Universität Ulm
Klinik für diagnostische und interventionelle Radiologie
Leiter: Prof. Dr. med. Meinrad Beer

Metallartefaktreduktion in der Computertomografie
zur besseren Beurteilbarkeit der knöchernen Feinstrukturen bei orthopädischen Implantaten
–
Vergleich zwischen konventioneller CT, Dual-Energy CT, Vorfiltertechniken und iterativer Bildrekonstruktion

Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

vorgelegt von Simone Schüle
geboren in Nürtingen

2019

Amtierender Dekan:	Prof. Dr. Thomas Wirth
1. Berichterstatter:	Prof. Dr. Meinrad Beer
2. Berichterstatter:	Prof. Dr. Hans-Joachim Wilke
Tag der Promotion:	13.04.2021

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis **III**

1 Einleitung **1**

1.1 Metallartefakte in der CT-Bildgebung 1

1.1.1 Aufhärtungsartefakte 1

1.1.2 Photon-Starvation-Artefakte 2

1.1.3 Scatter-Artefakte 3

1.1.4 Aliasing 3

1.1.5 Weitere Einflussgrößen auf Metallartefakte 3

1.2 Techniken der Metallartefaktreduktion 7

1.2.1 Dual Energy CT 7

1.2.2 Zinnfilter 8

1.2.3 Iterative Metallartefaktrekonstruktionssoftware 9

1.3 Fragestellung und Zielsetzung 12

2 Material und Methoden **13**

2.1 Körperspender 13

2.2 Studienaufbau 13

2.3 Bildnachbearbeitung 15

2.4 Datenerhebung 15

2.5 Auswertung 18

2.5.1 Grafische Auswertung 18

2.5.2 Statistische Auswertung 18

2.6 Erstellen von weiteren Grafiken für die Dissertation 19

2.7 Ethikvotum 20

3 Ergebnisse **21**

3.1 Einzelne Items 21

3.1.1 Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallfern und Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallfern 21

3.1.2 Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallnah und Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallnah 30

3.1.3 Item: Bildrauschen im Knochenfenster und Item: CNR 39

3.1.4 Item: Bildrauschen im Weichteilfenster 48

3.1.5 Item: Metallartefaktreduktion im Knochenfenster und Item: Metallartefaktreduktion im Weichteilfenster 50

3.1.6 Item: Beurteilbarkeit Metall 59

3.1.7 Item: Lockerungssaum 64

3.2 Einzelne Subgruppen . . . 65
3.2.1 Subgruppe: Alle im Knochenfenster zu beurteilenden Items . . . 65
3.2.2 Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah und Metallfern 71
3.2.3 Subgruppe: Beurteilbarkeit Metall und Metallartefaktreduktion 77
3.2.4 Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah und Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallfern . . . 83
3.3 Weitere Ergebnisse . . . 92
3.3.1 Vergleich VM und iMAR . . . 92
3.3.2 Vergleich der Auswerter . . . 92
3.3.3 Einfluss der Präparate . . . 94
3.4 Zusammenfassung der Ergebnisse . . . 96

4 Diskussion 100
4.1 Methodendiskussion . . . 100
4.2 Ergebnisdiskussion der Subgruppen und Items mit knöcherner Fragestellung . . . 102
4.3 Ergebnisdiskussion der Subgruppen und Items mit Fragestellung mit Bezug zum Osteosynthesematerial . . . 103
4.4 Ergebnisdiskussion der Subgruppen und Items mit Fragestellung Bildrauschen . . . 105
4.5 Diskussion Metallartefaktreduktion mit DE-Technik . . . 105
4.5.1 CNR und Bildrauschen VM-errechneter CT-Bilder . . . 106
4.5.2 Metallartefaktreduktion VM-errechneter CT-Bilder . . . 108
4.5.3 Beurteilbarkeit der angrenzenden Strukturen . . . 109
4.6 Diskussion Metallartefaktreduktion mit Zinnfilter . . . 109
4.7 Diskussion Metallartefaktreduktion mit iMAR . . . 111
4.7.1 CNR und Bildrauschen . . . 111
4.7.2 Metallartefaktreduktion . . . 112
4.7.3 Beurteilbarkeit der angrenzenden knöchernen Strukturen . . . 112
4.8 Vergleich iMAR und VM . . . 113
4.9 Schlussfolgerung und Ausblick . . . 115

5 Zusammenfassung 116

6 Literaturverzeichnis 118

Anhang 126

Danksagung 135

Lebenslauf 136

Abkürzungsverzeichnis

ANOVA	Analysis of Variance
bspw.	beispielsweise
BwKrhs	Bundeswehrkrankenhaus
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CNR	Contrast to Noise Ratio
CT	Computertomografie
CTDI	Computed Tomography Dose Index
DE	Dual Energy
DECT	Dual Energy Computertomografie
d.h.	das heißt
et al.	und andere
FBP	Filtered Back Projection
FD	Full Dose
FOV	Field of View
HE	Hounsfield-Einheiten
Hüft-TEP	Hüfttotalendoprothese
iMAR	iterative Metallartefaktrekonstruktionssoftware
IR	iterative Rekonstruktionsalgorithmen
keV	Kiloelektronenvolt
kV	Kilovolt
LD	Low Dose
LWK	Lendenwirbelkörper
MA	Metallartefakte

MAR	Metallartefaktreduktion
mGy	Milligray
mm	Millimeter
MPR	multiplanare Rekonstruktion
NaCl	Natriumchlorid
oMAR	Metal Artifact Reduction for Orthopedic Implants
OSG	oberes Sprunggelenk
PACS	Picture Archiving and Communication System
PFN	Proximaler Femurnagel
ROI	Region of Interest
ROI Knochen	Mittelwert einer in der Kortikalis platzierten ROI
SD	Standardabweichung
SD Luft	Standardabweichung einer in der Luft platzierten ROI
SEMAR	Single Energy Metal Artefact Reduction
SmartMAR	Smart Metal Artifact Reduction
Sn	Zinnfilter
SNR	Signal to Noise Ratio
VM	virtuell monoenergetische
vs.	versus

1 Einleitung

Metallartefakte in der Computertomografie (CT) stellen seit Jahren ein fortwährendes Problem dar. Das Beurteilen eines CT-Bildes wird dadurch deutlich erschwert und stellenweise sogar unmöglich. Behandlungsrelevante Pathologien wie beispielsweise Lockerungssäume, Materialbrüche, periprothetische Frakturen oder auch angrenzende Weichteilprozesse werden möglicherweise übersehen und wirken sich hierdurch negativ auf die Patientenversorgung aus.

1.1 Metallartefakte in der CT-Bildgebung

In der CT-Bildgebung wird jegliche Abweichung zwischen den CT-Werten im erzeugten CT-Bild und den eigentlichen Abschwächungswerten des Untersuchungsobjekts als Artefakt bezeichnet. Laut Barrett et al. und Alkadhi et al. können Artefakte in der CT-Bildgebung in physikalische Artefakte, wie beispielsweise Metallartefakte (Photon-Starvation-Artefakte, Aufhärtungsartefakte), in Patienten-basierte Artefakte (Metallartefakte, Atemartefakte), in Scanner-basierte Artefakte (Ringartefakte) sowie in Rekonstruktionsartefakte unterteilt werden. [1] [3]

Demnach fallen Metallartefakte (MA) sowohl in die Gruppe der physikalischen-, als auch der Patienten-basierten Artefakte. Aufhärtungsartefakte und Photon-Starvation-Artefakte sind Hauptgründe für das Entstehen von Metallartefakten. Scatter-Artefakte sowie Aliasing tragen in geringerer Ausprägung zur Entstehung von Metallartefakten bei. [1] [3]

1.1.1 Aufhärtungsartefakte

Beim Durchtritt der, von der Röntgenröhre emittierten, polychromatischen Röntgenstrahlen durch den Patientenkörper kommt es mit zunehmender Durchdringungstiefe der Strahlen durch den Körper zu einer zunehmenden Strahlenabsorption, insbesondere der niedrigenergetischen Strahlen [3]. Beim Durchtritt der Röntgenstrahlen durch sehr dichte Objekte, wie beispielsweise durch Metallimplantate, kommt es zudem zu einer verhältnismäßig höheren Absorption der niedrigenergetischen Strahlen. Das Resultat ist eine überproportional starke Aufhärtung der detektierten Röntgenstrahlen im Vergleich zur initialen, von der Röntgenröhre emittierten, polychromatischen Strahlung, siehe Abbildung 1. [10]

