 (4;5) [0,788]	4 (3;4) [0,851]	4 (3;4) [0,945]	4 (4;5) [0,723]	4 (3;4) [0,858]	4 (3;1;4) [0,768]	5 (4;5) [0,866]
Bildrauschen	3 (3;4) [0,910]	2 (2;2;4) [0,890]	2,8 (2;3) [0,841]	3 (3;4) [0,877]	2 (2;3) [0,922]	3 (2;3) [0,845]	4 (3;4) [0,915]
Schärfe	3 (3;4) [0,768]	2,8 (2;3) [0,876]	3 (2;3;9) [0,855]	3 (2;6;4) [0,731]	3 (2;3) [0,680]	3 (2;1;3) [0,840]	4 (3;4) [0,891]
Erkennbarkeit v. Läsionen	4 (4;4;5) [0,717]	3,5 (3;4) [0,259]	4 (3;1;4) [0,665]	4 (4;5) [0,591]	3,5 (3;4) [0,617]	4 (3;4) [0,734]	5 (4;5) [0,781]
Diagnostische Sicherheit	4 (4;4;9) [0,875]	4 (3;4) [0,953]	4 (3;1;4) [0,848]	4 (4;5) [0,865]	4 (3;4) [0,863]	4 (3;4) [0,682]	5 (4;5) [0,957]
<b>Abdomen</b>							
Gesamteindruck	3 (2;6;3) [0,698]	3 (2;3) [0,765]	3 (2;3) [0,729]	3 (2;5;4) [0,620]	3 (3;3) [0,728]	3 (3;3;5) [0,685]	4 (3;4) [0,797]
Bildrauschen	2 (2;3) [0,791]	1 (1;2) [0,885]	2 (1;2) [0,877]	2 (2;2) [1]	2 (1;5;2) [0,655]	2 (2;3) [0,774]	3 (2;3) [0,913]
Schärfe	2 (2;2) [0,896]	2 (1;1;2) [0,915]	2 (2;3) [0,876]	2 (2;3) [0,689]	2 (2;3) [0,767]	2,5 (2;3) [0,571]	3 (2;3) [0,702]
Erkennbarkeit v. Läsionen	3 (2;3) [0,727]	3 (2;3) [0,823]	3 (2;3) [0,728]	3 (2;4) [0,727]	3 (2;6;3) [0,829]	3 (3;3;4) [0,743]	4 (3;4) [0,802]
Diagnostische Sicherheit	3 (2;3) [0,752]	3 (2;3) [0,822]	3 (2;1;3) [0,795]	3 (2;4) [0,729]	3 (3;3;5) [0,822]	3 (3;4) [0,786]	4 (3;4) [0,961]
<b>Pelvis</b>							
Gesamteindruck	4 (4;4;5) [0,668]	3 (3;4) [0,713]	3,8 (3;4) [0,831]	4 (3;4) [0,669]	4 (3;4) [0,803]	4 (3;5;4) [0,770]	4,5 (4;5) [0,651]
Bildrauschen	3 (3;4) [0,860]	2 (2;2) [0,641]	2,5 (2;3) [0,713]	3 (3;3) [0,737]	2 (2;3) [0,671]	3 (3;4) [0,700]	4 (3;4) [0,869]
Schärfe	3 (2;5;3) [0,537]	2 (2;3) [0,542]	3 (2;6;3) [0,762]	3 (3;4) [0,878]	3 (3;3;5) [0,686]	3 (3;4) [0,779]	4 (4;4;9) [0,862]
Erkennbarkeit v. Läsionen	4 (4;4;5) [0,655]	3 (3;3;5) [0,542]	3,5 (3;4) [0,958]	4 (3;4) [0,885]	4 (3;4) [0,598]	4 (3;1;4) [0,839]	4,8 (4;5) [0,698]
Diagnostische Sicherheit	4 (4;4;9) [0,704]	3 (3;3;5) [0,685]	3,5 (3;4) [0,876]	4 (3;4) [0,806]	4 (3;4) [0,473]	4 (3;5;4) [0,876]	4,8 (4;5) [0,604]

Tabelle 15: Denoising Qualitative Analyse und Interrater-Reliabilität.

Die Ergebnisse der qualitativen Analyse werden als Mediane angegeben, mit Minimum und Maximum in den runden Klammern. Die Ergebnisse der Interrater-Reliabilität werden in den eckigen Klammern angegeben.

#### 6.2.4 Vergleichende Analyse der Parameter der qualitativen Analyse

Der paarweise Vergleich der Bilddatensätze wurde ebenfalls getrennt pro Körperregion durchgeführt und zeigte folgende Ergebnisse:

Im Bereich des Collum/Thorax lieferte der paarweise Vergleich signifikante Unterschiede zwischen den Rekonstruktionen VMI+ 40 und 40sd, 55sd, CTpv im Gesamteindruck, dem Bildrauschen, der Schärfe, der Erkennbarkeit von Läsionen und der diagnostischen Sicherheit ( $p < 0,05$ ). Die Rekonstruktionen VMI+ 40 und 40md, 55md unterschieden sich zudem signifikant im Bildrauschen ( $p < 0,05$ ). Zwischen den Rekonstruktionen VMI+ 55 und 40sd, 55sd, CTpv waren für alle fünf analysierten Kategorien signifikante Unterschiede festzustellen ( $p < 0,05$ ). Signifikante Unterschiede zwischen den Rekonstruktionen 40md und 40sd, CTpv ergaben sich im Gesamteindruck, dem Bildrauschen, der Schärfe, der Erkennbarkeit von Läsionen und der diagnostischen Sicherheit und zusätzlich zwischen 40md und 55sd im Bildrauschen, der Schärfe und der diagnostischen Sicherheit.

Die Rekonstruktion 40sd und 55md sowie die Rekonstruktion 55md und CTpv unterschieden sich signifikant in allen fünf analysierten Kategorien ( $p < 0,05$ ), die Rekonstruktion 55md und 55sd zusätzlich im Bildrauschen und der Schärfe.

Eine detaillierte Auflistung der Analyseergebnisse kann Tabelle 16 entnommen werden.

Für das Abdomen (Tabelle 17) lieferte der paarweise Vergleich signifikante Unterschiede zwischen den Rekonstruktionen VMI+ 40 und 55sd, CTpv im Gesamteindruck, dem Bildrauschen, der Schärfe, der Erkennbarkeit von Läsionen und der diagnostischen Sicherheit, zwischen der Rekonstruktion VMI+ 40 und VMI+ 55 im Bildrauschen, der Erkennbarkeit von Läsionen und der diagnostischen Sicherheit, zwischen der Rekonstruktion VMI+ 40 und 40md im Bildrauschen, zwischen der Rekonstruktion VMI+ 40 und 40sd im Bildrauschen und der diagnostischen Sicherheit und zwischen der Rekonstruktion VMI+ 40 und 55md im Bildrauschen, der Schärfe, der Erkennbarkeit von Läsionen und der diagnostischen Sicherheit ( $p < 0,05$ ).

Signifikante Unterschiede zwischen der Rekonstruktion VMI+ 55 und CTpv ergaben sich für alle fünf analysierten Kategorien ( $p < 0,05$ ), sowie zwischen VMI+ 55 und 55sd im Gesamteindruck, dem Bildrauschen und der Schärfe.

Die Rekonstruktionen 40md und 55sd, CTpv unterschieden sich signifikant in allen fünf Kategorien, zwischen 40md und 40sd, 55md im Gesamteindruck, dem Bildrauschen und der Schärfe ( $p < 0,05$ ). Zwischen den Rekonstruktionen 40sd und 55sd, CTpv waren in allen fünf Kategorien signifikante Unterschiede festzustellen ( $p < 0,05$ ).

Signifikante Unterschiede ergaben sich zwischen der Rekonstruktion 55md und CTpv in allen fünf Kategorien und zwischen 55md und 55sd im Gesamteindruck und dem Bildrauschen ( $p < 0,05$ ).

Der paarweise Vergleich des Pelvis lieferte signifikante Unterschiede zwischen den Rekonstruktionen VMI+ 40 und VMI+ 55, 40sd, 55md, 55sd, CTpv im Gesamteindruck, dem Bildrauschen, der Schärfe, der Erkennbarkeit von Läsionen und der diagnostischen Sicherheit ( $p < 0,05$ ). Die Rekonstruktionen VMI+ 40 und 40md unterschieden sich zudem signifikant im Bildrauschen ( $p < 0,05$ ). Signifikante Unterschiede zwischen den Rekonstruktionen VMI+ 55 und 55sd, CTpv ergaben sich im Gesamteindruck, dem Bildrauschen, der Schärfe, der Erkennbarkeit von Läsionen und der diagnostischen Sicherheit ( $p < 0,05$ ) und zusätzlich zwischen VMI+ 55 und 55md im Bildrauschen. Zwischen der Rekonstruktion 40md und 40sd waren signifikante Unterschiede im Bildrauschen und der Schärfe festzustellen, zwischen den Rekonstruktionen 40md und 55md, 55sd, CTpv zudem im Gesamteindruck, dem Bildrauschen, der Schärfe, der Erkennbarkeit von Läsionen und der diagnostischen Sicherheit ( $p < 0,05$ ).

Die Rekonstruktionen 40sd und 55sd, CTpv sowie die Rekonstruktion 55md und 55sd unterschieden sich signifikant in allen fünf analysierten Kategorien ( $p < 0,05$ ). Die Ergebnisse der Vergleichsanalyse der Bildqualität des Pelvis sind in Tabelle 18 aufgeführt.

Collum/Thorax		Gesamt- eindruck	Bild- rauschen	Schärfe	Erkennbarkeit von Läsionen	Diagnostische Sicherheit
<b>VMI+40</b>	<b>VMI+55</b>	13,125	<0,001*	0,693	20,349	20,391
	<b>40md</b>	2,142	<0,001*	0,441	1,197	1,638
	<b>40sd</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
	<b>55md</b>	1,134	<0,001*	0,063	2,646	0,756
	<b>55sd</b>	0,042*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
	<b>CTpv</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>VMI+55</b>	<b>40md</b>	1,197	11,871	11,655	1,176	1,197
	<b>40sd</b>	<0,001*	<0,001*	0,021*	<0,001*	<0,001*
	<b>55md</b>	0,147	2,814	2,331	2,415	0,588
	<b>55sd</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	0,021*	<0,001*
	<b>CTpv</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>40md</b>	<b>40sd</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
	<b>55md</b>	11,949	0,735	11,529	10,899	19,887
	<b>55sd</b>	0,126	<0,001*	<0,001*	0,294	0,042*
	<b>CTpv</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>40sd</b>	<b>55md</b>	<0,001*	<0,001*	0,004*	<0,001*	<0,001*
	<b>55sd</b>	0,672	17,325	9,408	0,672	1,806
	<b>CTpv</b>	11,823	0,168	0,042*	12,474	19,404
<b>55md</b>	<b>55sd</b>	0,210	<0,001*	<0,001*	0,420	0,252
	<b>CTpv</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>55sd</b>	<b>CTpv</b>	1,071	0,105*	0,021*	1,491	1,680

Tabelle 16: Denoising-Ergebnisse der Vergleichsanalyse der Parameter der qualitativen Analyse des Collum/Thorax. Ein p-Wert < 0,05 steht für statistisch signifikante Unterschiede und wird mit einem \* markiert.

Abdomen		Gesamt- eindruck	Bild- rauschen	Schärfe	Erkennbarkeit von Läsionen	Diagnostische Sicherheit
<b>VMI+40</b>	<b>VMI+55</b>	0,210	<0,001*	0,063	0,021*	<0,001*
	<b>40md</b>	9,009	<0,001*	4,683	8,169	0,882
	<b>40sd</b>	0,084	<0,001*	0,126	0,189	0,042*
	<b>55md</b>	0,063	<0,001*	<0,001*	0,042*	<0,001*
	<b>55sd</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
	<b>CTpv</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>VMI+55</b>	<b>40md</b>	1,197	5,961	0,441	0,987	1,197
	<b>40sd</b>	4,599	4,032	9,345	17,493	17,535
	<b>55md</b>	6,846	0,294	4,997	10,209	6,216
	<b>55sd</b>	0,021*	<0,001*	0,021*	0,105	0,063
	<b>CTpv</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>40md</b>	<b>40sd</b>	<0,001*	0,042*	0,042*	0,273	0,630
	<b>55md</b>	0,042*	<0,001*	<0,001*	0,189	0,126
	<b>55sd</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
	<b>CTpv</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>40sd</b>	<b>55md</b>	18,312	2,520	2,184	16,737	12,537
	<b>50sd</b>	0,021*	<0,001*	<0,001*	0,042*	0,021*
	<b>CTpv</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>55md</b>	<b>55sd</b>	0,042*	0,042*	0,273	0,084	0,189
	<b>CTpv</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>55sd</b>	<b>CTpv</b>	0,084	0,462	0,042*	0,252	0,084

Tabelle 17: Denoising-Ergebnisse der Vergleichsanalyse der Parameter der qualitativen Analyse des Abdomen. Ein p-Wert < 0,05 steht für statistisch signifikante Unterschiede und wird mit einem \* markiert.



Pelvis		Gesamteindruck	Bildrauschen	Schärfe	Erkennbarkeit von Läsionen	Diagnostische Sicherheit
<b>VMI+40</b>	<b>VMI+55</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
	<b>40md</b>	0,924	<0,001*	0,084	0,441	0,840
	<b>40sd</b>	0,021*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
	<b>55md</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
	<b>55sd</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
	<b>CTpv</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>VMI+55</b>	<b>40md</b>	0,315	10,584	3,129	3,066	2,709
	<b>40sd</b>	5,775	1,680	1,869	6,048	8,526
	<b>55md</b>	1,743	0,021*	0,294	0,378	0,126
	<b>55sd</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
	<b>CTpv</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>40md</b>	<b>40sd</b>	1,953	0,042*	<0,001*	0,378	0,315
	<b>55md</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
	<b>55sd</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
	<b>CTpv</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>40sd</b>	<b>55md</b>	0,441	0,462	8,652	1,848	0,504
	<b>55sd</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
	<b>CTpv</b>	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
<b>55md</b>	<b>55sd</b>	<0,001*	0,021*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
	<b>CTpv</b>	0,336	0,084	<0,001*	0,105	0,189
<b>55sd</b>	<b>CTpv</b>	0,672	3,318	5,502	0,273	0,273

Tabelle 18: Denoising-Ergebnisse der Vergleichsanalyse der Parameter der qualitativen Analyse des Pelvis. Ein p-Wert < 0,05 steht für statistisch signifikante Unterschiede und wird mit einem \* markiert.