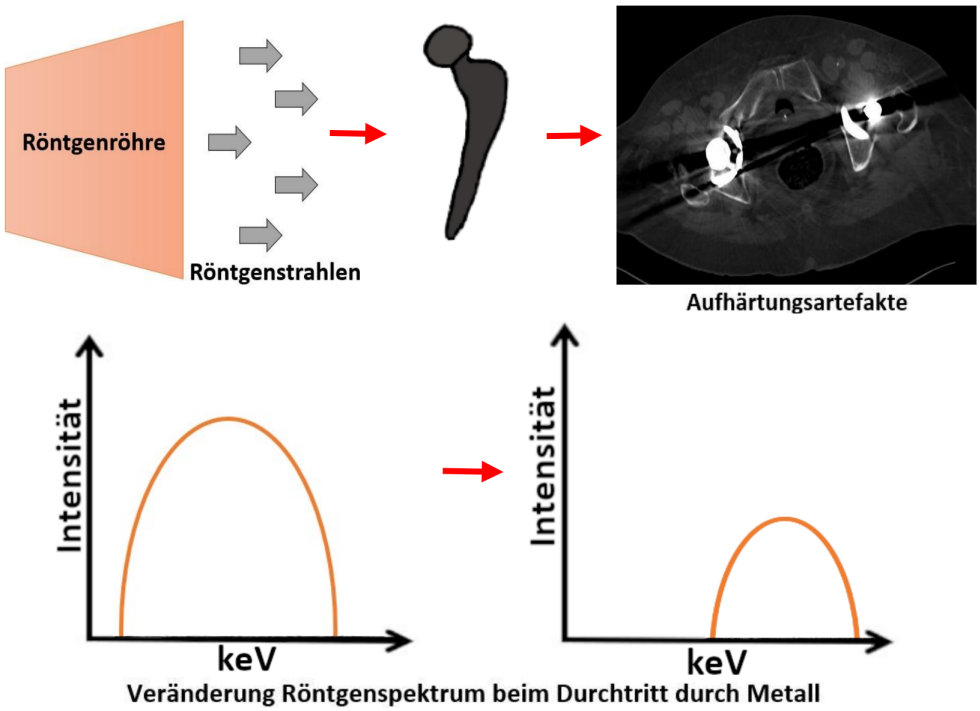


Abbildung 1: **Schematische Darstellung Entstehung Aufhärtungsartefakt** Legende: keV = Kiloelektronenvolt

Außerdem basieren viele Rekonstruktionsalgorithmen auf dem Lambert-Beer-Gesetz und damit fälschlicherweise auf der Annahme, dass von der Röntgenröhre monochromatische Strahlung emittiert wird. Beide beschriebenen Diskrepanzen führen später in den errechneten Rückprojektionen oder den iterativen Rekonstruktionsalgorithmen zu den typischen dunklen Bändern, den „streak artifacts“. [60]

1.1.2 Photon-Starvation-Artefakte

Beim Photon-Starvation-Artefakt durchdringt nur ein geringer Anteil der Röntgenstrahlen das abzubildende Objekt, so dass es zu einer geringen Photonendichte am Detektor und konsekutiv zu einem erhöhten Bildrauschen kommt. Dadurch entstehen die typischen Photon-Starvation-Artefakte. Dabei bedeutet „Starvation“ im Deutschen „Verhungern“. Demnach kann man sich unter Photon-Starvation-Artefakten „verhungernde“ Photonen auf dem Weg zum Detektor vorstellen. Diese treten nicht nur bei Patienten mit Metallimplantaten, sondern teilweise auch bei adipösen Patienten, beispielsweise bei einem Scan der Schulterregion, auf, siehe Abbildung 2. [71]

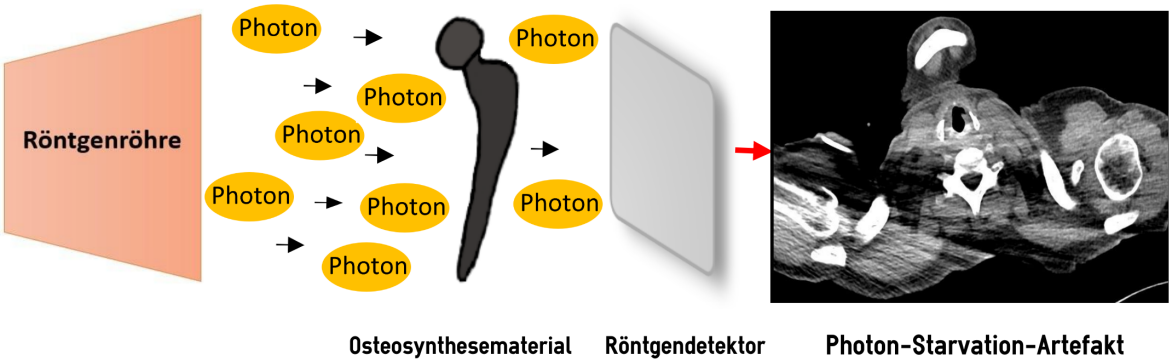


Abbildung 2: **Schematische Darstellung Entstehung von Photon-Starvation-Artefakten**

1.1.3 Scatter-Artefakte

Die Absorption niedrigenergetischer Strahlen, insbesondere beim Durchtritt durch Gewebe mit hoher Ordnungszahl wie beispielsweise (bspw.) Metall oder Knochen, basiert größtenteils auf dem Photoeffekt [10]. Hier trifft das Photon auf ein Hüllelektron und gibt dabei seine gesamte Energie an das Hüllelektron ab. Demgegenüber kommt es bei höheren Energien des Röntgenspektrums eher zu einer Ablenkung und einer Abschwächung der Photonen. Diese Interaktion zwischen Photon und Hüllelektron nennt man den Compton-Effekt. [26] Wenn diese abgelenkten Photonen nun an einem Detektorelement mit einer geringer zu erwartenden Photonendichte registriert werden, führen diese Diskrepanzen zu sogenannten Scatter-Artefakten. Scatter übersetzt ins Deutsche bedeutet Streuung. Demnach kann man sich Scatter-Artefakte als feine radiäre Streifen vorstellen, die von gestreuten Photonen an einer Metalloberfläche ausgehen. [10]

1.1.4 Aliasing

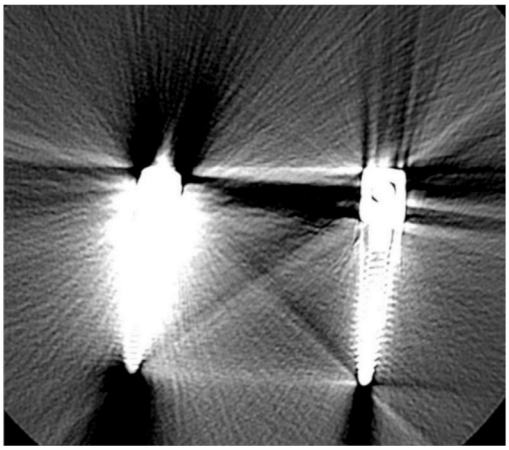
Unter Aliasing versteht man das Auftreten von dünnen, radiären Streifen in einer gewissen Distanz zum abgebildeten Objekt. Sie entstehen durch Undersampling, das heißt durch die Verwendung von einer zu großen Kollimation und daraus resultierend einer ungenauen Abbildung, insbesondere von kleinen Objekten oder von Grenzen mit hohen Dichteunterschieden, wie an Metallrändern. [28]

1.1.5 Weitere Einflussgrößen auf Metallartefakte

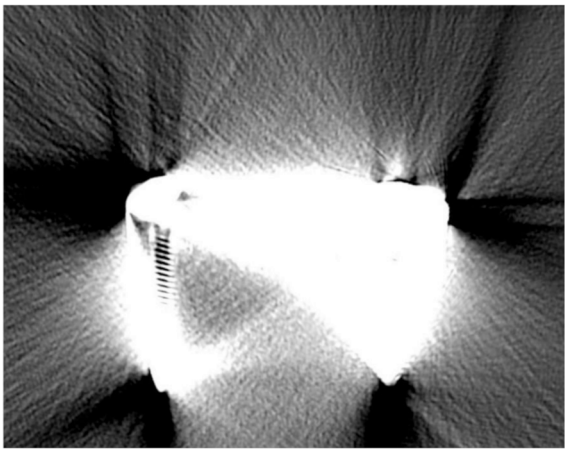
Auch die Metallzusammensetzung des eingebrachten orthopädischen Implantats ist ausschlaggebend für das Ausmaß der MA. So führen Metallimplantate aus Edelstahl [37] oder Kobalt-Chrom [21] zu ausgeprägteren Metallartefakten als beispielsweise Titanimplantate, siehe Abbildung 5. Insgesamt bedeutet eine höhere Massendichte und eine

größere Ordnungszahl des zu untersuchenden chemischen Elements ausgeprägtere MA [37]. Dabei verhalten sich Metallartefakte proportional zu $(Z/E)^3$ (Z = Ordnungszahl, E = Photonenenergie). [30]

Zudem hat die Patientenlagerung beziehungsweise (bzw.) die Positionierung des Metalls bezogen auf die Längsachse des CT-Tisches enormen Einfluss auf das Ausmaß der Metallartefakte. So bedeutet eine Querpositionierung des Metalls auf dem Patiententisch ein größerer, durch die Röntgenstrahlen zu durchdringender, Fremdkörper und führt konsekutiv zu einer größeren Ausprägung der Metallartefakte verglichen mit einem, entlang der Längsachse des CT-Tisches ausgerichteten, orthopädischen Implantats, siehe Abbildung 3. [65]



Rekonstruktionsjob:
Knochenfenster
Kernel: Br59
Schichtdicke: 2 Millimeter



Rekonstruktionsjob:
Knochenfenster
Kernel: Br59
Schichtdicke: 2 Millimeter

Abbildung links: 2 Pedikelschrauben mit unterschiedlichem Metall (rechts in der Abbildung Titan, links in der Abbildung Kobalt-Chrom) entlang der Längsachse der Implantate gescannt.

Abbildung rechts: 2 Pedikelschrauben aus Kobalt-Chrom mit Verbindungsstab entlang der Querachse der Implantate gescannt.

Abbildung 3: **Ausprägung Metallartefakte bei unterschiedlicher Ausrichtung des Implantats bezogen auf die Längsachse des CT-Tisches**

Durch exzentrische Lagerung des Patienten auf dem CT-Tisch oder auch durch exzentrische Implantation des orthopädischen Implantats im Patienten kommt es durch den Partialvolumeneffekt insbesondere an den Grenzflächen des orthopädischen Implantats zu zunehmenden Artefakten. Partialvolumeneffekte entstehen dadurch, dass das orthopädische Implantat nicht immer in jeder Röhrenposition durch den Röntgenstrahl erfasst und somit am Detektor aufgenommen wird. Diese Inkonsistenz führt zu zunehmenden Artefakten bei exzentrischer Positionierung des Metalls auf dem CT-Tisch, siehe Abbildung 4. Die Verwendung einer dünneren Kollimation kann in diesem Fall zu einer Reduktion von Metallartefakten führen. [3]

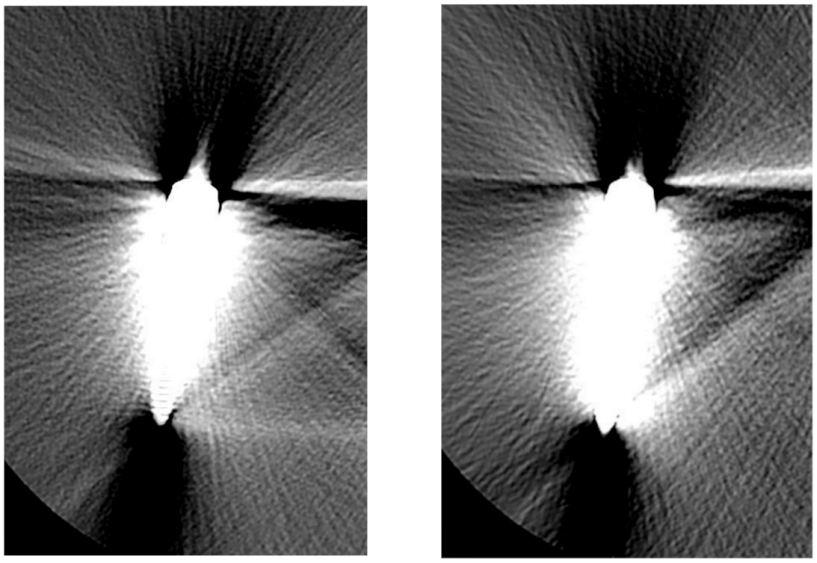
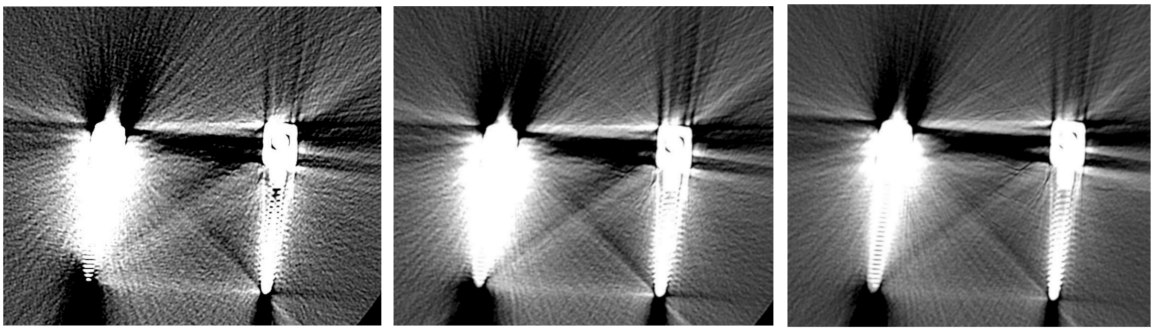


Abbildung 4: **Veränderung der Metallartefakte bei exzentrischer Positionierung des orthopädischen Implantats auf dem CT-Tisch**

Auch die Wahl der Rekonstruktionsparameter, wie die Schichtdicke und der gewählte Kernel, beeinflussen das Ausmaß der Metallartefakte. Wird beispielsweise ein Scan mit einer Kollimation von 0,6 mm zum einen mit einer sehr dünnen Schichtdicke und zum anderen mit einer dickeren Schichtdicke rekonstruiert, so werden sowohl die Metallartefakte, als auch das Bildrauschen durch die Rekonstruktion mit dickeren Schichtdicken reduziert, siehe Abbildung 5. Zu beachten ist jedoch, dass die Ortsauflösung mit einer größeren Schichtdicke zunehmend verloren geht. [37] Harte Kernels (bspw. Br 69) führen neben einer Kantenanhebung konsekutiv auch zu betonteren Metallartefakten. Wie in Abbildung 6 zu erkennen ist, reduzieren weiche Kernels (bspw. Br 36) neben den Metallartefakten jedoch auch die Abgrenzbarkeit der knöchernen Feinstrukturen. Daher stellen mittlere Kernels (bspw. Br 59) einen Mittelweg dar. [65]

Klotz und andere (et al.) entwickelten eine weitere Möglichkeit, MA zu reduzieren. Sie wendeten eine Erweiterung der Hounsfield-Skala von üblicherweise circa (ca.) 4000 Hounsfield-Einheiten (HE) auf ca. 40000 HE an. [32] Diese Technik ist heutzutage in den meisten CT-Scannern eingebaut und führt laut Link et al. zu einer signifikanten Reduktion der Metallartefakte [40].



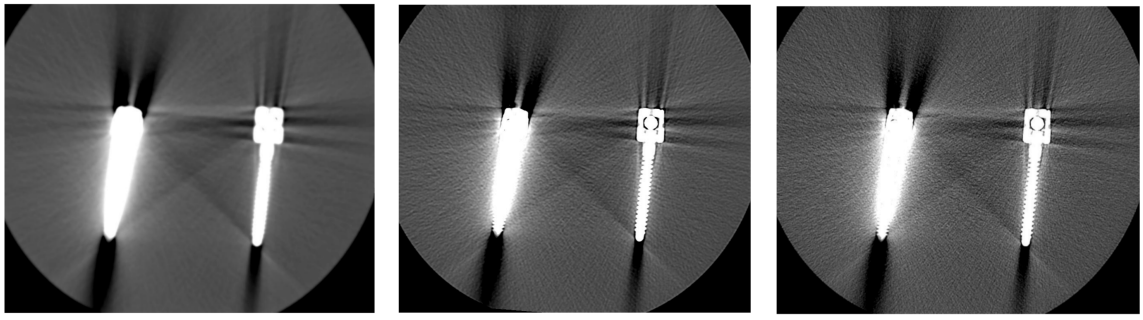
Rekonstruktionsjob:
Knochenfenster
Kernel: Br59
Schichtdicke: 0,6 Millimeter

Rekonstruktionsjob:
Knochenfenster
Kernel: Br59
Schichtdicke: 2 Millimeter

Rekonstruktionsjob:
Knochenfenster
Kernel: Br59
Schichtdicke: 5 Millimeter

In der Abbildung ist deutlich zu erkennen, dass mit erhöhter Schichtdicke sowohl die Metallartefakte, als auch das Bildrauschen deutlich abnimmt. Jeweils links in den einzelnen Abbildungen ist eine Schraube aus Kobalt-Chrom zu erkennen, jeweils rechts in den Abbildungen ist eine Schraube aus Titan zu erkennen.

Abbildung 5: **Ausprägung der Metallartefakte bei unterschiedlichen Schichtdicken und unterschiedlichem Metall**



Rekonstruktionsjob:
Knochenfenster
Kernel: Br36
Schichtdicke: 2 Millimeter

Rekonstruktionsjob:
Knochenfenster
Kernel: Br59
Schichtdicke: 2 Millimeter

Rekonstruktionsjob:
Knochenfenster
Kernel: Br69
Schichtdicke: 2 Millimeter

Weichere Kernels (siehe Abbildung links) führen neben einer dezenten Metallartefaktreduktion auch zu einer schlechteren Abgrenzbarkeit des Metalls, während harte Kernels (siehe Abbildung rechts) auf Grund der zunehmenden Kantenanhebung auch zu ausgeprägteren Metallartefakten führen. Mittlere Kernels (siehe Abbildung Mitte) stellen daher der Mittelweg dar.

Abbildung 6: **Ausprägung Metallartefakte bei Verwendung unterschiedlicher Rekonstruktionskernels**

1.2 Techniken der Metallartefaktreduktion

Die üblichen Techniken zur Reduktion der Metallartefakte sind eine Erhöhung der Röhrenspannung und des Röhrenstroms, so dass insgesamt mehr Photonen am Detektor ankommen. Dabei kommt es jedoch auch zu einer deutlich erhöhten Strahlenbelastung des Patienten. [37] [65] Dabei bedeutet sowohl eine Verdopplung des Röhrenstroms als auch eine Erhöhung der Röhrenspannung um 20 Kilovolt (kV) eine Verdopplung der Strahlendosis. Daraus ergibt sich ein linearer Zusammenhang zwischen dem Röhrenstrom und der Strahlendosis und ein exponentieller Zusammenhang zum Quadrat zwischen der Röhrenspannung und der Strahlendosis. [65] Daher wird mit Hilfe neuartiger Techniken versucht, eine größtmögliche Metallartefaktreduktion bei möglichst minimaler Strahlenbelastung des Patienten zu erreichen.