### 6.2.5 Analyse der Übereinstimmung der beiden Reader nach Cohen's Kappa

Für das Collum/Thorax lieferte die Analyse der Übereinstimmung der beiden Reader nach Cohen's Kappa fast vollkommene Übereinstimmung der beiden Reader in der Schärfe ( $\kappa = 0,891$ ) und der diagnostischen Sicherheit ( $\kappa = 0,957$ ) sowie beachtliche Übereinstimmung in der Erkennbarkeit von Läsionen ( $\kappa = 0,781$ ) in den 55sd-Bilddatensätzen. Fast vollkommene Übereinstimmung ergab sich im Gesamteindruck ( $\kappa = 0,945$ ) bei 40md und beim Bildrauschen ( $\kappa = 0,922$ ) bei VMI+ 55.

In der Abdomenregion wurde eine beachtliche Übereinstimmung der Reader im Gesamteindruck ( $\kappa = 0,797$ ) bei 55sd-Bilddatensätzen erzielt. Fast vollkommene Übereinstimmung ergaben sich im Bildrauschen ( $\kappa = 1$ ) bei 40sd, der Schärfe ( $\kappa = 0,915$ ) bei VMI+ 40, der Erkennbarkeit von Läsionen ( $\kappa = 0,829$ ) bei VMI+ 55 und in der diagnostischen Sicherheit ( $\kappa = 0,961$ ) bei 55sd.

Die Analyse nach Cohen's Kappa für das Pelvis lieferte fast vollkommene Übereinstimmung im Gesamteindruck ( $\kappa = 0,831$ ) bei 40md, dem Bildrauschen ( $\kappa = 0,869$ ) bei 55sd, der Schärfe ( $\kappa = 0,878$ ) bei 40sd, der Erkennbarkeit von Läsionen ( $\kappa = 0,958$ ) bei 40md sowie der diagnostischen Sicherheit ( $\kappa = 0,876$ ) für 40md und 55md. Die Ergebnisse sind in Tabelle 15 aufgeführt.

## 7 Diskussion

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, im ersten Schritt zu zeigen, dass sich die Anwendung von VMI+ positiv auf die quantitativen und qualitativen Bildparameter bei Patienten mit malignem Melanom im Ganzkörper-DECT gegenüber dem originalen Bilddatensatz auswirkt. Des Weiteren sollte herausgefunden werden, welche VMI+-Rekonstruktion sich für die Analyse von Ganzkörper-Bilddatensätzen von Melanom-Patienten am besten eignet. Im zweiten Schritt wurde analysiert, ob VMI+-Bilddatensätze von Melanom-Patienten durch die Anwendung eines Denoising-Algorithmus noch weiter verbessert werden können.

Die Ergebnisse der ersten Teilanalyse veranschaulichten die Durchführbarkeit von VMI+ in der Ganzkörper-DECT-Bildgebung und den Vergleich zur linear gemischten Standardrekonstruktion CTpv. Es zeigte sich, dass VMI+ im NiedrigkeV-Bereich eine höhere CNR haben im Vergleich zu den CTpv. VMI+-55-Rekonstruktionen wiesen eine gute subjektive und objektive Bildqualität auf sowie eine verbesserte diagnostische Sicherheit bei der Erkennung möglicher pathologischer Veränderungen bei Patienten mit fortgeschrittenem Melanom. Vor diesem Hintergrund sollte in Erwägung gezogen werden, Rekonstruktionen mit VMI+ 55 aufgrund der erhöhten Läsionsdetektabilität in der Ganzkörper-DECT zukünftig als wertvolle Ergänzung in die CT-Diagnostik einzuführen.

Virtuelle monoenergetische Rekonstruktionen werden vielfältig angewendet und finden auch immer mehr Anwendung im Alltag der Radiologie außerhalb tertiärer Krankenhäuser. Sie sind für zahlreiche unterschiedliche Fragestellungen hilfreich und bieten die Möglichkeit eines zusätzlichen Informationsgewinns aus bereits akquirierten Bilddatensätzen.

Im Hoch-keV-Bereich können sie unter anderem zur Reduktion von Metallartefakten in CT-Bilddatensätzen von Patienten mit Implantaten verwendet werden, wodurch die diagnostische Qualität der CT-Daten verbessert werden kann. Die Erkennung von Frakturen, Entzündungen oder auch pathologischen

Veränderungen im Weichgewebe direkt angrenzend an die Prothese kann hierdurch ermöglicht werden (Meinel et al., 2012).

Des Weiteren kommen VMI im Niedrig-keV-Bereich in der DECT-Angiographie zur verbesserten Gefäßdarstellung wie am zentralen Herzen oder in der Peripherie zum Einsatz (Apfaltrer et al., 2014, Sudarski et al., 2013). Rekonstruktionen im Niedrig-keV-Bereich steigern den Kontrast iodhaltiger Strukturen wie Gefäße und veranschaulichen durch ein optimiertes Verhältnis von maximaler Schwächung zu minimalem Rauschen die Gewebsdurchblutung zum Zeitpunkt der Untersuchung (Apfaltrer et al., 2014, Sudarski et al., 2013).

Zudem finden VMI im Niedrig-keV-Bereich Verwendung in der Tumordiagnostik aufgrund erhöhter Kontrastierung des meist gut durchbluteten Tumorgewebes, wie beispielsweise im Kopf-Hals-Bereich bei Plattenepithelkarzinomen (Wichmann et al., 2014).

Ferner nutzt auch die neuroradiologische Bildgebung VMI-Rekonstruktionen. Rekonstruktionen im Niedrig-keV-Bereich verbessern die Bildqualität und liefern eine gute CNR zur Darstellung pathologischer Veränderungen in der grauen oder weißen Hirnsubstanz in der vorderen, mittleren oder hinteren Schädelgrube (Pomerantz et al., 2013).

McNarma et al. und Caruso et al. zeigten, dass in der Diagnostik des Pancreas durch die Anwendung von VMI kleine Adenokarzinome bereits im frühen Stadium erkannt werden können (McNamara et al., 2015) und Insulinome besser dargestellt werden können (Caruso et al., 2017). In der Bildgebung der Thyroidea kann VMI die Unterscheidung von benignen oder malignen knotigen Veränderungen unterstützen (De Cecco et al., 2012).

Ziel einer jeden Computertomographie und deren Nachbearbeitung muss es sein, die beste Bildqualität zu erzielen, um die Wahrscheinlichkeit zu erhöhen, pathologische Veränderungen zu detektieren und das zum frühestmöglichen Zeitpunkt.

In der Nachbearbeitung mittels VMI kann eine einheitliche Bildqualität in allen Rekonstruktionen im Spannungsbereich von 40–190 keV mit den aktuell auf dem Markt verfügbaren Programmen nicht erzielt werden.

Grundlage des VMI-Nachbearbeitungsalgorithmus bildet die DECT, deren Prinzip auf der Erfassung eines polyenergetischen Röntgenspektrums bestehend aus einem hoch- und niederenergetischen Strahl beruht.

Mittels VMI-Nachbearbeitung können aus einem einzigen DECT-Rohdatensatz im Nachgang der Untersuchung virtuelle monoenergetische Bilder bei beliebigen Spannungen von 40–190 keV rekonstruiert werden (D'Angelo et al., 2019).

Im Niedrig-keV-Bereich verstärken VMI-Rekonstruktionen unter Verwendung von iodhaltigen Kontrastmitteln dessen Kontrast zum umgebenden Weichteilgewebe und lassen Kontrastmittel angereicherte Strukturen deutlich hyperdens erscheinen. Ein Effekt, der durch die Nähe niedriger Spannungswerte zur Bindungsenergie eines Iod-Elektrons der K-Schale, die bei 33 keV liegt, entsteht (Beeres et al., 2016, Wichmann et al., 2014).

Der Nachteil von VMI liegt jedoch darin, dass das Bildrauschen im Niedrig-keV-Bereich deutlich gesteigert ist (Leng et al., 2015, McCollough et al., 2015).

Wie von Grant et al. (Grant et al., 2014) und Yu et al. (Yu et al., 2011) beschrieben ist das auftretende Rauschen im Niedrig-keV-Bereich rekonstruierter Bilddatensätze der limitierende Faktor trotz erhöhtem Kontrast.

## 7.1 Evaluation der ersten Teilanalyse der VMI+

Neben dem ursprünglichen VMI kommt auch bereits die Weiterentwicklung VMI+ bei zahlreichen Fragestellungen erfolgreich zum Einsatz.

In der DECT-Bildgebung zur Untersuchung von Patienten mit Lebererkrankungen *„verbessern sie die Visualisierung hypodenser Leberläsionen in der portalvenösen Phase“* (Caruso et al., 2017).

In der Diagnostik von Lungenkarzinomen lässt sich durch die Anwendung von VMI+ pathologisch verändertes, tumoröses Gewebe besser vom angrenzenden gesunden mediastinalen Gewebe unterscheiden und gegebenenfalls eine durch den Lungentumor verursachte Gefäßstenosierung erkennen (Frellesen et al., 2016).

Zudem kommt VMI+ in der Pancreasbildgebung zum Einsatz: Rekonstruktionen im Bereich von 55 keV liefern eine generell verbesserte Bildqualität zur allgemeinen Beurteilung des Pancreasgewebes (Hardie et al., 2015).

Auch in der neuroradiologischen Bildgebung des oft schwer beurteilbaren Spinalkanals kann mit Hilfe von VMI+ dort stattfindendes tumoröses Wachstum wie beispielsweise durch Metastasen besser visualisiert werden (Kraus et al., 2016).

Die oben genannten Beispiele zeigen, dass sowohl VMI als auch die Weiterentwicklung VMI+ Vorteile bieten und diese bereits erfolgreich in manche klinische Routine integriert sind. Viele verschiedene diagnostische Fragestellungen können bereits von der Anwendung dieser Technik profitieren. Einheitlich wird in den zahlreichen Studien von einer verbesserten Bildqualität und der damit verbundenen erhöhten Erkennung pathologischer Auffälligkeiten berichtet (Apfaltrer et al., 2014, Frellesen et al., 2016, Hardie et al., 2015, Pomerantz et al., 2013, Sudarski et al., 2013, Wichmann et al., 2014)

Enorm wichtig ist diese verbesserte Bildqualität vor allem in Hinblick auf eine möglichst schnelle Diagnostik, um so eine unnötige Verzögerung und die dadurch verursachten negativen Aspekte so gering wie möglich zu halten. So können beispielsweise unmittelbar nach der CT-Bildgebung weitere, dem Tumor entsprechende diagnostische Schritte eingeleitet werden. Wäre an dieser Stelle etwa noch eine weitere Bildgebung, wie zum Beispiel eine MRT-Untersuchung zur Sicherung der radiologischen Diagnose notwendig, käme es, bedingt durch oftmals lange Terminwartelisten und Untersuchungszeiten, zu einer unnötigen Verzögerung der Tumorthherapie.

Die Computertomographie hingegen kann durch ihre hohe Verfügbarkeit und die schnelle Untersuchungsmethodik dem limitierenden Faktor Zeit entgegenwirken und so die potenzielle Heilungs- und damit auch die Überlebenschance der betroffenen Patienten deutlich verbessern.

VMI+ bringt somit nicht nur für den Radiologen, sondern auch für den Patienten Vorteile mit sich gegenüber der konventionellen CT-Untersuchung ohne

entsprechende Nachbearbeitungen. So kann durch die VMI+ die notwendige Menge an iodhaltigem Kontrastmittel reduziert werden (Weiss et al., 2017). VMI+ zeigt wie bereits vorangehend erläutert im Niedrig-keV-Bereich einen sehr deutlichen Iodkontrast. Dadurch ist es möglich, die Kontrastmittelmenge zu reduzieren und dennoch einen guten Kontrast wie in der CT-Bildgebung ohne VMI+-Nachbearbeitung zu erzielen (Delesalle et al., 2013). Delesalle et al. postulierten, dass die Menge an appliziertem Kontrastmittel um bis zu 35 % reduziert werden kann ohne Einbußen in der Bildqualität. Dies ist insbesondere für Patienten mit eingeschränkter Nierenfunktion relevant (Weiss et al., 2017). Allerdings sollte dabei nicht außer Acht gelassen werden, dass in der vorliegenden Arbeit weder das verwendete Kontrastmittel noch die verabreichte Menge oder Art der Injektion im Besonderen berücksichtigt wurde. Dies beruht auf dem Studiendesign als retrospektive Studie basierend auf bereits vorhandenen DECT-Bilddatensätzen der portalvenösen Phase.

In der ersten Teilanalyse dieser Arbeit wurden VMI+ 55 von beiden Readern unabhängig voneinander bevorzugt gegenüber sonst in der Diagnostik verwendeten Bilddatensätzen, da sie einen höheren Kontrast und im Vergleich zu VMI+ 40 weniger Bildrauschen aufwiesen. Damit sind die Ergebnisse in Einklang mit den Autoren bereits publizierter Studien: Albrecht et. al bevorzugten VMI+ 55 bei Patienten mit Tumoren im Kopf-Hals-Bereich, De Cecco et. al. konnten eine erhöhte diagnostische Genauigkeit für hypervaskuläre Leberläsionen bei VMI+ 55 zeigen, Martin et al. wiesen nach, dass VMI+ 55 zur Differenzierung von gesundem und entzündlichem Pancreasparenchym geeignet ist (Albrecht et al., 2015, De Cecco et al., 2018, Martin et al., 2019).

## 7.2 Evaluation der zweiten Teilanalyse des Denoising-Algorithmus

In der ersten Teilanalyse zeigten die Rekonstruktionen VMI+ 40 und 55 die besten Ergebnisse. Daher wurden in der zweiten darauf aufbauenden Analyse die VMI+ 70 ausgeschlossen und VMI+ 40 und 55 nochmals bei einem zweiten,

anderen Patientenkollektiv rekonstruiert, anschließend mit dem Denoising-Algorithmus „mild-denoised“ bzw. „standard-denoised“ und vergleichend analysiert.

Die Ergebnisse des zweiten Analysenteils „Denoising“ zeigten, dass das Bildrauschen in allen Bilddatensätzen, die zusätzlich mit dem Denoising-Algorithmus bearbeitet wurden, geringer war, verglichen mit den Rekonstruktionen VMI+ 40 und 55. Auch die zusätzlich „mild-denoised“ und „standard-denoised“ Bilddatensätze unterschieden sich untereinander nochmals. Das geringste Bildrauschen zeigten die Bilddatensätze 55sd. Eine Verbesserung des Gesamteindrucks, der Schärfe, der Erkennbarkeit von Läsionen und der diagnostischen Sicherheit resultierten daraus. Eine Zunahme des Bildrauschens war in den Bilddatensätzen 40sd über 55md bis hin zu 40md erkennbar. Unter diesen Gesichtspunkten sollte die ergänzende Anwendung des Denoising-Algorithmus in der Diagnostik pathologischer Veränderungen in Erwägung gezogen werden.

### 7.3 Malignes Melanom

Etwa 90 % der Todesfälle im Zusammenhang mit Hautkrebs lassen sich auf das maligne Melanom zurückführen, weshalb es zu den tödlichsten Krebsarten gezählt wird (Hauswirth, 2016).

Die sorgfältige Erkennung und Diagnose von Metastasen ist entscheidend für die weitere Therapieplanung, Behandlung und das Überleben. Die Prognose eines Patienten ist umso besser, je früher der Tumor entdeckt wird, da hier Fernmetastasen oft noch nicht aufgetreten sind und ein lokales Tumorwachstum meist deutlich einfacher therapiert werden kann. Für die Diagnostik beim malignen Melanom werden in der aktuellen S3-Leitlinie Schnittbildverfahren festgelegt, wobei vorrangig zu einem PET/CT, Ganzkörper-MRT oder Ganzkörper-CT geraten wird (Leitlinienprogramm Onkologie (Deutsche Krebsgesellschaft, 2020)). Aufgrund der besseren Verfügbarkeit wird die Diagnostik hauptsächlich mittels CT durchgeführt (Hoffend, 2015, Huber, 2010).



Da eine Metastasierung des malignen Melanoms in jedes Organ denkbar ist und der genaue Ort meistens unvorhersehbar ist, bedarf es einer genauen Betrachtung des gesamten Körpers (Riva et al., 2018). Neben Lymphknoten, Kutis und Subkutis (37–59 %) kommen Metastasen in absteigender Häufigkeit in Pulmo, Hepar, ZNS, Os, Splen, Gl. suprarenalis, Gastrointestinaltrakt, Rene, Pancreas, Vesica biliaris und Kardia vor (Hoffend, 2015). Die lokale Diagnostik erfolgt meist durch Inspektion und lokoregionäre sonographische Abklärung durch den Dermatologen.

Über das Lymphsystem oder den Blutkreislauf metastasierte Melanomzellen können durch die Expression spezieller Gene auf die Region des Körpers, in die sie verschleppt wurden, wie z.B. das Gehirn, reagieren, sich an diese anpassen (Braeuer et al., 2014) und sie imitieren (Hoffend, 2015).

Die Entdeckung aller im Körper verteilten Metastasen in noch so entfernten oder untypischen Körperregionen ist beim Melanom entscheidend. Denn gerade von diesen bereits vorhandenen Metastasen geht ein großes, nicht zu unterschätzendes Potenzial zur weiteren Metastasierung aus (Braeuer et al., 2014). Metastasen machen das Melanom zu einer nur schwer therapierbaren Tumorerkrankung. Sie haben großen Einfluss auf die Überlebenszeit eines Patienten, die nach einer Metastasierung ohne Therapie durchschnittlich nur noch 6–9 Monate beträgt (Hauswirth, 2016). Alle und besonders die kleinen Metastasen gilt es zu diagnostizieren, denn nur dann kann ein entsprechender Therapieversuch unternommen werden. Die Kontrolle einer kleinen Anzahl von Metastasen in speziellen Regionen ist deutlich einfacher, als eine Überwachung unzähliger Metastasen, die über den ganzen Körper verteilt sind (Braeuer et al., 2014).

Bereits Martin et. al postulierten, dass VMI+-Rekonstruktionen im Niedrig-keV-Bereich quantitative und qualitative Bildparameter sowie die Abgrenzbarkeit maligner Hautveränderungen in thorakoabdominellen CT-Bilddatensätzen von Melanompatienten verbessern (Martin et al., 2017).

Die Diagnose der kleinen Metastasen in CT-Bilddatensätzen, deren Detektion sich oftmals schwierig gestaltet, könnte durch die Anwendung des Denoising-Algorithmus zusätzlich verbessert werden. Wie die Ergebnisse unserer Studien

verdeutlichen, kann das Bildrauschen durch den in dieser Arbeit verwendeten Denoising-Algorithmus noch etwas weiter reduziert werden als durch VMI+ allein, bei gleichbleibend hohem Kontrast.

Eine exakte Diagnose des Melanoms bildet die Grundvoraussetzung für eine adäquate Therapie. Diese wurde in der letzten Zeit mit neuen Ansätzen durchgeführt. Die über Jahre praktizierte Chemotherapie und/oder Interleukin-2-Therapie (IL2-Therapie) wurden ergänzt. Einer dieser Therapieansätze ist die Immuntherapie. Hierzu gehört der monoklonale Antikörper Ipilimumab, der das zytotoxische T-Lymphozyten-assoziierte Protein 4 (CTLA-4) hemmt und die beiden programmierten Zelltodprotein-1-Antikörper (PD-1-Antikörper) Nivolumab und Pembrolizumab oder auch eine Kombination der Präparate (Amaral et al., 2020, Chapman et al., 2011). Ein anderer Therapieansatz ist die zielgerichtete molekulare Therapie mit BRAF oder MEK-Inhibitoren, die beide an unterschiedlichen Stellen den Zellzyklus hemmen und eine Proliferation der Tumorzellen verhindern (Chapman, 2014). Prieto et al. postulieren in ihrem Artikel sogar die potenzielle Fähigkeit von Ipilimumab zur Induktion der Regression des metastasierten Melanoms und der daraus resultierenden Möglichkeit zur Heilung (Prieto et al., 2012).

Eine verbesserte Therapie wirkt sich positiv auf die 5-Jahres-Überlebensrate der Patienten aus, die je nach angewendetem Präparat zwischen 52 % (Nivolumab und Ipilimumab) und 26 % (Ipilimumab) liegt (Amaral et al., 2020).

#### 7.4 Vorteile für den Radiologen

Bereits VMI und die Weiterentwicklung VMI+ erleichtern den Radiologen durch eine deutliche Kontrastierung und hierdurch optimierte Darstellung der Pathologie die Detektierbarkeit von Läsionen. Die Kombination von VMI+ mit beispielweise dem Denoising-Algorithmus könnte für Radiologen einen weiteren Vorteil bedeuten. Die endgültige radiologische Diagnosefindung könnte durch eine Kombination dieser beiden Programme erleichtert werden. Mithilfe einer solchen Anwendung könnten auch Berufseinsteiger durch die verbesserte

Bildqualität an die entsprechenden charakteristischen Gewebsmorphologien und deren Pathologien vereinfacht herangeführt werden. Das gewonnene Wissen und die Erfahrung könnten sie später in der Diagnostik anderer Bilddatensätze anwenden, bei denen solche Programme zur Nachbearbeitung nicht zur Verfügung stehen. Beispielhaft ist hier die Erkennung typischer Metastasierungsmuster des malignen Melanoms zu nennen.

#### 7.5 Vorteile bei der Anwendung im klinischen Alltag

Die Anwendung der VMI+ und des Denoising-Algorithmus bietet die Möglichkeit verbesserter Arbeitsabläufe im klinischen Alltag. Medizinisch-technische Radiologieassistenten/-innen (MTRA) könnten in die Verwendung des neuen Algorithmus eingeführt werden und die zusätzlichen Rekonstruktionen erstellen. Eine Alternative zur Durchführung der Arbeitsschritte durch MTRA stellt die Nutzung automatisierter Prozesse dar. Ein solcher Ablauf würde dem Radiologen einen Arbeitsschritt und somit wertvolle Zeit ersparen, die dann zur Betrachtung der Datensätze aufgewendet werden kann. Die „artificial intelligence“ Weiterentwicklung bietet hierbei weitere, neue Möglichkeiten, wie computergesteuerte Automatismen zum Bildabgleich mit einem Normkollektiv und automatisierte Bilderkennung. Hierdurch könnten Arbeitsschritte und somit Arbeitszeit eingespart werden. Während das Programm selbstständig alle Arbeitsschritte ausführt, könnten MTRA sämtliche Schritte für die im Folgenden anstehenden Untersuchungen in die Wege leiten und der Radiologe befunden. In Zeiten steigender Patientenzahlen und erhöhtem Kostendruck sicherlich ein Gewinn. Nach der Entwicklung, Testphase und gegebenenfalls Modifikationen würden die automatisierten Prozesse unter Elimination potenzieller menschlicher Bedienungsfehler ablaufen können.

## 7.6 Verbesserte Diagnostik

Durch VMI+-Rekonstruktionen kann potenziell auf eine weiterführende MRT-Untersuchung zunächst verzichtet werden bzw. diese bei lediglich durch die CT nicht geklärten Fragestellungen gezielt im Anschluss erfolgen. Grundlage jeder VMI ist eine Bildgebung mittels DECT. Die Vorteile der CT gegenüber der MRT liegen darin, dass CT nahezu ubiquitär vorhanden sind, die Untersuchungsdauer liegt auf wenige Minuten beschränkt und die Wartezeit auf einen Termin dadurch deutlich kürzer ist. Zudem sind die Kosten für eine CT-Untersuchung deutlich geringer.

Weitere Vorteile der CT gegenüber der MRT sind, dass auch Patienten mit Herzschrittmachern, Cochleaimplantaten, implantierten Pumpen (z.B. Insulin) und Herzklappenprothesen mit dieser Technik untersucht werden können (Huber et al., 2010). Klaustrophobie und Adipositas per magna stellen in der computertomographischen Untersuchung keine Kontraindikation dar.

## 7.7 Zusätzlich zu befundendes Bildmaterial

Ein Nachteil der ergänzenden Anwendung des Denoising-Algorithmus und VMI+ liegt jedoch darin, dass zusätzliches Bildmaterial entsteht, das betrachtet werden muss. Ein Ganzkörper-CT wird unabhängig von der Fragestellung im Gesamten befundet. Hierfür benötigt selbst ein erfahrener Radiologe eine gewisse Zeit. Die neu errechneten Datensätze müssten ebenfalls vollständig begutachtet werden, was einen Mehraufwand und damit einhergehenden erhöhten Zeitaufwand darstellt. Hier muss der Nutzen-Zeit-Aufwand abgewogen werden. Ein Ersatz der Originaldaten durch die neu errechneten Datensätze und die alleinige Befundung derer stellt jedoch keine realistische Option dar. Die neu gewonnenen Daten sollten lediglich als ein Zusatz zu den Originalen angesehen werden.

## 7.8 Studiendesign

Die Untersuchungen der Patienten wurden mit dem gleichen CT-Scanner und dem identischen Untersuchungsprotokoll durchgeführt, welches standardmäßig für die Abteilung der diagnostischen und interventionellen Radiologie der Radiologischen Universitätsklinik Tübingen ist. Gerätespezifische Unterschiede im Bereich der Röntgenröhre, der Detektoren, der Datenerfassung oder auch der Rekonstruktion konnten hierdurch ausgeschlossen werden.

## 7.9 Limitationen

Eine wichtige Limitation dieser Dissertation ist das retrospektive Design mit einem Selektionsbias. Die zugrundeliegenden Bilddatensätze stammten von Patienten, die sich aufgrund ihrer Melanomerkrankung bereits in Therapie befanden und deshalb nur geringe pathologische Läsionen aufwiesen.

Die analysierenden Radiologen wussten, dass die Patienten der Analyse alle an einem Melanom Stadium III und IV erkrankt sind. Eine weitere wichtige Limitation ist die Stichprobengröße, die klein ist. Relativiert wird dies durch die Tatsache, dass die Anzahl der Rekonstruktionen pro Patient sehr hoch war, sodass insgesamt viele Datenpunkte analysiert werden konnten.

In der ersten Teilanalyse wurden nur VMI+-Nachbearbeitungen mit 40, 55 und 70 keV analysiert, deren Energielevels sich nur geringfügig unterscheiden. Eine Analyse mit größeren keV-Level-Schritten hätte andere Ergebnisse gebracht und ist diskutabel. Zudem wurden diese VMI+ mit den zugehörigen Standard-CTpv-Bilddatensätzen verglichen. Für einen Vergleich besser geeignet gewesen wäre ggf. der zugehörige, zusätzlich rekonstruierte Standard-VMI+-Bilddatensatz.

Andere, die Bildgebung beeinflussende Faktoren wie das Gewicht eines Patienten wurden nur in der Kontrastmittel-Applikation berücksichtigt. Die KM-Gabe erfolgte zudem unabhängig von der Kreislaufzeit. In künftigen Studien sollte auf solche Faktoren möglichst geachtet werden.

## 7.10 Schlussfolgerung und Ausblick

Die zu Beginn aufgestellten Hypothesen konnten beide anhand dieser Arbeit klar belegt werden.

In der ersten Teilstudie dieser Dissertation wurde gezeigt, dass VMI+-Rekonstruktionen im Bereich von 55 keV eine gute Bildqualität mit hohem Kontrast und tolerablem Bildrauschen aufweisen. VMI+ 55 erhöhen die diagnostische Sicherheit in der Erkennung maligner Läsionen in der DECT-Ganzkörperbildgebung verglichen mit den linear gemischten CT der portalvenösen Phase oder anderen VMI+-Rekonstruktionen.

In der zweiten Teilstudie dieser Dissertation wurde gezeigt, dass die Anwendung des Denoising-Algorithmus zur Bildrauschreduktion der VMI+-DECT-Bilddatensätze beiträgt und eine verbesserte Bildqualität daraus resultiert. Folglich kann eine routinemäßige Anwendung des Denoising-Algorithmus im klinischen Alltag in Erwägung gezogen werden, um die diagnostische Sicherheit insbesondere bei Melanom-Patienten zu steigern und hierdurch potenziell das Patientenoutcome positiv zu beeinflussen.

In weiterführenden Arbeiten könnte über einen Vergleich zweier Patientengruppen (jeweils eine mit und eine ohne Verwendung des Algorithmus) dessen Einfluss auf die Diagnostik bei Melanom-Patienten genauer analysiert werden. Des Weiteren könnte der Einfluss der Anwendung des Denoising-Algorithmus auf die Diagnostik verschiedener anderer pathologischer Veränderungen wie z.B. bestimmte Erkrankungen einzelner Organe Gegenstand weiterer Untersuchungen darstellen.