1.2.1 Dual Energy CT

Godfrey Hounsfield vermutete bereits in einer Publikation im Jahr 1973, dass verschiedene Gewebearten mit Hilfe von unterschiedlichen Röntgenspektren voneinander differenziert werden können [25]. Jedoch erst im Jahr 2005 wurde der erste Dual Energy (DE)-Scanner von der Firma Siemens auf dem Markt präsentiert. Seither wurden eine Vielzahl an Anwendungen für die Dual Energy Computertomografie (DECT) entwickelt wie bspw. die Metallartefaktreduktion (MAR). [54]

Die Röntgenabschwächung beim Durchtritt durch den Patientenkörper ist abhängig von mehreren Faktoren. Zum einen vom Röntgenspektrum selber. So werden Röntgenspektren mit niedrigenergetischen Strahlen stärker abgeschwächt, als Röntgenspektren mit höherenergetischen Strahlen. Zum anderen ist die Abschwächung der Röntgenstrahlen auch vom zu durchdringenden Gewebe abhängig. So führt, wie in Kapitel „Weitere Einflussgrößen auf Metallartefakte“ bereits erläutert, dichteres Gewebe, insbesondere jedoch Material mit einer hohen Ordnungszahl, zu einer zunehmenden Strahlenabschwächung. [37]

Beim Somatom Force (Siemens Healthineers AG, München, Deutschland), einem 3. Generations DECT-Scanner, sind zwei Röntgenröhren ca. im 90°-Winkel zueinander angeordnet. Hierbei wird das CT-Bild durch die simultane Verwendung eines high kV Röntgenspektrums (150 kV, Röntgenröhre B) und eines low kV Röntgenspektrums (100 kV, Röntgenröhre A) generiert, siehe Abbildung 7. [54] [61] Anschließend ist es möglich, sogenannte „Composed Bilder“ zu erstellen, bei denen man entscheidet, wie das Verhältnis von Röntgenröhre A zu Röntgenröhre B im zu rekonstruierenden CT-Bild sein soll. Hier gibt es bereits empfohlene Voreinstellungen für unterschiedliche Frage-

stellungen, wie bspw. Gefäßdarstellungen, aber auch für Metallimplantate. [2] Zudem ist es möglich, virtuell monoenergetische (VM) CT-Bilder mit Hilfe einer Nachverarbeitungssoftware (Syngo.Via, Siemens Healthineers, München, Deutschland) zu erstellen. Damit soll ein CT-Scan mit einem monochromatischen Röntgenstrahl imitiert werden. Hierdurch sollen unter anderem Aufhärtungsartefakte reduziert werden. [57] Aufgrund des Platzmangels ist es nicht möglich, zwei gleich große Detektoren in der Gantry anzubringen. Der Durchmesser des Detektors der Röntgenröhre B ist kleiner, verglichen mit dem Detektor von Röntgenröhre A. Daraus resultiert ein reduziertes FOV, d.h. ein reduzierter Untersuchungsbereich, bei DECT-Scans. Dies ist insbesondere bei Untersuchungen von adipösen Patienten und einem exzentrisch lokalisierten zu untersuchenden Bereich von Bedeutung. Die exakte Patientenlagerung nimmt dadurch an Bedeutung zu. [12]

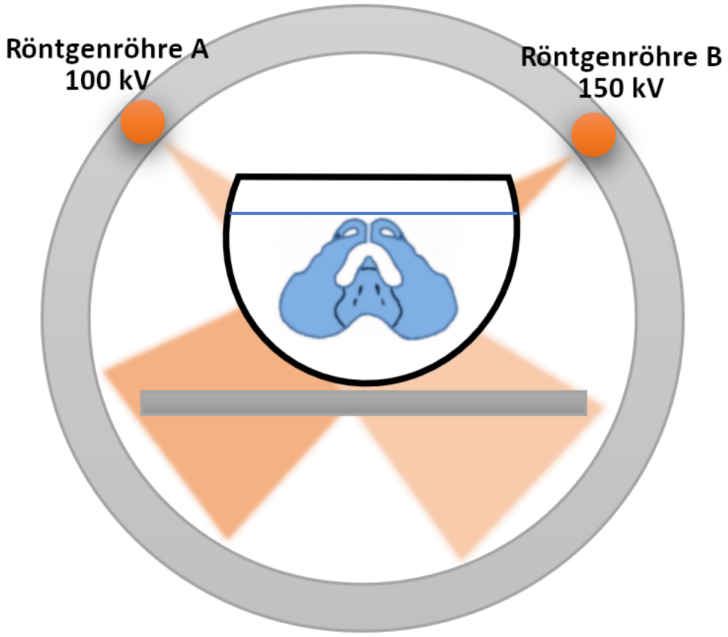


Abbildung 7: **Schematische Darstellung eines Dual Energy CT** Legende: kV = Kilovolt

1.2.2 Zinnfilter

Der im Somatom Force verwendete Zinnfilter mit 0,6 mm Dicke wird als Vorfilter direkt der Röntgenröhre nachgeschaltet und führt zu einer Strahlenaufhärtung des generierten Röntgenspektrums vor Eintritt in den Patientenkörper. Diesen Vorgang nennt man Spectral Shaping. Bereits vor Eintritt der Röntgenstrahlen in den Patientenkörper wird dadurch die niedrigenergetische Strahlung herausgefiltert und die Strahlenbelastung des Patienten konsekutiv gesenkt. [58] [62] Außerdem sollen Aufhärtungsartefakte durch ein verbessertes Verhältnis der emittierten zur detektierten Strahlung und Photon-

Starvation-Artefakte durch mehr detektierbare Photonen und konsekutiv vermindertem Bildrauschen reduziert werden. Durch das Herausfiltern der niedrigenergetischen Strahlung wird die Intensität der Strahlung jedoch gemindert. Um weiterhin eine gute Bildqualität zu erreichen, muss entsprechend der Röhrenstrom erhöht werden. Dafür benötigt man eine sehr leistungsfähige Röntgenröhre. [70]

Entwickelt wurde die Zinnfiltertechnik eigentlich für das DECT. Hier führte die Verwendung eines Zinnfilters bereits zu einem geringeren Überlappen der zwei verwendeten Röntgenspektren und somit zu einer größeren Differenz zwischen den Material-spezifischen DE-Ratios und im Zuge dessen zu einer verbesserten Materialdekomposition, bspw. zwischen Knochen und Jod. Unter einer Material-spezifischen DE-Ratio versteht man das Verhältnis des CT-Wertes eines Materials im low kV Röntgenspektrum zum CT-Wert des selben Materials im high kV Röntgenspektrum. [58] Laut Gordic et al. überzeugt das Spectral Shaping mittels Zinnfilter beispielsweise auch im Single Energy CT mit einer erhöhten Sensitivität und Bildqualität bei der Detektion von nodulären Verdichtungen im Ultralow-Dose CT-Scan der Lunge [14].

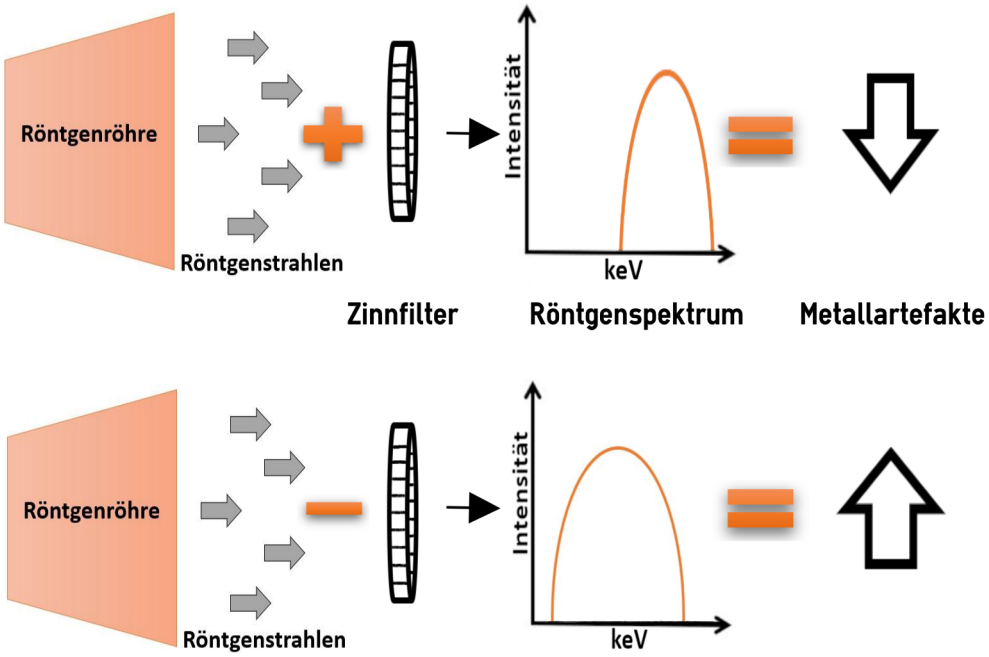


Abbildung 8: **Schematische Darstellung des Wirkungsprinzips der Zinn-Vorfilter-Technik** Legende: keV = Kiloelektronenvolt

1.2.3 Iterative Metallartefaktrekonstruktionssoftware

Es gibt mehrere Möglichkeiten, ein CT-Bild aus den generierten Rohdaten aus einem CT-Scan zu rekonstruieren.