## 8 Zusammenfassung

Die Computertomographie (CT) ist ein wichtiger Bestandteil der bildgebenden klinischen Diagnostik und heute nahezu aus keinem medizinischen Fachgebiet mehr wegzudenken. Dies liegt nicht zuletzt an den vielfältigen Möglichkeiten der Nachbearbeitung von beispielsweise mittels Dual Energy CT (DECT) gewonnenen Bilddatensätzen. Eine dieser Möglichkeiten zur Nachbearbeitung sind monoenergetische Rekonstruktionen (englisch: virtual monoenergetic imaging, kurz: VMI) und deren rauschoptimierte Weiterentwicklung VMI+.

Ziel dieser Dissertation war, es den Einfluss von VMI+ auf objektive und subjektive Bildparameter in Bilddatensätzen von Patienten mit malignem Melanom zu analysieren und eine weitere Rauschunterdrückung von VMI+ mittels eines Denoising-Algorithmus zu evaluieren.

In der ersten Teilanalyse wurden klinisch indizierte Ganzkörper-DECT-Bilddatensätze von 38 Patienten mit Melanom mit VMI+ bei 40, 55 und 70 Kiloelektronenvolt (kurz: keV) rekonstruiert und mit der Standardrekonstruktion CTpv verglichen. Die Berechnung der Signal-to-noise Ratio (SNR) und Contrast-to-noise Ratio (CNR) der in der Studie inkludierten Organe, Muskeln und Gefäße diente der quantitativen Analyse. Zwei unabhängige Radiologinnen analysierten qualitativ den Gesamteindruck, das Bildrauschen, die Schärfe, die Erkennbarkeit von Läsionen und die diagnostische Sicherheit der Bilddatensätze mittels einer 5-stufigen Likert-Skala (5 = sehr gut).

In der zweiten Teilanalyse wurden klinisch indizierte Ganzkörper-DECT-Bilddatensätze von 40 Patienten mit Melanom mit VMI+ 40 und 55 rekonstruiert, mit einem Denoising-Algorithmus „mild-denoised“ (md) und „standard-denoised“ (sd) und mit der Standardrekonstruktion CTpv verglichen. Die Berechnung der SNR und CNR der in der Studie inkludierten Organe, Muskeln und Gefäße diente der quantitativen Analyse. Zwei unabhängige Radiologen analysierten qualitativ den Gesamteindruck, das Bildrauschen, die Schärfe, die Erkennbarkeit von Läsionen und die diagnostische Sicherheit der Bilddatensätze mittels einer 5-stufigen Likert-Skala (5 = sehr gut).

In der ersten Teilanalyse wurden höchste CNR-Werte in den VMI+ 55 errechnet, gefolgt von VMI+ 40 und VMI+ 70 mit teils signifikanten Unterschieden zu CTpv ( $p < 0,05$ ). Die qualitative Analyse lieferte höchste Werte in der Beurteilung des Gesamteindrucks, der Schärfe, der Erkennbarkeit von Läsionen und der diagnostischen Sicherheit in den VMI+ 55. VMI+ 55 lieferten eine gute Interrater- und Intrarater-Reliabilität.

In der zweiten Teilanalyse wurden höchste CNR-Werte in den Bilddatensätzen 55sd errechnet, gefolgt von 40sd, 55md, 40md, VMI+ 55, VMI+ 40 und CTpv. Sie zeigten teilweise signifikante Unterschiede untereinander ( $p < 0,05$ ). Die qualitative Analyse lieferte höchste Werte in der Beurteilung des Gesamteindrucks, der Schärfe, der Erkennbarkeit von Läsionen und der diagnostischen Sicherheit in den 55sd. Bilddatensätze 55sd lieferten eine gute Interrater- und Intrarater-Reliabilität.

In der ersten Teilanalyse dieser Dissertation wurde gezeigt, dass VMI+-Rekonstruktionen im Bereich von 55 keV eine gute Bildqualität mit hohem Kontrast und tolerablem Bildrauschen aufweisen. VMI+ 55 erhöhen die Diagnosesicherheit in der Erkennung maligner Läsionen in der DECT Ganzkörperbildgebung verglichen mit dem linear gemischten CT der portalvenösen Phase oder anderen VMI+-Rekonstruktionen. Es sollte in Erwägung gezogen werden, VMI+-55-Rekonstruktionen zukünftig als wertvolle Ergänzung in der CT-Diagnostik einzuführen.

In der zweiten Teilanalyse dieser Dissertation wurde gezeigt, dass die Anwendung des Denoising-Algorithmus zur Bildrauschreduktion in CT-Bilddatensätzen beiträgt und eine verbesserte Bildqualität daraus resultiert. Es könnte eine routinemäßige Anwendung des Programmes im klinischen Alltag in Erwägung gezogen werden.



## 9 Literaturverzeichnis

- ALBRECHT, M. H., SCHOLTZ, J. E., KRAFT, J., BAUER, R. W., KAUP, M., DEWES, P., BUCHER, A. M., BURCK, I., WAGENBLAST, J., LEHNERT, T., KERL, J. M., VOGL, T. J. & WICHMANN, J. L. 2015. Assessment of an Advanced Monoenergetic Reconstruction Technique in Dual-Energy Computed Tomography of Head and Neck Cancer. *Eur Radiol*, 25, 2493-501.
- AMARAL, T., SEEBER, O., MERSI, E., SANCHEZ, S., THOMAS, I., MEIWES, A., FORSCHNER, A., LEITER, U., EIGENTLER, T., KEIM, U. & GARBE, C. 2020. Primary Resistance to PD-1-Based Immunotherapy-A Study in 319 Patients with Stage IV Melanoma. *Cancers (Basel)*, 12.
- APFALTRER, P., MEYER, M., MEIER, C., HENZLER, T., BARRAZA, J. M., JR., DINTER, D. J., HOHENBERGER, P., SCHOEPF, U. J., SCHOENBERG, S. O. & FINK, C. 2012. Contrast-enhanced dual-energy CT of gastrointestinal stromal tumors: is iodine-related attenuation a potential indicator of tumor response? *Invest Radiol*, 47, 65-70.
- APFALTRER, P., SUDARSKI, S., SCHNEIDER, D., NANCE, J. W., JR., HAUBENREISSER, H., FINK, C., SCHOENBERG, S. O. & HENZLER, T. 2014. Value of monoenergetic low-kV dual energy CT datasets for improved image quality of CT pulmonary angiography. *Eur J Radiol*, 83, 322-8.
- BAMBERG, F., DIERKS, A., NIKOLAOU, K., REISER, M. F., BECKER, C. R. & JOHNSON, T. R. 2011. Metal artifact reduction by dual energy computed tomography using monoenergetic extrapolation. *Eur Radiol*, 21, 1424-9.
- BAUTZ, W. & KALENDER, W. 2005. [Godfrey N. Hounsfield and his influence on radiology]. *Radiologe*, 45, 350-5.
- BEERES, M., TROMMER, J., FRELLESEN, C., NOUR-ELDIN, N. E., SCHOLTZ, J. E., HERRMANN, E., VOGL, T. J. & WICHMANN, J. L. 2016. Evaluation of different keV-settings in dual-energy CT angiography of the aorta using advanced image-based virtual monoenergetic imaging. *Int J Cardiovasc Imaging*, 32, 137-44.
- BRAEUER, R. R., WATSON, I. R., WU, C. J., MOBLEY, A. K., KAMIYA, T., SHOSHAN, E. & BAR-ELI, M. 2014. Why is melanoma so metastatic? *Pigment Cell Melanoma Res*, 27, 19-36.
- BROCKMANN, C., JOCHUM, S., SADICK, M., HUCK, K., ZIEGLER, P., FINK, C., SCHOENBERG, S. O. & DIEHL, S. J. 2009. Dual-energy CT angiography in peripheral arterial occlusive disease. *Cardiovasc Intervent Radiol*, 32, 630-7.
- CARUSO, D., DE CECCO, C. N., SCHOEPF, U. J., SCHAEFER, A. R., LELAND, P. W., JOHNSON, D., LAGHI, A. & HARDIE, A. D. 2017. Can dual-energy computed tomography improve visualization of hypoenhancing liver lesions in portal venous phase? Assessment of advanced image-based virtual monoenergetic images. *Clin Imaging*, 41, 118-124.
- CHAE, E. J., SEO, J. B., GOO, H. W., KIM, N., SONG, K. S., LEE, S. D., HONG, S. J. & KRAUSS, B. 2008a. Xenon ventilation CT with a dual-

- energy technique of dual-source CT: initial experience. *Radiology*, 248, 615-24.
- CHAE, E. J., SONG, J. W., SEO, J. B., KRAUSS, B., JANG, Y. M. & SONG, K. S. 2008b. Clinical utility of dual-energy CT in the evaluation of solitary pulmonary nodules: initial experience. *Radiology*, 249, 671-81.
- CHAPMAN, P. B. 2014. Treating metastatic melanoma in 2014: what just happened and what is next? *Am Soc Clin Oncol Educ Book*, 16-9.
- CHAPMAN, P. B., HAUSCHILD, A., ROBERT, C., HAANEN, J. B., ASCIERTO, P., LARKIN, J., DUMMER, R., GARBE, C., TESTORI, A., MAIO, M., HOGG, D., LORIGAN, P., LEBBE, C., JOUARY, T., SCHADENDORF, D., RIBAS, A., O'DAY, S. J., SOSMAN, J. A., KIRKWOOD, J. M., EGGERMONT, A. M., DRENO, B., NOLOP, K., LI, J., NELSON, B., HOU, J., LEE, R. J., FLAHERTY, K. T. & MCARTHUR, G. A. 2011. Improved survival with vemurafenib in melanoma with BRAF V600E mutation. *N Engl J Med*, 364, 2507-16.
- D'ANGELO, T., CICERO, G., MAZZIOTTI, S., ASCENTI, G., ALBRECHT, M. H., MARTIN, S. S., OTHMAN, A. E., VOGL, T. J. & WICHMANN, J. L. 2019. Dual energy computed tomography virtual monoenergetic imaging: technique and clinical applications. *Br J Radiol*, 92, 20180546.
- DE CECCO, C. N., CARUSO, D., SCHOEPP, U. J., DE SANTIS, D., MUSCOGIURI, G., ALBRECHT, M. H., MEINEL, F. G., WICHMANN, J. L., BURCHETT, P. F., VARGA-SZEMES, A., SHEAFOR, D. H. & HARDIE, A. D. 2018. A noise-optimized virtual monoenergetic reconstruction algorithm improves the diagnostic accuracy of late hepatic arterial phase dual-energy CT for the detection of hypervascular liver lesions. *Eur Radiol*, 28, 3393-3404.
- DE CECCO, C. N., DARNELL, A., RENGO, M., MUSCOGIURI, G., BELLINI, D., AYUSO, C. & LAGHI, A. 2012. Dual-Energy CT: Oncologic Applications. *American Journal of Roentgenology*, 199, S98-S105.
- DELESALLE, M. A., PONTANA, F., DUHAMEL, A., FAIVRE, J. B., FLOHR, T., TACELLI, N., REMY, J. & REMY-JARDIN, M. 2013. Spectral optimization of chest CT angiography with reduced iodine load: experience in 80 patients evaluated with dual-source, dual-energy CT. *Radiology*, 267, 256-66.
- DUMMER, R., ON BEHALF OF THE, E. G. C., HAUSCHILD, A., ON BEHALF OF THE, E. G. C., LINDENBLATT, N., ON BEHALF OF THE, E. G. C., PENTHEROUDAKIS, G., ON BEHALF OF THE, E. G. C., KEILHOLZ, U. & ON BEHALF OF THE, E. G. C. 2015. Cutaneous melanoma: ESMO Clinical Practice Guidelines for diagnosis, treatment and follow-up†. *Annals of Oncology*, 26, v126-v132.
- EIGENTLER, T. & GARBE, C. 2010. Malignes Melanom. S. 1407-1435. In: HIDDEMANN, W. & BARTRAM, C. R. (eds.) *Die Onkologie*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- FRELLESEN, C., KAUP, M., WICHMANN, J. L., HUSERS, K., SCHOLTZ, J. E., ALBRECHT, M. H., METZGER, S. C., BAUER, R. W., KERL, J. M., LEHNERT, T., VOGL, T. J. & BODELLE, B. 2016. Noise-optimized advanced image-based virtual monoenergetic imaging for improved

- visualization of lung cancer: Comparison with traditional virtual monoenergetic imaging. *Eur J Radiol*, 85, 665-72.
- FRITSCH, P., ZELGER, B. & SEPP, N. 2004. Tumoren der Haut. S. 585-698. In: FRITSCH, P. (ed.) *Dermatologie Venerologie*. 2. Auflage ed. Berlin, Heidelberg: Springer.
- GARBE, C., CERRON, L. & KERL, H. 2006. Histopathologie des Melanoms. S. 139-156. In: GARBE, C. (ed.) *Management des Melanoms*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- GRANT, K. L., FLOHR, T. G., KRAUSS, B., SEDLMAIR, M., THOMAS, C. & SCHMIDT, B. 2014. Assessment of an advanced image-based technique to calculate virtual monoenergetic computed tomographic images from a dual-energy examination to improve contrast-to-noise ratio in examinations using iodinated contrast media. *Invest Radiol*, 49, 586-92.
- GRASER, A., BECKER, C. R., STAEHLER, M., CLEVERT, D. A., MACARI, M., ARNDT, N., NIKOLAOU, K., SOMMER, W., STIEF, C., REISER, M. F. & JOHNSON, T. R. 2010. Single-phase dual-energy CT allows for characterization of renal masses as benign or malignant. *Invest Radiol*, 45, 399-405.
- GRASER, A., JOHNSON, T. R., BADER, M., STAEHLER, M., HASEKE, N., NIKOLAOU, K., REISER, M. F., STIEF, C. G. & BECKER, C. R. 2008. Dual energy CT characterization of urinary calculi: initial in vitro and clinical experience. *Invest Radiol*, 43, 112-9.
- HARDIE, A. D., PICARD, M. M., CAMP, E. R., PERRY, J. D., SURANYI, P., DE CECCO, C. N., SCHOEPF, U. J. & WICHMANN, J. L. 2015. Application of an Advanced Image-Based Virtual Monoenergetic Reconstruction of Dual Source Dual-Energy CT Data at Low keV Increases Image Quality for Routine Pancreas Imaging. *J Comput Assist Tomogr*, 39, 716-20.
- HAUSWIRTH, U. 2016. Maligne Tumoren. S. 315-340. In: MOLL, I. (ed.) *Duale Reihe Dermatologie*. 8. Auflage ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.
- HELMBOLD, P. 2006. Tumoren der Haut. S. 315-368. In: MEVES, A. (ed.) *Intensivkurs Dermatologie*. 1. Auflage ed. München, Jena: Urban & Fischer Verlag/ Elsevier.
- HOFFEND, J. 2015. [Staging of cutaneous malignant melanoma by CT]. *Radiologe*, 55, 105-10, 112.
- HUBER, J., HALLSCHEIDT, P., WAGENER, N., PAHERNIK, S., HAFERKAMP, A. & HOHENFELLNER, M. 2010. [Tumours of the Kidney: CT vs. MRI. Nearly equal alternatives with minor differences]. *Urologe A*, 49, 345-50.
- HÜNERBEIN, R. 2017. Radiologische Verfahren. S. 73-106. In: REISER, M., KUHN, F.-P., DEBUS, J. (ed.) *Duale Reihe Radiologie*. 4. Auflage ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.
- JOHNSON, T. R. 2012. Dual-energy CT: general principles. *AJR Am J Roentgenol*, 199, S3-8.
- KALENDER, W. A. 2006. X-ray computed tomography. *Phys Med Biol*, 51, R29-43.
- KERL, J. M., BAUER, R. W., RENKER, M., WEBER, E., WEISSER, P., KORKUSUZ, H., SCHELL, B., LARSON, M. C., KROMEN, W., JACOBI, V. & VOGL, T. J. 2011. Triphasic contrast injection improves evaluation