Neben Filtered Back Projection (FBP) gibt es iterative Rekonstruktionsalgorithmen (IR). Die ersten IRs wurden in der Literatur bereits 1970 [15] und 1972 [13] beschrieben, aufgrund einer zu geringen Rechenkapazität der CT-Scanner sind sie jedoch erst seit den frühen 2000ern kommerziell erhältlich. Ausgangspunkt für beide Rekonstruktionsarten ist die Erstellung eines Sinugrams. Das Sinugram stellt die Rohdaten, bestehend aus dem Integral der Abschwächungswerte, als zweidimensionale Funktion des Gantrywinkels dar. [60]

Bei der FBP werden die Abschwächungswerte des Sinugrams durch die Anzahl der Bildpixel von der Röntgenröhre zum Detektor geteilt und der daraus resultierende Mittelwert diesen Pixeln zugeordnet. Dies wird jetzt für jeden Gantrywinkel wiederholt. Daraus entsteht das zurück projizierte CT-Bild. FBP CT-Bilder weisen jedoch ein erhöhtes Bildrauschen auf, wodurch die diagnostische Bildqualität reduziert und eine höhere Strahlendosis erzwungen wird. Das Bildrauschen wird meistens als die Standardabweichung (HE) einer ROI im CT-Bild definiert. [60]

IR weisen dagegen ein deutlich geringeres Bildrauschen auf und erlauben damit, Dosis einzusparen. In den letzten Jahren werden IR dadurch favorisiert und aufgrund einer zunehmenden Rechenkapazität der CT-Scanner auch möglich. Anfangs wurde die iterative Rekonstruktion der FBP nachgeschaltet, um das Bildrauschen zu minimieren. Dabei wurden jedoch neben dem Bildrauschen auch Pathologien, wie beispielsweise Plaques, herausgerechnet. Die neuste Generation IR erstellt ein simuliertes Sinugram, das mit dem Rohdatensinugram verglichen wird. Dadurch werden die Fehler im rekonstruierten CT-Bild detektiert, die in einem anschließenden Rechenschritt korrigiert werden können. [66]

Folgende iterative Metallartefaktreduktionsalgorithmen sind aktuell kommerziell verfügbar: iMAR (Siemens Healthineers, München, Deutschland), Metal Artifact Reduction for Orthopedic Implants (oMAR) (Philips Healthcare, Hamburg, Deutschland), Single Energy Metal Artefact Reduction (SEMAR) (Toshiba Medical Systems, Otawara, Japan) und Smart Metal Artifact Reduction (SmartMAR) (GE Healthcare, Chicago, USA). [30]

Die iterative Metallartefaktrekonstruktionssoftware (iMAR) stellt einen Nachbearbeitungsrechenalgorithmus zur Reduktion von Metallartefakten dar, den die Rohdaten repetitiv bis zu 6-mal durchlaufen [29].

Zu Beginn müssen Metallartefakte vom Algorithmus erkannt werden. Hierfür wird

ein initiales Sinugram erstellt, in dem Regionen mit Metallartefakten einen positiven Wert bekommen und bei dem in Regionen ohne Metallartefakte die Werte auf null gesetzt werden. [29]

In einem ersten Bearbeitungsschritt wird dieses initiale Sinugram mittels der „Beam Hardening Corretion“, der Aufhärtungsartefaktkorrektur, nachbearbeitet [29].

Anschließend wird ein „Prior“ Sinugram, ein vorrangiges Sinugram, aus einem initialen CT-Bild generiert, bei dem die Dichte von Wasser (0 HE) Metall- und Weichteilpixeln zugewiesen wird, während Knochen- und Luftpixel unverändert bleiben [29].

Daraufhin wird durch einen Rechenschritt, bei dem das vorrangige Sinugram durch das initiale Sinugram dividiert wird, ein normalisiertes Sinugram geschaffen [29].

Im normalisierten Sinugram werden im Anschluss mittels linearer Interpolation die durch die Metallartefakte bedingten fehlenden Daten generiert [29].

Anschließend wird das normalisierte Sinugram wieder entnormalisiert, indem es mit dem vorrangingen Sinugram multipliziert wird [50].

In einem weiteren Nachbearbeitungsschritt wird das dadurch entstandene „Inpainted“ Sinugram mit dem durch die Aufhärtungsartefaktkorrektur entstandene Sinugram verrechnet. Bei geringer Strahlenabschwächung wird meistens der Teil des durch die Aufhärtungsartefaktkorrektur entstandenen Sinugrams verwendet, während bei starker Strahlenabschwächung eher der Teil des „Inpainted“ Sinugrams bevorzugt wird. [29]



Abbildung 9: **Flussschema des iterativen Metallartefaktrekonstruktionsalgorithmus** Legende: iMAR = iterative Metallartefaktreduktionssoftware

Daraus entsteht ein gemischtes Sinugram, das mit einem Tiefpassfilter nachbearbeitet wird. Dabei werden Signale oberhalb einer bestimmten Grenze herausgefiltert.

Korrelierend dazu wird das originale, nicht nachbearbeitete Bild mit einem Hochpassfilter bearbeitet. Diesen letzten Nachbearbeitungsprozess nennt man Frequenzaufteilung. [51] Im Anschluss werden diese beiden gefilterten Bilder addiert und das fertige iMAR Bild dadurch generiert [29].

Durch iMAR und andere iterative Metallartefaktreduktionsalgorithmen sollen insbesondere Photon-Starvation-Artefakte effektiv reduziert werden [30]. Aufhärtungsartefakte werden durch die im Rechenalgorithmus integrierte Aufhärtungsartefaktkorrektur in geringerer Ausprägung verbessert [29].

1.3 Fragestellung und Zielsetzung

Ziel dieser Arbeit ist es, neuartige Techniken der MAR, wie das DECT, das Vorschalten eines Zinnfilters und die Nachbearbeitung mit iMAR, mit konventionellen Methoden der MAR, wie der Erhöhung des Röhrenstroms und der Röhrenspannung, zu vergleichen, um das Protokoll mit der effektivsten MAR bei weiterhin gut abgrenzbaren knöchernen Strukturen und möglichst geringer Strahlenbelastung zu identifizieren.

2 Material und Methoden

2.1 Körperspender

Es wurden vier humane Becken von Körperspendern (Abbildung 10) mit folgenden Metallimplantaten gescannt:

1. Hüfttotalendoprothese (Hüft-TEP) rechts
2. Hüft-TEP links
3. Proximaler Femurnagel (PFN)
4. Wirbelkörperzement (Lendenwirbelkörper (LWK) 4 und LWK 5)

Die Körperspender stammen aus dem Körperspenderprogramm des anatomischen Instituts der Universität Aachen und wurden bereits teilweise in einem Vorversuch des Instituts für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik der Universität Ulm verwendet. Sie wurden freundlicherweise zur Durchführung dieser Studie zur Verfügung gestellt. Die Präparate stammen von vier weiblichen Körperspendern im Alter zwischen 72 Jahren und 84 Jahren (durchschnittliches Alter 76 Jahre). Der Großteil des Weichteilmantels wurde von den Becken entfernt, sodass nur noch der Knochen, das Metallimplantat und ein geringer Anteil an Muskel- und Weichteilgewebe verblieben waren.

2.2 Studienaufbau

Vier humane Becken mit Metallimplantaten wurden mit neun verschiedenen Protokollen (Tabelle 1, Abbildung 10) am Siemens Somatom Force, einem 3. Generation CT-Scanner der Firma Siemens Healthineers (München, Deutschland) am 09.08.2018 gescannt. Dabei wurden sowohl Full Dose (FD)-Protokolle mit einem Computed Tomography Dose Index (CTDI) Wert von ca. 10 Milligray (mGy), als auch Low Dose (LD)-Protokolle mit einem CTDI Wert von ca. 3,33 mGy verwendet.

Tabelle 1: **Auflistung Scan-Protokolle** Legende: FD = Full Dose, LD = Low Dose, kV = Kilovolt, DE = Dual Energy, Sn = Zinnfilter

FD-Protokolle	LD-Protokolle
150 kV	150 kV
120 kV	120 kV
DE 100/150 kV	DE 100/150 kV
Sn 150 kV	Sn 150 kV
	Sn 100 kV

Zur Simulation des Weichteilmantels eines menschlichen Körpers in vitro wurde bei größtenteils fehlendem Weichteilmantel der Becken ein Gewerbeabfalleimer (Abmessungen: 48 cm x 38 cm x 38 cm, INFA Lentjes GmbH & Co. KG, Herdecke, Deutschland) präpariert und mit Wasser aufgefüllt. Die Becken wurden hierzu unter Verwendung von Plastiktüten und einer elektrischen Luftpumpe (Chenci Elektropumpe Power Pump, ASIN: B0723DYS64) bestmöglich einvakuumiert. Damit die Präparate von Wasser im Gewebeabfalleimer umschieden wurden, erfolgte teilweise die Beschwerung mit Infusionslösungen aus Natriumchlorid (NaCl) (B.Braun Melsungen AG, Melsungen, Deutschland).

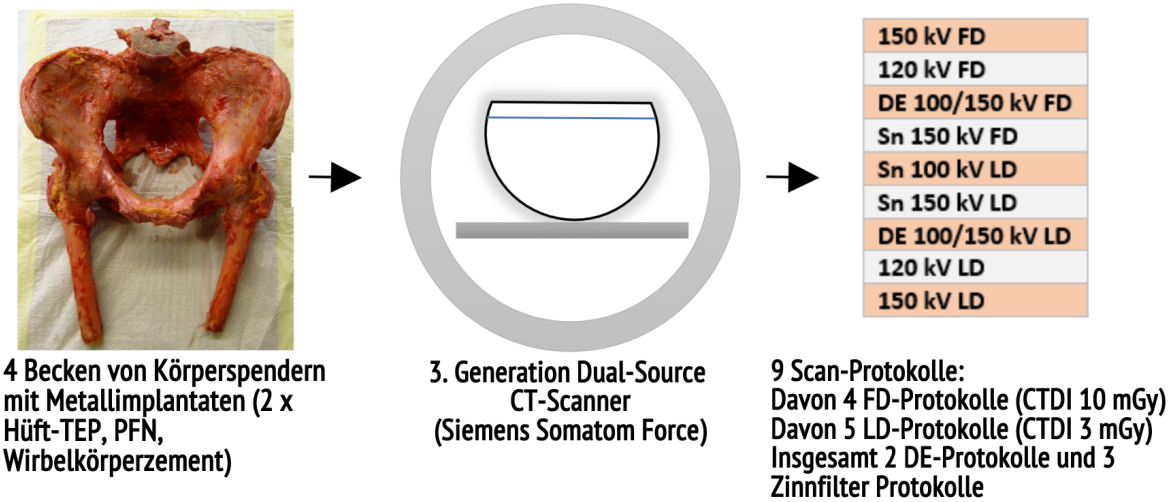


Abbildung 10: **Schematische Darstellung Studienaufbau August 2018** Legende: FD = Full Dose, LD = Low Dose, DE = Dual Energy, Sn = Zinnfilter, CTDI = Computed Tomography Dose Index, mGy = Milligray, TEP = Totalendoprothese, PFN = Proximaler Femurnagel

2.3 Bildnachbearbeitung

Im Anschluss erfolgte die iterative Bildrekonstruktion mittels Admire (Siemens Healthineers AG, München, Deutschland) und daraufhin die Bilderstellung als multiplanare Rekonstruktion (MPR) (Abbildung 11). Aus den DE-Datensätzen wurden mit einer Bildnachbearbeitungssoftware (syngo.via, Version: VB30A_HF03, Siemens Healthineers, München, Deutschland) VM CT-Bilder herausgerechnet. Das Somatom Force ließ keine Rekonstruktion aus den DE LD Datensätzen mit iMAR zu, sodass nur aus den verbliebenen 8 Scan-Protokollen mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder erstellt wurden.

Insgesamt entstanden so 27 (9 ohne Nachbearbeitung, 10 VM, 8 iMAR) zu beurteilende CT Datensätze pro Beckenpräparat, die im Picture Archiving and Communication System (PACS) archiviert wurden.

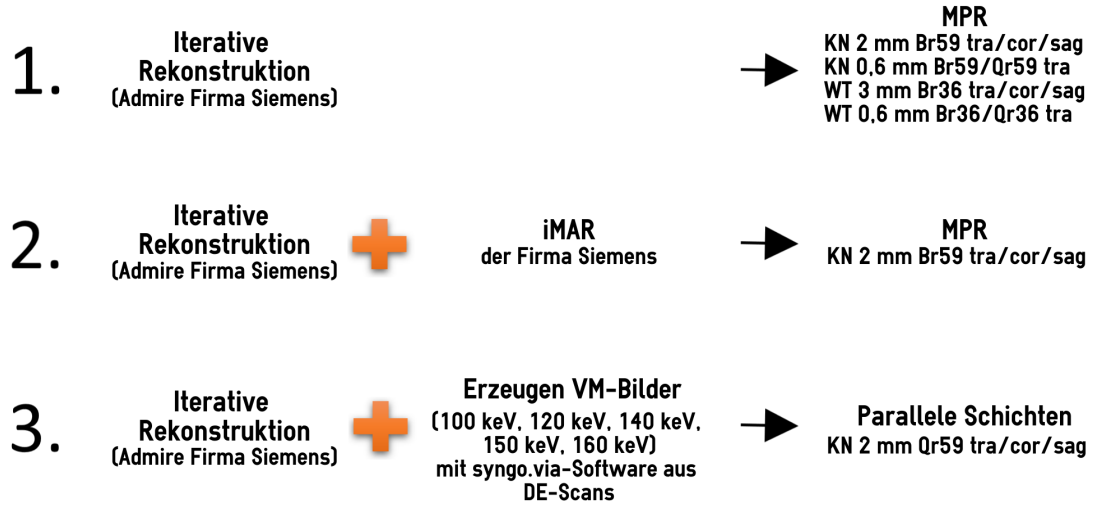


Abbildung 11: **Grafische Darstellung Scannachbearbeitung** Legende: iMAR = iterative Metallartefaktreduktionssoftware, VM = Virtuell Monoenergetisch, keV = Kiloelektronenvolt, DE = Dual Energy, KN = Knochenfenster, WT = Weichteilfenster, tra = transversal, cor = coronal, sag = sagittal, Br59/Qr59/Qr36/Br36 = Rekonstruktionskernel, MPR = Multiplanare Rekonstruktion

2.4 Datenerhebung

Die Auswertung der Rekonstruktionsjobs erfolgte anhand einer sechsstufigen Likert-Skala entsprechend dem Schulnotenprinzip (sehr gut (1) - unzureichend (6)) durch Simone Schüle (Assistenzärztin Radiologie Bundeswehrkrankenhaus (BwKrhs) Ulm) und Dr. med. Hackenbroch (Facharzt Radiologie BwKrhs Ulm) unter separater Betrachtung von folgenden Items im Knochenfenster und im Weichteilfenster im Zeitraum vom 01.02.2019 bis zum 03.02.2019:

1. Bildrauschen im Knochenfenster
2. Metallartefaktreduktion im Knochenfenster
3. Beurteilbarkeit Metall
4. Beurteilbarkeit Spongiosa Metallnah
5. Beurteilbarkeit Spongiosa Metallfern
6. Beurteilbarkeit Kortikalis Metallnah
7. Beurteilbarkeit Kortikalis Metallfern
8. Abgrenzbarkeit Lockerungssaum
9. Breite Lockerungssaum
10. Bildrauschen im Weichteilfenster
11. Metallartefaktreduktion im Weichteilfenster

Auswertungsbogen Beckenpräparat 1957

150 kV FD	1	2	3	4	5	6
Bildrauschen **Allg. Bildeindruck Knochenfenster** 2.0_Bone_Br59_tra/sag/cor						
Metallartefakte **Allg. Bildeindruck Knochenfenster** 2.0_Bone_Br59_tra/sag/cor						
Bildrauschen **Allg. Bildeindruck Weichteilfenster** 3.0_WT_Br36_tra/sag/cor						
Metallartefakte **Allg. Bildeindruck Weichteilfenster** 3.0_WT_Br36_tra/sag/cor						
Beurteilbarkeit Metall 2.0_Bone_Br59_tra/sag/cor						
Beurteilbarkeit Spongiosa metallnah 2.0_Bone_Br59_tra/sag/cor						
Beurteilbarkeit Spongiosa metallfern 2.0_Bone_Br59_tra/sag/cor						
Beurteilbarkeit Kortikalis metallfern 2.0_Bone_Br59_tra/sag/cor						
Beurteilbarkeit Kortikalis metallnah 2.0_Bone_Br59_tra/sag/cor						
	ja			**Nein**		
Lockerungssaum (> 2 mm) 2.0_Bone_Br59_tra/sag/cor						
Breite Lockerungssaum (in mm) 2.0_Bone_Br59_tra/sag/cor						

Abbildung 12: **Exemplarische Darstellung des Auswertungsbogens für das Beckenpräparat 1957 für das 150 kV FD Scan Protokoll** Legende: kV = Kilovolt, FD = Full Dose, Br59/Br36 = Rekonstruktionskernel, 2.0/3.0 = Rekonstruktionsdicke, Bone = Knochenfenster, WT = Weichteilfenster, tra = transversal, cor = coronal, sag = sagittal, mm = Millimeter

Um eine strukturierte Auswertung zu ermöglichen, wurde hierfür ein Auswertungsbogen erstellt, siehe Abbildung 12. Die Beurteilung der Rekonstruktionsjobs erfolgte an geeigneten Befundungsarbeitsplätzen in der Radiologie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm mit der Befundungsplattform Visage 7 (Visage Imaging, Berlin).

Zusätzlich erfolgte die Erhebung der Contrast to Noise Ratio (CNR). Die CNR ist eine Möglichkeit, objektiv die Signalstärke bezogen auf das Bildrauschen einschätzen zu können. Hierfür wurde eine annähernd immer gleich große Region of Interest (ROI) in der Kortikalis, im Weichteilgewebe und in der Luft jeweils am gleichen Ort im Präparat in allen 27 Rekonstruktionsjobs platziert und der Mittelwert der Kortikalis (HE), des Weichteilgewebes (HE) und die Standardabweichung der Luft (HE) abgelesen, siehe Abbildung 13.