- of dual energy lung perfusion in pulmonary CT angiography. *Eur J Radiol*, 80, e483-7.
- KIECKER, F. 2018. Nävi und Tumoren der Haut. S. 199-228. In: STERRY, W. (ed.) *Kurzlehrbuch Dermatologie*. 2., aktualisierte Auflage ed.: Georg Thieme Verlag.
- KIM, J. H., CHANG, Y. & RA, J. B. 2016. Denoising of polychromatic CT images based on their own noise properties. *Med Phys*, 43, 2251.
- KRAUS, M., WEISS, J., SELO, N., FLOHR, T., NOTOHAMIPRODJO, M., BAMBERG, F., NIKOLAOU, K. & OTHMAN, A. E. 2016. Spinal dual-energy computed tomography: improved visualisation of spinal tumorous growth with a noise-optimised advanced monoenergetic post-processing algorithm. *Neuroradiology*, 58, 1093-1102.
- LEITLINIENPROGRAMM ONKOLOGIE (DEUTSCHE KREBSGESELLSCHAFT, D. K., AWMF). 2020. *Diagnostik, Therapie und Nachsorge des Melanoms* [Online]. Langversion 3.2, 2020, AWMF Registernummer: 032/024OL. URL: [https://www.leitlinienprogramm-onkologie.de/fileadmin/user\\_upload/Downloads/Leitlinien/Melanom/Melanom\\_Version\\_3/LL\\_Melanom\\_Langversion\\_3.3.pdf](https://www.leitlinienprogramm-onkologie.de/fileadmin/user_upload/Downloads/Leitlinien/Melanom/Melanom_Version_3/LL_Melanom_Langversion_3.3.pdf) [Zugriff: 01.11.2020].
- LENG, S., YU, L., FLETCHER, J. G. & MCCOLLOUGH, C. H. 2015. Maximizing Iodine Contrast-to-Noise Ratios in Abdominal CT Imaging through Use of Energy Domain Noise Reduction and Virtual Monoenergetic Dual-Energy CT. *Radiology*, 276, 562-70.
- MARTIN, S. S., TRAPP, F., WICHMANN, J. L., ALBRECHT, M. H., LENG, L., DURDEN, J., BOOZ, C., VOGL, T. J. & D'ANGELO, T. 2019. Dual-energy CT in early acute pancreatitis: improved detection using iodine quantification. *Eur Radiol*, 29, 2226-2232.
- MARTIN, S. S., WICHMANN, J. L., WEYER, H., ALBRECHT, M. H., D'ANGELO, T., LEITHNER, D., LENG, L., BOOZ, C., SCHOLTZ, J. E., BODELLE, B., VOGL, T. J. & HAMMERSTINGL, R. 2017. Dual-energy computed tomography in patients with cutaneous malignant melanoma: Comparison of noise-optimized and traditional virtual monoenergetic imaging. *Eur J Radiol*, 95, 1-8.
- MCCOLLOUGH, C. H., LENG, S., YU, L. & FLETCHER, J. G. 2015. Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Radiology*, 276, 637-53.
- MCNAMARA, M. M., LITTLE, M. D., ALEXANDER, L. F., CARROLL, L. V., BEASLEY, T. M. & MORGAN, D. E. 2015. Multireader evaluation of lesion conspicuity in small pancreatic adenocarcinomas: complimentary value of iodine material density and low keV simulated monoenergetic images using multiphasic rapid kVp-switching dual energy CT. *Abdom Imaging*, 40, 1230-40.
- MEINEL, F. G., BISCHOFF, B., ZHANG, Q., BAMBERG, F., REISER, M. F. & JOHNSON, T. R. 2012. Metal artifact reduction by dual-energy computed tomography using energetic extrapolation: a systematically optimized protocol. *Invest Radiol*, 47, 406-14.
- MORHARD, D., FINK, C., GRASER, A., REISER, M. F., BECKER, C. & JOHNSON, T. R. 2009. Cervical and cranial computed tomographic angiography with automated bone removal: dual energy computed

- tomography versus standard computed tomography. *Invest Radiol*, 44, 293-7.
- NASIRUDIN, R. A., TACHIBANA, R., NAPPI, J. J., MEI, K., KOPP, F. K., RUMMENY, E. J., YOSHIDA, H. & NOEL, P. B. 2015. A comparison of material decomposition techniques for dual-energy CT colonography. *Proc SPIE Int Soc Opt Eng*, 9412.
- POMERANTZ, S. R., KAMALIAN, S., ZHANG, D., GUPTA, R., RAPALINO, O., SAHANI, D. V. & LEV, M. H. 2013. Virtual monochromatic reconstruction of dual-energy unenhanced head CT at 65-75 keV maximizes image quality compared with conventional polychromatic CT. *Radiology*, 266, 318-25.
- PRIETO, P. A., YANG, J. C., SHERRY, R. M., HUGHES, M. S., KAMMULA, U. S., WHITE, D. E., LEVY, C. L., ROSENBERG, S. A. & PHAN, G. Q. 2012. CTLA-4 blockade with ipilimumab: long-term follow-up of 177 patients with metastatic melanoma. *Clin Cancer Res*, 18, 2039-47.
- PROKOP, M. 2006. Optimierung der Untersuchungstechnik. S. 115-139. In: PROKOP, M., GALANSKI, M., SCHAEFER-PROKOP, C. & VAN DER MOLEN, A. J. (eds.) *Ganzkörper-Computertomographie: Spiral- und Multislice-CT*. 2. vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage ed.: Georg Thieme Verlag.
- RADELEFF, B., SCHNEIDER, B., STEGEN, P. & KAUFMANN, G. W. 2006. Gerätekunde. S. 96-278. In: KAUFMANN, G. W., MOSER, E. & SAUER, R. (eds.) *Rdiologie*. 3. Auflage ed. München, Jena: Urban & Fischer Verlag/ Elsevier.
- RIVA, G., VILLANOVA, M., ECCHER, A., LUCHINI, C., MOTTA, F., BERNASCONI, R. & BARBARESCHI, M. 2018. Metastatic malignant melanoma to the gallbladder. Case report and review of the literature. *Pathologica*, 110, 68-71.
- ROBINSON, E., BABB, J., CHANDARANA, H. & MACARI, M. 2010. Dual source dual energy MDCT: comparison of 80 kVp and weighted average 120 kVp data for conspicuity of hypo-vascular liver metastases. *Invest Radiol*, 45, 413-8.
- ROTHER, U. J. 2006. *Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn -, Mund - und Kieferheilkunde*. S. 165-170. München, Urban und Fischer Verlag/ Elsevier GmbH.
- SCHMID-BINDERT, G., HENZLER, T., CHU, T. Q., MEYER, M., NANCE, J. W., JR., SCHOEPF, U. J., DINTER, D. J., APFALTRER, P., KRISAK, R., MANEGOLD, C., SCHOENBERG, S. O. & FINK, C. 2012. Functional imaging of lung cancer using dual energy CT: how does iodine related attenuation correlate with standardized uptake value of 18FDG-PET-CT? *Eur Radiol*, 22, 93-103.
- SEBASTIAN, G. & HERRMANN, A. 2006. Klinik des primären Melanoms. S. 105-126. In: GARBE, C. (ed.) *Management des Melanoms*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- SELLERER, T., NOEL, P. B., PATINO, M., PARAKH, A., EHN, S., ZEITER, S., HOLZ, J. A., HAMMEL, J., FINGERLE, A. A., PFEIFFER, F., MAINTZ, D., RUMMENY, E. J., MUENZEL, D. & SAHANI, D. V. 2018. Dual-energy

- CT: a phantom comparison of different platforms for abdominal imaging. *Eur Radiol*, 28, 2745-2755.
- SUDARSKI, S., APFALTRER, P., NANCE, J. W., JR., SCHNEIDER, D., MEYER, M., SCHOENBERG, S. O., FINK, C. & HENZLER, T. 2013. Optimization of keV-settings in abdominal and lower extremity dual-source dual-energy CT angiography determined with virtual monoenergetic imaging. *Eur J Radiol*, 82, e574-81.
- TERHORST, D. 2016. *Basics Dermatologie*. S. 102-105. München, Urban und Fischer Verlag/ Elsevier GmbH.
- THOMAS, C., KRAUSS, B., KETELSEN, D., TSIFLIKAS, I., REIMANN, A., WERNER, M., SCHILLING, D., HENNENLOTTER, J., CLAUSSEN, C. D., SCHLEMMER, H. P. & HEUSCHMID, M. 2010. Differentiation of urinary calculi with dual energy CT: effect of spectral shaping by high energy tin filtration. *Invest Radiol*, 45, 393-8.
- VEIT-HAIBACH, P., VOGT, F. M., JABLONKA, R., KUEHL, H., BOCKISCH, A., BEYER, T., DAHMEN, G., ROSENBAUM, S. & ANTOCH, G. 2009. Diagnostic accuracy of contrast-enhanced FDG-PET/CT in primary staging of cutaneous malignant melanoma. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 36, 910-8.
- WEISS, J., NOTOHAMIPRODJO, M., BONGERS, M., SCHABEL, C., MANGOLD, S., NIKOLAOU, K., BAMBERG, F. & OTHMAN, A. E. 2017. Noise-optimized monoenergetic post-processing improves visualization of incidental pulmonary embolism in cancer patients undergoing single-pass dual-energy computed tomography. *Radiol Med*, 122, 280-287.
- WICHMANN, J. L., NOSKE, E. M., KRAFT, J., BURCK, I., WAGENBLAST, J., ECKARDT, A., FRELLESEN, C., KERL, J. M., BAUER, R. W., BODELLE, B., LEHNERT, T., VOGL, T. J. & SCHULZ, B. 2014. Virtual monoenergetic dual-energy computed tomography: optimization of kiloelectron volt settings in head and neck cancer. *Invest Radiol*, 49, 735-41.
- YU, L., CHRISTNER, J. A., LENG, S., WANG, J., FLETCHER, J. G. & MCCOLLOUGH, C. H. 2011. Virtual monochromatic imaging in dual-source dual-energy CT: radiation dose and image quality. *Med Phys*, 38, 6371-9.
- YUAN, R., SHUMAN, W. P., EARLS, J. P., HAGUE, C. J., MUMTAZ, H. A., SCOTT-MONCRIEFF, A., ELLIS, J. D., MAYO, J. R. & LEIPSIC, J. A. 2012. Reduced iodine load at CT pulmonary angiography with dual-energy monochromatic imaging: comparison with standard CT pulmonary angiography--a prospective randomized trial. *Radiology*, 262, 290-7.
- ZENGER, I. 2018. *Die Geschichte der Computertomographie bei Siemens Healthineers* [Online]. Erlangen: Siemens Healthcare GmbH. URL: <https://cdn0.scrvt.com/64628d2f44eceb2321b00f46924a64d0/0077e29936c3aec5/43026c296d94/die-geschichte-der-computertomographie-bei-siemens-healthineers-06370462.pdf> [Zugriff: 21.07.2020].

## **10 Erklärung Eigenanteil**

Die Arbeit wurde in der Abteilung für diagnostische und interventionelle Radiologie der Radiologischen Universitätsklinik Tübingen unter Betreuung von Herrn PD Dr. med. Ahmed Othman durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte durch Herrn PD Dr. med. Ahmed Othman.

Die Rekonstruktion der Bilddatensätze beider Teilstudien wurde von mir eigenständig nach Unterweisung durch Herrn PD Dr. Ahmed Othman durchgeführt. Die Rekonstruktion der ROI wurde von mir eigenständig nach Unterweisung durch Frau Dr. med. Mareen Kraus durchgeführt.

Die Übertragung des Denoising-Algorithmus erfolgte durch Herrn PD Dr. med. Ahmed Othman.

Die Übertragung der ROI-Schablone auf die übrigen Bilddatensätze wurde durch Herrn Prof. Dr. med. Sergios Gatidis durchgeführt.

Die statistische Auswertung der quantitativen Analyse der beiden Teilstudien wurde von mir nach Unterweisung durch Frau Dr. med. Mareen Kraus durchgeführt.

Das Reading der Bilddatensätze erfolgte durch die Radiologen Dr. med. Mareen Kraus, Dr. med. Corinna Storz und Dr. med. Sven Walter.

Ich versichere, das Manuskript selbstständig nach Anleitung durch Frau Dr. med. Mareen Kraus und Herrn PD Dr. med. Ahmed Othman verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben.

Tübingen, den 16.11.2020

Elisa Riekert

## **11 Danksagung**

Bedanken möchte ich mich bei all Jenen, die auf unterschiedlichste Art und Weise zum erfolgreichen Gelingen dieser Dissertation beigetragen haben.

Zu allererst gilt mein Dank Herrn PD Dr. med. Ahmed Othman für die Überlassung des Themas, seine stete Unterstützung und die konstruktiven Anregungen.

Ganz besonders danke ich Frau Dr. med. Mareen Kraus für ihre engagierte Betreuung, die kompetente Beratung und die schnellen und äußerst hilfreichen Lösungen für all meine Fragen und Probleme, sowie die Erstkorrektur des Manuskripts. Vielen Dank für deine unermüdliche Arbeit, Zeit und unbegrenzte Hilfe.

Danke liebe Ruth für das Korrekturlesen dieser Arbeit.

Ein ausdrücklicher Dank gilt meiner Familie und besonders meinen Eltern, die mich während des Studiums und der Dissertation stets unterstützt und motiviert haben.



## 12 Anhang

	HU			SNR			CNR					
	CTpv	VMI+40	VMI+55	VMI+70	CTpv	VMI+40	VMI+55	VMI+70	CTpv	VMI+40	VMI+55	VMI+70
Lingua	75,31 ± 14,01	98,56 ± 21,69	95,70 ± 29,21	54,37 ± 14,88	9,10 ± 3,12	8,17 ± 7,67	8,77 ± 7,59	5,94 ± 3,65	16,27 ± 4,17	16,57 ± 6,09	17,05 ± 5,89	16,54 ± 7,09
Gl. parotis li	38,82 ± 23,91	107,94 ± 36,68	107,12 ± 24,66	35,57 ± 16,92	5,78 ± 3,46	7,10 ± 6,41	8,74 ± 6,49	3,35 ± 2,16	12,59 ± 3,48	17,26 ± 7,63	18,19 ± 6,52	14,16 ± 6,29
Gl. parotis re	38,41 ± 19,38	105,11 ± 38,86	104,22 ± 21,59	34,54 ± 17,50	5,92 ± 3,51	9,03 ± 10,60	10,97 ± 10,65	3,87 ± 3,02	12,59 ± 3,48	16,95 ± 7,03	17,78 ± 5,51	14,06 ± 6,29
Gl. thyroidea li	142,49 ± 24,89	228,59 ± 23,64	194,23 ± 45,66	106,48 ± 22,30	14,38 ± 5,64	11,12 ± 9,39	13,60 ± 10,65	10,98 ± 6,91	22,95 ± 6,24	24,74 ± 8,72	25,56 ± 9,38	23,45 ± 9,79
Gl. thyroidea re	142,99 ± 29,93	227,73 ± 31,89	195,21 ± 42,63	109,61 ± 24,61	16,06 ± 4,74	14,16 ± 11,14	15,35 ± 9,02	12,39 ± 8,42	23,03 ± 6,47	24,96 ± 9,66	25,63 ± 8,89	23,92 ± 10,04
Intrapulmonal links-ventral	-866,42 ± 65,01	-826,89 ± 75,47	-859,29 ± 80,02	-841,95 ± 41,67	65,21 ± 32,45	41,59 ± 18,57	53,99 ± 24,76	62,12 ± 28,08	12,39 ± 81,19	12,91 ± 11,39	13,12 ± 16,39	12,69 ± 12,45
Intrapulmonal links-dorsal	-846,02 ± 43,64	-801,33 ± 49,14	-823,09 ± 56,79	-823,48 ± 47,53	58,50 ± 27,64	45,85 ± 29,94	56,85 ± 32,77	58,05 ± 35,14	14,82 ± 77,27	16,29 ± 13,25	17,69 ± 12,67	15,02 ± 12,89
Intrapulmonal rechts-ventral	-867,62 ± 52,15	-830,66 ± 53,19	-856,24 ± 62,13	-845,31 ± 81,57	61,01 ± 25,16	43,28 ± 16,91	59,24 ± 35,29	60,82 ± 35,49	11,94 ± 79,73	12,49 ± 11,61	12,59 ± 2,31	12,31 ± 13,59
Intrapulmonal rechts-dorsal	-847,09 ± 40,55	-790,09 ± 38,49	-823,27 ± 52,32	-819,76 ± 55,23	65,16 ± 30,12	40,67 ± 18,43	43,69 ± 19,89	53,25 ± 29,25	15,09 ± 76,71	17,42 ± 13,47	17,79 ± 13,29	15,87 ± 14,59
Hepar kranial1	102,19 ± 19,65	151,65 ± 33,35	103,83 ± 23,32	73,41 ± 14,39	8,87 ± 2,46	5,80 ± 2,23	6,53 ± 2,07	5,05 ± 2,09	15,34 ± 3,64	16,48 ± 5,66	16,53 ± 5,82	15,57 ± 4,65
Hepar kranial2	103,11 ± 16,49	153,65 ± 31,31	104,99 ± 28,43	73,47 ± 12,84	10,16 ± 2,97	6,66 ± 3,36	7,45 ± 3,05	5,82 ± 2,00	15,47 ± 3,79	16,52 ± 5,23	16,56 ± 6,13	15,58 ± 4,69
Hepar kranial3	103,11 ± 12,67	157,71 ± 36,28	107,58 ± 32,85	73,46 ± 13,59	9,15 ± 2,18	6,27 ± 3,09	6,35 ± 2,99	5,57 ± 2,02	15,48 ± 3,84	16,75 ± 5,68	16,95 ± 6,69	15,58 ± 4,68
Hepar kranial4	100,03 ± 15,97	142,68 ± 29,45	103,22 ± 23,55	72,72 ± 11,79	8,88 ± 2,45	5,23 ± 2,32	5,39 ± 2,79	5,00 ± 2,26	15,21 ± 3,83	16,09 ± 5,97	16,65 ± 6,27	15,54 ± 4,89

Tabelle 19: VMI+-Ergebnisse der quantitativen Analyse (HU, SNR, CNR) der Organe I. Die Angabe erfolgt in Mittelwert ± Standardabweichung.

	HU			SNR			CNR			
	CTpv	VMI+40	VMI+55	VMI+40	VMI+55	VMI+70	CTpv	VMI+40	VMI+55	VMI+70
Hepar kaudal1	100,23 ± 16,53	143,21 ± 24,61	104,08 ± 26,76	8,72 ± 2,11	5,46 ± 2,18	5,91 ± 2,57	15,19 ± 3,61	16,14 ± 6,29	16,77 ± 7,46	15,43 ± 4,61
Hepar kaudal2	102,84 ± 15,72	143,04 ± 24,28	104,39 ± 28,36	8,91 ± 2,04	5,80 ± 1,87	6,17 ± 3,15	15,41 ± 3,58	16,09 ± 5,88	16,47 ± 5,37	15,75 ± 4,65
Hepar kaudal3	99,79 ± 13,89	153,41 ± 27,73	107,15 ± 25,72	8,86 ± 2,46	5,37 ± 2,17	5,64 ± 2,13	15,19 ± 3,69	16,57 ± 5,21	16,87 ± 6,26	15,73 ± 4,59
Hepar kaudal4	101,34 ± 17,04	153,00 ± 17,89	105,79 ± 29,55	8,69 ± 1,87	6,09 ± 3,78	6,90 ± 3,26	15,31 ± 3,83	16,62 ± 5,87	17,02 ± 7,47	15,60 ± 4,77
Splen	112,69 ± 15,29	203,54 ± 42,51	147,56 ± 34,81	9,96 ± 1,91	8,36 ± 3,26	9,54 ± 5,26	16,17 ± 3,88	19,62 ± 5,26	19,98 ± 8,31	18,34 ± 5,56
Pancreas	68,84 ± 31,39	145,07 ± 48,73	108,53 ± 44,52	6,18 ± 3,14	5,26 ± 2,41	5,43 ± 2,36	12,52 ± 3,66	16,15 ± 6,22	16,95 ± 7,37	15,01 ± 5,66
Ren li	180,86 ± 27,81	365,38 ± 87,06	321,05 ± 32,35	14,63 ± 5,64	13,72 ± 6,88	14,05 ± 6,02	21,81 ± 5,31	28,66 ± 9,44	33,23 ± 12,62	23,62 ± 7,98
Ren re	183,23 ± 25,19	357,69 ± 61,39	327,34 ± 33,76	15,75 ± 5,13	14,62 ± 9,75	14,93 ± 6,09	22,25 ± 5,51	28,45 ± 9,82	33,70 ± 12,66	24,01 ± 7,42
Corpus vertebrae	190,59 ± 66,87	324,97 ± 74,52	256,59 ± 100,38	14,88 ± 6,86	13,73 ± 5,41	14,39 ± 6,99	22,91 ± 7,82	26,40 ± 9,23	27,85 ± 10,19	23,66 ± 7,09
Vesica urinaria	16,86 ± 10,83	27,07 ± 10,24	17,04 ± 9,79	1,63 ± 1,25	0,86 ± 0,43	1,28 ± 0,80	8,16 ± 2,61	9,29 ± 3,48	10,09 ± 4,41	9,05 ± 3,68
Intraspinal	29,44 ± 8,80	47,85 ± 13,37	29,97 ± 12,94	2,26 ± 1,00	2,09 ± 0,85	2,24 ± 2,05	9,25 ± 2,48	10,50 ± 3,84	11,09 ± 5,02	9,73 ± 3,77

Tabelle 20: VMI+-Ergebnisse der quantitativen Analyse (HU, SNR, CNR) der Organe II. Die Angabe erfolgt in Mittelwert ± Standardabweichung.

	HU			SNR			CNR					
	CTpv	VMI+40	VMI+55	VMI+70	CTpv	VMI+40	VMI+55	VMI+70	CTpv	VMI+40	VMI+55	VMI+70
M. sternocleidomastoideus li	71,37 ± 9,74	100,16 ± 41,38	95,26 ± 17,59	55,74 ± 11,91	9,95 ± 3,19	7,39 ± 4,61	8,67 ± 7,01	6,50 ± 4,74	15,86 ± 4,04	16,79 ± 7,42	16,97 ± 5,00	16,65 ± 6,33
M. sternocleidomastoideus re	71,85 ± 9,47	101,23 ± 36,39	94,05 ± 20,33	55,90 ± 10,78	9,83 ± 3,36	7,83 ± 5,34	9,02 ± 5,75	7,29 ± 7,39	15,92 ± 4,05	16,78 ± 7,49	16,83 ± 4,83	16,69 ± 6,33
M. pectoralis minor li	58,29 ± 12,59	87,96 ± 15,25	58,49 ± 10,97	44,76 ± 8,01	7,38 ± 2,53	6,05 ± 3,64	6,82 ± 6,08	5,15 ± 3,68	11,63 ± 2,81	12,82 ± 4,39	13,21 ± 5,15	12,67 ± 4,16
M. pectoralis minor re	59,29 ± 10,66	88,54 ± 18,86	59,69 ± 18,08	45,64 ± 9,34	7,44 ± 2,38	5,41 ± 2,48	6,85 ± 2,27	5,31 ± 2,56	11,73 ± 2,85	12,81 ± 4,49	13,33 ± 5,36	12,76 ± 4,27
M. psoas major li	59,82 ± 8,49	79,68 ± 10,35	63,29 ± 11,12	38,23 ± 12,71	5,06 ± 1,10	3,98 ± 2,36	4,69 ± 5,34	3,46 ± 2,42	11,81 ± 2,98	12,36 ± 4,46	13,59 ± 5,48	12,02 ± 3,56
M. psoas major re	58,31 ± 9,36	77,87 ± 8,58	62,43 ± 9,21	38,16 ± 12,71	5,63 ± 2,74	3,64 ± 1,73	3,68 ± 2,29	3,44 ± 2,83	11,74 ± 3,14	12,24 ± 4,36	13,54 ± 5,49	12,07 ± 4,86
M. obturatorius li	68,04 ± 9,91	85,26 ± 14,36	72,04 ± 10,45	57,78 ± 8,11	7,24 ± 4,16	3,75 ± 1,34	4,63 ± 1,89	3,44 ± 0,89	12,53 ± 3,14	13,71 ± 4,48	14,26 ± 5,78	12,98 ± 4,41
M. obturatorius re	74,43 ± 14,45	87,56 ± 16,42	74,92 ± 13,59	58,61 ± 9,55	7,49 ± 3,20	4,01 ± 1,63	4,80 ± 1,97	3,70 ± 1,28	13,11 ± 3,50	14,06 ± 4,86	14,47 ± 5,78	13,68 ± 4,47
A. carotis communis li	168,15 ± 37,76	390,66 ± 36,59	242,12 ± 36,04	128,66 ± 32,98	20,26 ± 5,91	19,59 ± 9,83	20,06 ± 14,87	13,76 ± 4,81	25,52 ± 7,72	35,96 ± 13,18	29,15 ± 8,47	26,45 ± 11,84
A. carotis communis re	164,33 ± 43,12	382,89 ± 42,57	243,65 ± 32,93	130,43 ± 20,43	21,08 ± 10,69	20,05 ± 13,26	20,29 ± 15,25	14,69 ± 8,11	25,19 ± 8,21	35,48 ± 13,11	29,54 ± 9,37	26,50 ± 10,67
V. jugularis int. li	152,40 ± 28,63	280,22 ± 93,29	224,25 ± 80,09	115,16 ± 36,00	18,35 ± 6,39	16,88 ± 14,54	17,34 ± 11,53	11,98 ± 7,56	23,89 ± 6,65	28,78 ± 12,29	27,85 ± 11,51	24,49 ± 11,14
V. jugularis int. re	152,53 ± 31,89	284,29 ± 110,78	231,61 ± 80,21	115,27 ± 36,89	20,32 ± 9,61	18,21 ± 18,08	19,01 ± 14,11	14,11 ± 10,37	23,95 ± 7,00	28,76 ± 12,63	28,26 ± 10,97	24,11 ± 9,68
Truncus pulmonalis	156,25 ± 16,06	375,84 ± 52,81	245,66 ± 59,21	135,59 ± 42,94	15,88 ± 4,09	13,23 ± 4,41	13,56 ± 4,49	10,36 ± 4,38	19,90 ± 4,55	29,29 ± 8,98	27,52 ± 11,59	22,07 ± 8,08
Arcus aortae	161,68 ± 19,26	387,64 ± 47,55	224,31 ± 56,44	131,27 ± 63,74	16,01 ± 3,59	13,22 ± 4,17	13,99 ± 4,68	10,16 ± 5,49	20,34 ± 4,51	30,19 ± 10,29	26,19 ± 11,34	22,13 ± 12,14
Aorta abdominalis	148,46 ± 12,35	308,80 ± 77,32	179,10 ± 68,19	127,01 ± 48,24	13,72 ± 3,12	9,78 ± 2,94	9,82 ± 3,66	9,09 ± 3,77	19,34 ± 4,56	25,49 ± 8,76	22,46 ± 10,01	21,39 ± 9,65

Tabelle 21: VMI+-Ergebnisse der quantitativen Analyse (HU, SNR, CNR) der Muskeln und Gefäße. Die Angabe erfolgt in Mittelwert ± Standardabweichung.