Die CNR wird anschließend mittels folgender Formel berechnet [8]:

$$\text{CNR} = \frac{\text{Mittelwert Knochen (HE)} - \text{Mittelwert Weichteil (HE)}}{\text{Standardabweichung Luft (HE)}}$$

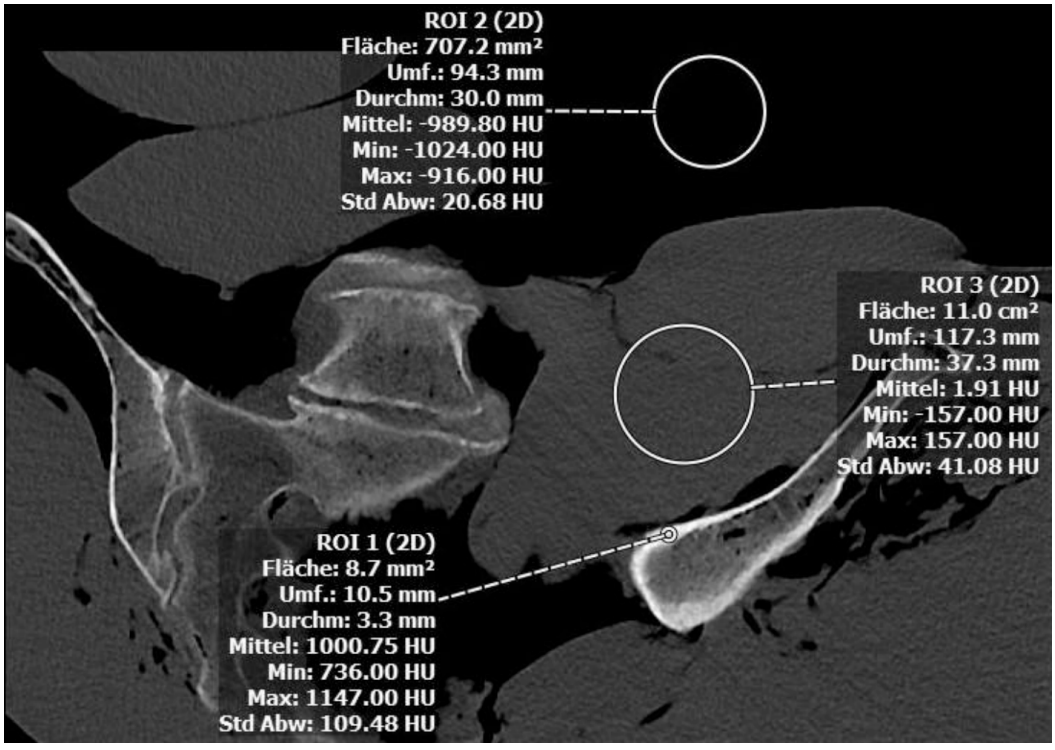


Abbildung 13: **Positionierung der Region of Interest für die CNR Ermittlung**
Legende: ROI = Region of Interest, 2D = zweidimensional, mm² = Quadratmillimeter, mm = Millimeter, Umf. = Umfang, Durchm = Durchmesser, Mittel = Mittelwert, HU = Hounsfield-Units, Min = Minimum, Max = Maximum, Std Abw = Standardabweichung

2.5 Auswertung

2.5.1 Grafische Auswertung

Zuerst erfolgte das Erstellen von Diagrammen der CNR und der Items, bevor anschließend die Items zu größeren Subgruppen zusammengefasst wurden. Folgende Subgruppen wurden gebildet:

1. Metallartefaktreduktion und Beurteilbarkeit Metall
2. Kortikalis und Spongiosa Metallnah
3. Kortikalis und Spongiosa Metallfern
4. Kortikalis und Spongiosa Metallnah und Metallfern
5. Alle im Knochenfenster zu beurteilenden Items (Bildrauschen, Metallartefaktreduktion, Beurteilbarkeit Metall, Beurteilbarkeit Spongiosa Metallnah, Beurteilbarkeit Spongiosa Metallfern, Beurteilbarkeit Kortikalis Metallnah, Beurteilbarkeit Kortikalis Metallfern)

Hierfür wurden entsprechend bei Bedarf die Mittelwerte der Bewertungen der 6-stufigen Likert-Skala gebildet. Es entstanden Diagramme sowohl getrennt nach Präparat und Auswerter als auch Präparat-übergreifend sowie Auswerter-übergreifend. Es wurden jeweils Diagramme erstellt mit allen 27 Rekonstruktionsjobs. Zur besseren Übersicht wurden jedoch auch Diagramme alleine mit den initialen 9 Scan-Protokollen, Diagramme mit den initialen neun Scan-Protokollen und der mit iMAR nachbereiteten Rekonstruktionsjobs und Diagramme mit den initialen neun Scan-Protokollen und mit den VM herausgerechneten Rekonstruktionsjobs erstellt. Es wurde Excel 2019 (Microsoft, Redmond, USA) als Software für die grafische Auswertung verwendet.

2.5.2 Statistische Auswertung

Die Auswahl sowie die Anwendung der statistischen Verfahren erfolgte freundlicherweise unterstützend durch PD Dr. Girgensohn, Sanitätsakademie der Bundeswehr in München.

Die statistische Auswertung wurde mit der deskriptiven Statistik der fünf Subgruppen sowie der einzelnen Items unter Angabe des Mittelwerts und der Standardabweichung begonnen. Die weiterführende statistische Auswertung erfolgte mittels einer dreifaktoriellen Analysis of Variance (ANOVA) und wurde bei Bedarf durch die Anwendung eines T-Tests für verbundene Stichproben ergänzt.

Die angewandte Likert-Skala, basierend auf dem Schulnotenprinzip, wurde als eine quasi-kontinuierliche Intervallskala interpretiert. Dadurch ist es möglich, Zwischennoten wie bspw. 2,4, zu bilden. In der Literatur findet man mehrere Untersuchungen die postulieren, dass der T-Test robust gegenüber geringgradigen Abweichungen bezüglich der eigentlich benötigten Voraussetzungen ist und beispielsweise auch bei einer Ordinalskala anwendbar ist [22]. Eine weitere Untersuchung von Winter et al. kommt zum Schluss, dass der parametrische T-Test und der nicht parametrische Mann-Whitney-Wilcoxon ähnliche Teststärken in der Auswertung einer 5-stufigen Likert-Skala haben [7]. Die Anwendung der ANOVA und des T-Tests wird dadurch möglich.

Weitere Voraussetzungen für die Anwendbarkeit der ANOVA sowie des verbundenen T-Tests sind normalverteilte Daten sowie die Gleichheit der Varianzen der mit einander zu vergleichenden Gruppen. Die erhobenen Daten wurden daher mittels des Kolmogorov-Smirnov-Tests auf Normalverteilung und mittels des Levene-Tests auf Varianzhomogenität geprüft. Da bei beiden Tests die Nullhypothese, das heißt die Normalverteilung und die Varianzhomogenität, nicht abgelehnt werden konnte, erfolgte im Anschluss die Durchführung mehrerer dreifaktorieller ANOVAs mit den Faktoren Dosis (FD vs. LD), Zinnfilter (ja vs. nein) und Algorithmus (nein vs. iMAR vs. VM) mit den oben genannten Subgruppen, den Items und der CNR als Zielgrößen. Zur Differenzierung zwischen mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bildern und VM-errechneten CT-Bildern in der ANOVA wurde der Dunnett-Test als post-hoc-Test nachgeschaltet.

Anschließend erfolgte der Vergleich der Bewertungen der zwei Auswerter und der Vergleich der Bewertungen zwischen iMAR und VM unter Verwendung des verbundenen T-Tests bzw. des zwei Stichproben T-Tests bei unterschiedlichen Varianzen abhängig von dem Ergebnis des Varianzhomogenitätstests. Für die Korrektur der Alphafehler-Kumulierung wurde die Bonferroni-Holm-Prozedur verwendet. Zudem erfolgte die deskriptive Darstellung der einzelnen Protokolle unter Angabe des Mittelwerts und der Standardabweichung. Abschließend wurde der Einfluss der einzelnen Präparate auf die statistische Auswertung mittels Durchführung weiterer ANOVAs geprüft.

Es wurde IBM SPSS Statistics 19 (IBM, Armonk, USA) und Excel 2019 (Microsoft, Redmond, USA) als Software für die statistische Auswertung verwendet.

2.6 Erstellen von weiteren Grafiken für die Dissertation

Die Erstellung der restlichen Grafiken in der Dissertation erfolgte zum einem mittels der Bildbearbeitungssoftware GIMP (Version 2.10.8, The GIMP Team) und zum an-

deren mittels der Internetplattform easel.ly (Easelly, Internetunternehmen).

2.7 Ethikvotum

Die Studie erhielt von Seiten der Ethikkommission der Universität Ulm eine zustimmende Bewertung (Antrag Nummer 344/18). Es bestehen demnach keine ethisch begründbaren Bedenken.

3 Ergebnisse

3.1 Einzelne Items

3.1.1 Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallfern und Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallfern

Tabelle 2: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala beim Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallfern und Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallfern bei Betrachtung der Dosis. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: LD = Low Dose, FD = Full Dose, n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Dosis		Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallfern (Gruppe 1) + Beurteilbarkeit Spongiosa Metallfern (Gruppe 2)		
		Gruppe 1	Gruppe 2	gesamt
Low (n = 56)	Mittelwert	3,59	3,84	3,71
	Std.abw.	1,120	1,265	1,167
Full (n = 52)	Mittelwert	2,94	3,24	3,09
	Std.abw.	1,399	1,450	1,394
Insgesamt	Mittelwert	3,28	3,55	3,41
	Std.abw.	1,298	1,384	1,313

Wie in Tabelle 2 zu erkennen, führt beim Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallfern und beim Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallfern die Verwendung einer höheren Dosis zu einer durchschnittlichen Verbesserung der Bewertungen um ca. eine halbe Schulnote von 3,59 (SD: 1,120, Kortikalis Metallfern LD) auf 2,94 (SD: 1,399, Kortikalis Metallfern FD) und von 3,84 (SD: 1,265, Spongiosa Metallfern LD) auf 3,24 (SD: 1,450, Spongiosa Metallfern FD). Die metallferne Spongiosa wird insgesamt um 0,27 schlechter bewertet auf der Likert-Skala als die metallferne Kortikalis.