		<b>p-Wert</b>
Lingua	F (3,35) = 15,537	0,001
Gl. parotis li	F (3;35) = 29,842	<0,001
Gl. parotis re	F (3,35) = 12,158	0,007
Gl. thyroidea li	F (3,35) = 15,253	0,002
Gl. thyroidea re	F (3,35) = 12,158	0,007
Intrapulmonal links-ventral	F (3,35) = 27,126	<0,001
Intrapulmonal links-dorsal	F (3;35) = 33,568	<0,001
Intrapulmonal rechts-ventral	F (3,35) = 33,475	<0,001
Intrapulmonal rechts-dorsal	F (3,35) = 20,478	<0,001
Hepar kranial1	F (3,35) = 34,989	<0,001
Hepar kranial2	F (3,35) = 27,126	<0,001
Hepar kranial3	F (3,35) = 33,379	<0,001
Hepar kranial4	F (3,35) = 30,695	<0,001
Hepar kaudal1	F (3,35) = 46,579	<0,001
Hepar kaudal2	F (3,35) = 30,916	<0,001
Hepar kaudal3	F (3,35) = 39,947	<0,001
Hepar kaudal4	F (3,35) = 36,663	<0,001
Splen	F (3,35) = 13,281	0,004
Pancreas	F (3,35) = 2,462	0,482
Ren li	F (3,35) = 6,795	0,079
Ren re	F (3,35) = 13,958	0,003
Corpus vertebrae	F (3,35) = 6,189	0,103
Vesica urinaria	F (3,35) = 26,649	<0,001
Intraspinal	F (3,35) = 7,042	0,071
M. sternocleidomastoideus li	F (3,35) = 18,505	<0,001
M. sternocleidomastoideus re	F (3,35) = 20,462	<0,001
M. pectoralis minor li	F (3,35) = 16,389	0,004
M. pectoralis minor re	F (3,35) = 13,168	0,001
M. psoas major li	F (3,35) = 21,316	<0,001
M. psoas major re	F (3,35) = 30,789	<0,001
M. obturatorius li	F (3,35) = 44,147	<0,001
M. obturatorius re	F (3,35) = 45,000	<0,001
A.carotis communis li	F (3,35) = 30,916	<0,001
A.carotis communis re	F (3,35) = 28,516	<0,001
V. jugularis li	F (3,35) = 13,958	0,003
V. jugularis re	F (3,35) = 20,116	<0,001
Arcus aortae	F (3,35) = 46,358	<0,001
Truncus pulmonalis	F (3,35) = 35,368	<0,001
Aorta abdominalis	F (3,35) = 47,264	<0,001

Tabelle 22: VMI+-Ergebnisse der ANOVA der Signal-to-noise Ratio (SNR). Ein p-Wert < 0,05 steht für signifikante Interaktion und bildet die Grundlage für eine Post-hoc-Analyse.

		<b>p-Wert</b>
Lingua	F (3,35) = 2,621	0,454
Gl. parotis li	F (3,35) = 22,011	<0,001
Gl. parotis re	F (3,35) = 22,895	<0,001
Gl. thyroidea li	F (3,35) = 2,621	0,454
Gl. thyroidea re	F (3,35) = 4,863	0,182
Intrapulmonal links-ventral	F (3,35) = 17,211	0,002
Intrapulmonal links-dorsal	F (3,35) = 23,021	0,001
Intrapulmonal rechts-ventral	F (3,35) = 15,000	<0,001
Intrapulmonal rechts-dorsal	F (3,35) = 20,558	<0,001
Hepar kranial1	F (3,35) = 1,926	0,588
Hepar kranial2	F (3,35) = 2,432	0,488
Hepar kranial3	F (3,35) = 0,884	0,829
Hepar kranial4	F (3,35) = 1,326	0,723
Hepar kaudal1	F (3,35) = 0,411	0,938
Hepar kaudal2	F (3,35) = 3,884	0,274
Hepar kaudal3	F (3,35) = 0,505	0,918
Hepar kaudal4	F (3,35) = 1,074	0,783
Splen	F (3,35) = 6,892	0,075
Pancreas	F (3,35) = 11,905	0,008
Ren li	F (3,35) = 31,411	<0,001
Ren re	F (3,35) = 29,274	<0,001
Corpus vertebrae	F (3,35) = 10,895	0,012
Vesica urinaria	F (3,35) = 4,958	0,175
Intraspinal	F (3,35) = 6,537	0,088
M. sternocleidomastoideus li	F (3,35) = 1,926	0,588
M. sternocleidomastoideus re	F (3,35) = 1,326	0,723
M. pectoralis minor li	F (3,35) = 2,400	0,494
M. pectoralis minor re	F (3,35) = 2,495	0,476
M. psoas major li	F (3,35) = 3,632	0,304
M. psoas major re	F (3,35) = 2,116	0,549
M. obturatorius li	F (3,35) = 3,821	0,218
M. obturatorius re	F (3,35) = 3,947	0,267
A.carotis communis li	F (3,35) = 17,305	<0,001
A.carotis communis re	F (3,35) = 19,484	0,001
V. jugularis li	F (3,35) = 7,647	0,053
V. jugularis re	F (3,35) = 10,232	0,017
Arcus aortae	F (3,35) = 26,937	<0,001
Truncus pulmonalis	F (3,35) = 33,253	<0,001
Aorta abdominalis	F (3,35) = 19,895	<0,001

Tabelle 23: VMI+-Ergebnisse der ANOVA der Contrast-to-noise Ratio (CNR). Ein p-Wert < 0,05 steht für signifikante Interaktion und bildet die Grundlage für eine Post-hoc-Analyse.

	HU <sub>CTpv</sub>	HU <sub>VMI+40</sub>	HU <sub>40md</sub>	HU <sub>40sd</sub>	HU <sub>VMI+55</sub>	HU <sub>55md</sub>	HU <sub>55sd</sub>
Gl. thyroidea li	158,18 ± 20,15	311,68 ± 114,01	309,86 ± 114,11	342,81 ± 109,66	245,45 ± 35,67	241,83 ± 42,42	241,42 ± 45,05
Gl. thyroidea re	158,69 ± 20,02	320,91 ± 114,04	319,44 ± 118,62	346,26 ± 110,24	247,86 6 ± 36,23	246,65 ± 39,81	245,38 ± 41,58
Intrapulmonal links-ventral	-885,34 ± 41,87	-854,02 ± 44,10	-835,63 ± 302,59	-810,92 ± 271,69	-872,79 ± 48,95	-850,99 ± 57,71	-872,23 ± 38,80
Intrapulmonal links-dorsal	-849,61 ± 41,36	-809,62 ± 53,73	-807,11 ± 58,41	-806,76 ± 57,56	-833,94 ± 50,14	-833,84 ± 47,75	-831,93 ± 50,28
Intrapulmonal rechts-ventral	-879,12 ± 42,47	-853,89 ± 44,83	-832,29 ± 62,43	-838,35 ± 58,43	-872,45 ± 37,09	-838,76 ± 258,79	-870,56 ± 40,08
Intrapulmonal rechts-dorsal	-847,17 ± 43,46	-811,37 ± 50,42	-807,61 ± 50,83	-809,68 ± 53,88	-837,68 ± 48,27	-837,12 ± 49,49	-833,07 ± 50,74
Hepar li	113,05 ± 17,34	250,49 ± 50,11	249,55 ± 53,03	251,40 ± 50,46	161,07 ± 33,57	160,41 ± 27,83	160,11 ± 28,68
Hepar re	110,89 ± 21,44	231,46 ± 48,89	229,35 ± 47,70	241,22 ± 77,66	148,45 ± 36,78	147,84 ± 30,76	147,63 ± 30,8
Splen	113,95 ± 10,06	270,39 ± 31,28	269,14 ± 30,47	269,83 ± 30,19	167,48 ± 32,62	167,69 ± 16,25	167,08 ± 17,06
Pancreas	83,93 ± 18,32	215,48 ± 38,98	214,29 ± 47,01	218,25 ± 43,60	130,85 ± 23,22	129,68 ± 25,34	129,57 ± 23,04
Ren li	188,07 ± 22,74	577,35 ± 65,04	577,89 ± 78,28	574,67 ± 79,64	322,57 ± 33,71	314,71 ± 62,2	320,76 ± 41,16
Ren re	194,44 ± 24,51	585,39 ± 79,47	585,94 ± 79,17	581,30 ± 75,26	328,85 ± 41,95	322,16 ± 45,61	324,27 ± 40,28
Corpus vertebrae	199,67 ± 55,59	406,53 ± 124,41	393,05 ± 114,43	407,36 ± 113,08	237,06 ± 73,01	234,79 ± 81,22	234,76 ± 74,05
Vesica urinaria	18,11 ± 16,03	75,91 ± 24,73	72,47 ± 23,47	76,87 ± 22,12	44,99 ± 11,99	45,05 ± 13,42	44,83 ± 12,27
M. sternocleidomastoideus li	71,47 ± 9,68	126,92 ± 27,39	124,43 ± 30,86	129,04 ± 22,03	94,86 ± 26,56	91,24 ± 13,59	91,16 ± 14,34
M. sternocleidomastoideus re	72,25 ± 10,58	131,55 ± 22,88	131,31 ± 24,42	134,34 ± 21,42	97,05 ± 22,75	97,01 ± 12,42	96,82 ± 45,74
M. pectoralis minor li	58,69 ± 10,17	97,12 ± 17,06	96,88 ± 20,09	97,16 ± 18,40	73,93 ± 10,99	72,94 ± 12,12	72,73 ± 12,74
M. pectoralis minor re	62,91 ± 12,17	96,23 ± 20,37	94,26 ± 15,41	96,51 ± 14,49	73,53 ± 11,59	73,13 ± 9,52	73,02 ± 10,52
M. psoas major li	60,93 ± 5,86	75,51 ± 16,00	75,45 ± 15,87	75,69 ± 16,15	64,44 ± 9,14	62,20 ± 8,79	61,87 ± 8,44
M. psoas major re	60,08 ± 6,77	71,25 ± 14,66	70,49 ± 19,14	73,38 ± 15,94	62,19 ± 10,59	60,88 ± 8,99	60,43 ± 9,98
A.carotis communis li	168,94 ± 21,99	348,94 ± 114,78	357,13 ± 96,04	405,89 ± 92,69	202,16 ± 76,53	256,98 ± 37,86	258,96 ± 38,86
A.carotis communis re	168,68 ± 13,68	332,89 ± 111,64	360,09 ± 83,69	399,06 ± 87,32	207,55 ± 68,44	259,54 ± 42,43	260,07 ± 41,68
V. jugularis li	157,86 ± 21,59	322,92 ± 122,2	355,88 ± 101,22	389,49 ± 81,37	207,26 ± 64,12	244,39 ± 38,96	245,05 ± 36,45
V. jugularis re	160,29 ± 21,07	331,79 ± 105,48	357,89 ± 83,88	387,49 ± 78,43	204,91 ± 58,69	240,28 ± 49,55	246,85 ± 36,37
Truncus pulmonalis	162,94 ± 17,99	452,16 ± 74,60	452,66 ± 72,96	453,09 ± 73,78	258,75 ± 38,24	259,47 ± 38,38	259,48 ± 37,84
Arcus aortae	166,40 ± 18,76	455,29 ± 96,45	466,09 ± 70,48	466,73 ± 70,74	265,84 ± 35,91	266,39 ± 36,25	266,78 ± 36,65
Aorta abdominalis	155,74 ± 16,03	442,80 ± 63,64	442,98 ± 62,55	443,11 ± 92,83	249,53 ± 36,93	249,90 ± 41,58	255,12 ± 33,85

Tabelle 24: Denoising-Ergebnisse der quantitativen Analyse der HU der analysierten Organe, Muskeln und Gefäße. Die Angabe erfolgt in Mittelwert ± Standardabweichung.

	SNR <sub>CTpv</sub>	SNR <sub>VMI+40</sub>	SNR <sub>40md</sub>	SNR <sub>40sd</sub>	SNR <sub>VMI+55</sub>	SNR <sub>55md</sub>	SNR <sub>55sd</sub>
Gl. thyroidea li	19,27 ± 6,69	15,67 ± 7,46	17,90 ± 7,99	18,66 ± 8,39	16,57 ± 4,59	18,31 ± 6,29	18,79 ± 6,14
Gl. thyroidea re	23,43 ± 28,25	16,18 ± 7,54	17,42 ± 7,19	20,14 ± 7,11	16,21 ± 4,09	19,30 ± 5,23	20,88 ± 5,81
Intrapulmonal links-ventral	75,47 ± 40,64	53,67 ± 14,84	60,57 ± 25,11	72,22 ± 79,69	56,76 ± 12,86	61,00 ± 21,15	74,17 ± 21,91
Intrapulmonal links-dorsal	59,63 ± 24,29	37,98 ± 9,63	39,88 ± 11,69	51,51 ± 17,68	39,29 ± 10,85	49,89 ± 15,10	54,45 ± 17,27
Intrapulmonal rechts-ventral	78,32 ± 34,46	47,03 ± 13,73	53,84 ± 14,74	60,63 ± 22,24	52,01 ± 12,46	57,28 ± 18,40	74,12 ± 78,99
Intrapulmonal rechts-dorsal	83,97 ± 122,88	52,46 ± 10,21	62,48 ± 13,26	68,55 ± 36,85	58,47 ± 12,46	68,04 ± 19,78	83,92 ± 52,87
Hepar li	12,32 ± 3,63	8,19 ± 1,78	10,82 ± 2,57	11,67 ± 3,25	8,89 ± 2,24	11,32 ± 3,13	12,16 ± 3,38
Hepar re	12,31 ± 7,63	8,05 ± 2,09	11,29 ± 3,45	11,61 ± 3,59	8,37 ± 2,48	11,38 ± 3,09	11,96 ± 4,22
Splen	15,26 ± 4,91	9,48 ± 1,58	13,35 ± 2,78	14,49 ± 3,45	10,63 ± 2,68	14,45 ± 3,27	14,89 ± 11,19
Pancreas	12,19 ± 6,12	7,62 ± 1,92	9,28 ± 3,37	10,15 ± 2,97	8,78 ± 2,57	9,80 ± 3,16	11,74 ± 7,03
Ren li	18,22 ± 5,41	13,69 ± 6,91	14,86 ± 3,78	16,95 ± 4,97	14,24 ± 3,53	14,99 ± 4,68	16,98 ± 5,91
Ren re	16,51 ± 6,16	12,02 ± 2,74	13,59 ± 3,16	15,85 ± 6,85	12,45 ± 3,53	13,91 ± 4,13	15,92 ± 4,53
Corpus vertebrae	8,98 ± 4,36	6,31 ± 2,42	7,62 ± 2,59	8,71 ± 3,37	6,72 ± 2,45	8,32 ± 3,74	8,87 ± 4,07
Vesica urinaria	3,49 ± 4,71	1,98 ± 0,72	2,81 ± 0,99	3,14 ± 1,16	2,13 ± 0,66	2,92 ± 1,19	3,29 ± 1,04
M. sternocleidomastoideus li	10,94 ± 3,96	6,96 ± 2,18	9,02 ± 3,29	9,97 ± 4,53	8,07 ± 2,69	9,75 ± 4,35	10,40 ± 3,96
M. sternocleidomastoideus re	11,10 ± 3,49	7,49 ± 2,28	9,95 ± 3,84	10,74 ± 4,37	8,61 ± 3,17	10,13 ± 3,73	10,83 ± 5,24
M. pectoralis minor li	7,56 ± 2,61	5,78 ± 1,69	6,83 ± 2,07	7,46 ± 2,78	6,29 ± 1,83	7,39 ± 2,12	7,50 ± 2,56
M. pectoralis minor re	7,59 ± 2,44	5,36 ± 1,74	6,04 ± 1,19	7,88 ± 2,07	5,59 ± 1,09	7,02 ± 2,27	7,53 ± 2,23
M. psoas major li	5,38 ± 1,28	2,94 ± 0,86	3,67 ± 1,05	4,77 ± 1,37	3,09 ± 0,63	4,59 ± 1,28	5,01 ± 1,16
M. psoas major re	5,11 ± 1,13	2,68 ± 0,73	3,36 ± 1,27	4,87 ± 1,59	3,17 ± 1,05	4,77 ± 1,17	5,07 ± 1,19
A.carotis communis li	23,49 ± 10,97	18,44 ± 7,41	19,83 ± 7,99	21,14 ± 8,92	18,74 ± 10,08	20,64 ± 9,56	22,44 ± 7,09
A.carotis communis re	24,11 ± 11,40	18,31 ± 8,65	19,95 ± 6,79	22,04 ± 7,59	18,73 ± 8,13	21,84 ± 8,00	23,43 ± 7,69
V. jugularis li	22,15 ± 9,25	16,68 ± 7,28	18,47 ± 8,09	20,52 ± 11,53	17,13 ± 11,01	20,07 ± 12,12	21,29 ± 7,71
V. jugularis re	23,83 ± 10,49	16,32 ± 8,15	18,72 ± 47,18	21,06 ± 8,22	17,04 ± 8,04	20,45 ± 8,05	22,61 ± 8,55
Truncus pulmonalis	24,00 ± 6,03	15,25 ± 2,52	20,36 ± 3,29	21,95 ± 3,86	15,51 ± 3,02	20,59 ± 3,59	23,06 ± 4,03
Arcus aortae	24,31 ± 4,37	15,51 ± 3,18	22,12 ± 5,07	23,28 ± 4,16	16,19 ± 2,69	22,21 ± 3,15	23,39 ± 3,69
Aorta abdominalis	21,19 ± 6,62	11,70 ± 2,07	15,09 ± 4,08	19,88 ± 5,41	12,02 ± 2,39	16,33 ± 3,12	20,47 ± 5,96

Tabelle 25: Denoising-Ergebnisse der quantitativen Analyse der Signal-to-noise Ratio (SNR) der analysierten Organe, Muskeln und Gefäße. Die Angabe erfolgt in Mittelwert ± Standardabweichung.

	CNR <sub>CTpv</sub>	CNR <sub>VMI+40</sub>	CNR <sub>40md</sub>	CNR <sub>40sd</sub>	CNR <sub>VMI+55</sub>	CNR <sub>55md</sub>	CNR <sub>55sd</sub>
Gl. thyroidea li	21,07 ± 7,83	23,93 ± 10,46	28,03 ± 16,67	30,16 ± 10,43	27,30 ± 8,36	28,75 ± 11,44	31,08 ± 29,38
Gl. thyroidea re	21,02 ± 7,39	25,13 ± 13,06	28,01 ± 14,27	29,74 ± 9,54	27,55 ± 8,52	29,09 ± 11,24	31,15 ± 28,72
Intrapulmonal links-ventral	22,34 ± 14,06	22,97 ± 41,96	29,43 ± 84,88	30,23 ± 44,39	24,96 ± 12,65	29,92 ± 35,12	32,01 ± 10,73
Intrapulmonal links-dorsal	29,54 ± 15,09	32,38 ± 45,00	32,86 ± 13,77	34,00 ± 31,29	32,41 ± 13,78	32,95 ± 34,02	41,90 ± 12,86
Intrapulmonal rechts-ventral	23,43 ± 13,00	23,58 ± 42,48	26,78 ± 44,91	30,24 ± 28,71	25,06 ± 10,99	28,48 ± 45,91	32,30 ± 10,43
Intrapulmonal rechts-dorsal	29,66 ± 15,08	31,77 ± 44,11	32,06 ± 43,36	33,93 ± 31,65	31,88 ± 13,69	32,82 ± 35,37	41,62 ± 13,22
Hepar li	12,28 ± 3,12	13,22 ± 3,56	17,25 ± 5,61	19,49 ± 6,79	14,79 ± 3,16	18,55 ± 5,20	20,85 ± 7,04
Hepar re	12,19 ± 3,39	12,58 ± 3,38	16,35 ± 5,38	18,91 ± 7,13	14,02 ± 2,97	17,71 ± 5,17	19,80 ± 6,85
Splen	12,32 ± 3,15	13,85 ± 3,46	18,24 ± 5,78	20,49 ± 6,99	15,15 ± 3,55	19,06 ± 5,29	21,48 ± 7,33
Pancreas	10,44 ± 2,76	11,95 ± 2,84	15,66 ± 5,57	17,74 ± 6,12	13,11 ± 2,56	16,34 ± 4,38	18,36 ± 7,29
Ren li	16,84 ± 4,06	24,10 ± 5,69	32,02 ± 8,55	35,83 ± 10,69	23,54 ± 4,63	29,12 ± 8,50	33,66 ± 10,93
Ren re	17,26 ± 4,24	24,38 ± 5,87	32,38 ± 8,69	36,19 ± 10,79	23,86 ± 4,63	29,69 ± 8,05	33,96 ± 11,01
Corpus vertebrae	17,51 ± 4,59	18,42 ± 5,62	23,67 ± 7,97	26,43 ± 10,68	18,96 ± 5,49	25,63 ± 8,08	26,59 ± 9,70
Vesica urinaria	6,39 ± 2,28	7,29 ± 2,01	9,51 ± 3,33	11,01 ± 4,38	8,49 ± 1,99	10,58 ± 3,58	11,97 ± 4,69
M. sternocleidomastoideus li	13,75 ± 4,86	14,12 ± 7,19	15,13 ± 6,59	15,87 ± 4,57	14,84 ± 3,22	15,55 ± 6,26	16,90 ± 15,99
M. sternocleidomastoideus re	13,82 ± 4,86	14,33 ± 7,41	15,49 ± 6,41	16,17 ± 4,62	15,08 ± 4,60	16,08 ± 6,63	17,29 ± 16,00
M. pectoralis minor li	8,89 ± 2,35	8,02 ± 2,17	10,54 ± 3,39	12,99 ± 4,86	10,04 ± 2,09	12,55 ± 4,03	14,08 ± 5,2
M. pectoralis minor re	9,19 ± 2,57	7,98 ± 2,17	10,45 ± 3,32	12,87 ± 4,28	10,01 ± 2,06	12,54 ± 3,92	14,03 ± 5,14
M. psoas major li	9,06 ± 2,49	7,29 ± 2,09	9,68 ± 3,23	11,99 ± 4,35	9,53 ± 2,02	11,79 ± 3,96	13,31 ± 4,93
M. psoas major re	9,02 ± 2,52	7,16 ± 2,05	9,48 ± 3,25	11,89 ± 4,19	9,39 ± 2,01	11,74 ± 3,93	13,39 ± 4,88
A.carotis communis li	21,98 ± 7,83	26,13 ± 11,48	30,77 ± 15,09	33,71 ± 9,44	23,82 ± 9,66	29,82 ± 10,87	32,46 ± 29,36
A.carotis communis re	21,91 ± 7,83	25,27 ± 12,79	30,32 ± 13,74	33,61 ± 9,51	23,97 ± 8,38	29,97 ± 10,81	32,94 ± 31,26
V. jugularis li	21,07 ± 7,72	25,46 ± 15,69	30,37 ± 12,96	32,59 ± 8,09	23,86 ± 7,67	28,65 ± 10,29	31,88 ± 31,06
V. jugularis re	21,26 ± 7,83	25,64 ± 13,55	29,57 ± 10,18	32,65 ± 9,14	23,93 ± 8,01	28,34 ± 10,93	31,73 ± 29,72
Truncus pulmonalis	15,33 ± 3,80	20,95 ± 9,49	26,54 ± 7,89	29,78 ± 9,18	20,01 ± 3,71	25,38 ± 6,77	28,79 ± 9,72
Arcus aortae	15,55 ± 3,89	21,06 ± 5,82	27,09 ± 8,03	30,42 ± 9,01	20,40 ± 3,79	25,82 ± 6,79	29,53 ± 10,05
Aorta abdominalis	14,89 ± 3,78	20,59 ± 4,89	26,04 ± 7,65	29,25 ± 9,74	19,53 ± 3,84	24,69 ± 6,71	28,44 ± 9,49

Tabelle 26: Denoising-Ergebnisse der quantitativen Analyse der Contrast-to-noise Ratio (CNR) der analysierten Organe, Muskeln und Gefäße. Die Angabe erfolgt in Mittelwert ± Standardabweichung.



		<b>p-Wert</b>
Gl. thyroidea li	F (6,34) = 15,536	0,051
Gl. thyroidea re	F (6,34) = 31,939	<0,001
Intrapulmonal links-ventral	F (6,34) = 30,932	<0,001
Intrapulmonal links-dorsal	F (6,34) = 83,571	<0,001
Intrapulmonal rechts-ventral	F (6,34) = 38,850	<0,001
Intrapulmonal rechts-dorsal	F (6,34) = 31,693	<0,001
Hepar li	F (6,34) = 107,539	<0,001
Hepar re	F (6,34) = 81,568	<0,001
Splen	F (6,34) = 123,043	<0,001
Pancreas	F (6,34) = 60,750	<0,001
Ren li	F (6,34) = 37,779	<0,001
Ren re	F (6,34) = 64,339	<0,001
Corpus vertebrae	F (6,34) = 47,946	<0,001
Vesica urinaria	F (6,34) = 79,929	<0,001
M. sternocleidomastoideus li	F (6,34) = 40,082	<0,001
M. sternocleidomastoideus re	F (6,34) = 42,664	<0,001
M. pectoralis minor li	F (6,34) = 40,671	<0,001
M. pectoralis minor re	F (6,34) = 79,929	<0,001
M. psoas major li	F (6,34) = 140,518	<0,001
M. psoas major re	F (6,34) = 148,318	<0,001
A.carotis communis li	F (6,34) = 16,243	0,013
A.carotis communis re	F (6,34) = 15,386	0,017
V. jugularis li	F (6,34) = 14,336	0,026
V. jugularis re	F (6,34) = 24,943	<0,001
Arcus aortae	F (6,34) = 160,854	<0,001
Truncus pulmonalis	F (6,34) = 157,479	<0,001
Aorta abdominalis	F (6,34) = 136,971	<0,001

Tabelle 27: Denoising-Ergebnisse der ANOVA der SNR der analysierten Organe, Muskeln und Gefäße. Ein p-Wert < 0,05 steht für signifikante Interaktion und bildet die Grundlage für eine Post-hoc-Analyse

		p-Wert
Gl. thyroidea li	F (6,34) = 22,661	0,001
Gl. thyroidea re	F (6,34) = 27,996	<0,001
Intrapulmonal links-ventral	F (6,34) = 25,961	<0,001
Intrapulmonal links-dorsal	F (6,34) = 30,675	<0,001
Intrapulmonal rechts-ventral	F (6,34) = 27,504	<0,001
Intrapulmonal rechts-dorsal	F (6,34) = 33,054	<0,001
Hepar li	F (6,34) = 98,614	<0,001
Hepar re	F (6,34) = 90,171	<0,001
Splen	F (6,34) = 99,579	<0,001
Pancreas	F (6,34) = 100,607	<0,001
Ren li	F (6,34) = 119,271	<0,001
Ren re	F (6,34) = 120,257	<0,001
Corpus vertebrae	F (6,34) = 78,879	<0,001
Vesica urinaria	F (6,34) = 92,250	0,007
M. sternocleidomastoideus li	F (6,34) = 14,796	0,022
M. sternocleidomastoideus re	F (6,34) = 17,593	<0,001
M. pectoralis minor li	F (6,34) = 94,896	<0,001
M. pectoralis minor re	F (6,34) = 79,929	<0,001
M. psoas major li	F (6,34) = 95,514	<0,001
M. psoas major re	F (6,34) = 86,668	<0,001
A.carotis communis li	F (6,34) = 94,211	<0,001
A.carotis communis re	F (6,34) = 38,036	<0,001
V. jugularis li	F (6,34) = 38,218	<0,001
V. jugularis re	F (6,34) = 43,682	<0,001
Arcus aortae	F (6,34) = 33,171	<0,001
Truncus pulmonalis	F (6,34) = 108,975	<0,001
Aorta abdominalis	F (6,34) = 104,989	<0,001

Tabelle 28: Denoising-Ergebnisse der ANOVA der CNR der analysierten Organe, Muskeln und Gefäße. Ein p-Wert < 0,05 steht für signifikante Interaktion und bildet die Grundlage für eine Post-hoc-Analyse