Tabelle 3: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala beim Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallfern und Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallfern bei Betrachtung des Zinnfilters. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Zinn		Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallfern (Gruppe 1) + Beurteilbarkeit Spongiosa Metallfern (Gruppe 2)		
		Gruppe 1	Gruppe 2	gesamt
nein (n = 84)	Mittelwert	3,64	3,86	3,75
	Std.abw.	1,208	1,383	1,266
ja (n = 24)	Mittelwert	2,02	2,46	2,24
	Std.abw.	0,667	0,641	0,619
Insgesamt	Mittelwert	3,28	3,55	3,41
	Std.abw.	1,298	1,384	1,313

Die Beurteilbarkeit der metallfernen Kortikalis verbessert sich um 1,62 auf der Likert-Skala von 3,64 (SD: 1,208, ohne Zinnfilter) auf 2,02 (SD: 0,667, mit Zinnfilter), wohingegen sich die Beurteilbarkeit der metallfernen Spongiosa verglichen dazu nur um 1,40 auf der Likert-Skala von 3,86 (SD: 1,383, ohne Zinnfilter) auf 2,46 (SD: 0,641, mit Zinnfilter) verbessert. Die Differenz zwischen den Bewertungen der metallfernen Kortikalis und Spongiosa nimmt bei Zinnfilter-basierten Protokollen um das Doppelte zu, siehe Tabelle 3. Damit profitiert die metallferne Spongiosa geringer vom Vorschalten eines Zinnfilters als die metallferne Kortikalis.

Tabelle 4: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala beim Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallfern und Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallfern bei Betrachtung der Postprocessing Tools. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: VM = Virtuell Monoenergetisch, IMAR = iterative Metallartefaktreduktion, n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Algorithmus		Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallfern (Gruppe 1) + Beurteilbarkeit Spongiosa Metallfern (Gruppe 2)		
		Gruppe 1	Gruppe 2	gesamt
kein (n = 36)	Mittelwert	2,64	2,89	2,76
	Std.abw.	1,112	1,029	1,032
VM (n = 40)	Mittelwert	4,50	4,96	4,73
	Std.abw.	0,599	0,692	0,636
IMAR (n = 32)	Mittelwert	2,47	2,53	2,50
	Std.abw.	0,941	0,813	0,806
Insgesamt	Mittelwert	3,28	3,55	3,41
	Std.abw.	1,298	1,384	1,313

VM-errechnete CT-Bilder (Spongiosa: 4,96, Kortikalis: 4,50) werden um 1,86 (Kortikalis) und um 2,07 (Spongiosa) schlechter auf der Likert-Skala bewertet als CT-Bilder ohne Nachbearbeitung (Spongiosa: 2,89, Kortikalis: 2,64) sowie um 2,03 (Kortikalis) und um 2,43 (Spongiosa) schlechter, als mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder (Spongiosa: 2,53, Kortikalis: 2,47). Die Bewertungen der metallfernen Kortikalis und Spongiosa gleichen sich durch die Nachbearbeitung mit iMAR an. Damit profitiert insbesondere die metallferne Spongiosa von der Nachbearbeitung mit iMAR.

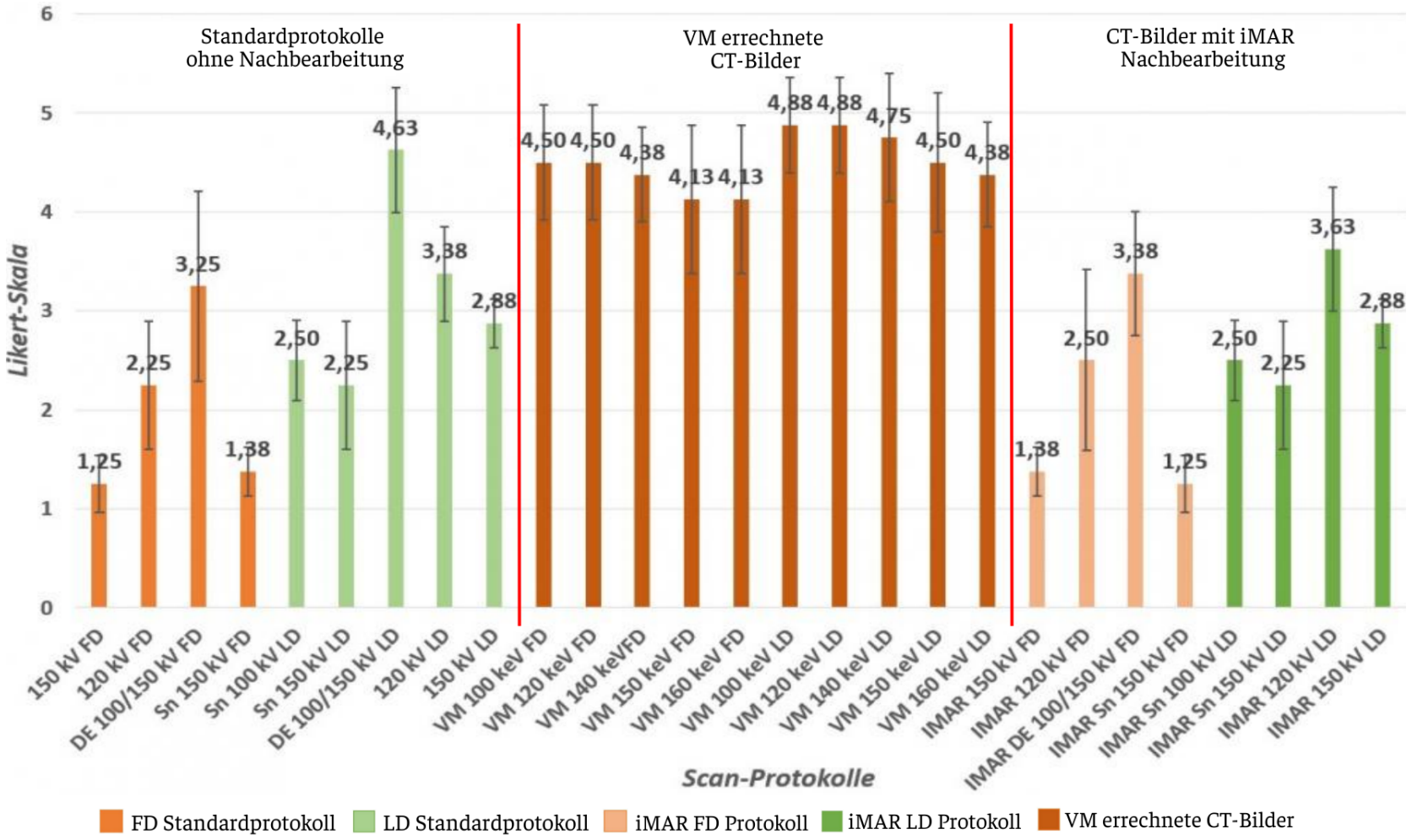


Abbildung 14: **Durchschnittliche Bewertung der Scan-Protokolle auf der Likert-Skala beim Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallfern Präparat- und Auswerter-übergreifend. Scandatum: August 2018, CT-Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: kV = Kilovolt, FD = Full Dose, LD = Low Dose, DE = Dual Energy, Sn = Zinnfilter, iMAR = iterative Metallartefaktreduktionssoftware, VM = Virtuell Monochromatisch, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Wie in Abbildung 14 zu erkennen, erzielt das 150 kV FD Protokoll (Note: 1,25, SD: 0,289) vor dem Sn 150 kV FD Protokoll (Note: 1,38, SD: 0,250) die besten Bewertungen bei dem Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallfern. Unter den LD-Protokollen erhält das Sn 150 kV LD Protokoll (Note: 2,25, SD: 0,645) vor dem Sn 100 kV LD Protokoll (Note: 2,5, SD: 0,408) und dem 150 kV LD Protokoll (Note: 2,88 (SD: 0,250) die beste Bewertung. DE-Protokolle (Note FD: 3,25, Note LD: 4,63) schneiden am schlechtesten ab.

Die Nachbearbeitung mit iMAR, siehe Abbildung 14, führt zu keiner grafisch relevanten Verbesserung der Scan-Protokolle beim Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallfern. Das Sn 150 kV LD Protokoll (Note: 2,25 (SD: 0,645) erhält die gleiche Bewertung mit und ohne Nachbearbeitung mit iMAR. Das 150 kV FD Protokoll (Note ohne iMAR: 1,25, SD: 0,289) verschlechtert sich durch die Nacharbeitung mit iMAR dezent (Note mit iMAR: 1,38, SD: 0,250). Nur das Sn 150 kV FD Protokoll (Note ohne iMAR: 1,38, SD: 0,250) verbessert sich unmerklich auf 1,25 (SD: 0,289) auf der Likert-Skala.

VM-errechnete FD CT-Bilder (Note: 4,33) werden um ca. zwei Schulnoten schlechter auf der Likert-Skala bewertet als FD CT-Bilder ohne Nachbearbeitung (Note: 2,03) beim Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallfern, siehe Abbildung 14. VM-errechnete LD CT-Bilder (Note: 4,68) werden um ca. eineinhalb Schulnoten schlechter auf der Likert-Skala bewertet als LD CT-Bilder ohne Nachbearbeitung (Note: 3,13). Das VM 150 keV LD Protokoll (Note: 4,50, SD: 0,707) und das VM 160 keV LD Protokoll (Note: 4,38, SD: 0,629) werden geringfügig besser bewertet als das DE LD Composed Bild (Note: 4,63, SD: 0,629). Im Übrigen schneiden VM-errechnete CT-Bilder schlechter ab als die entsprechenden DE Composed Bilder.

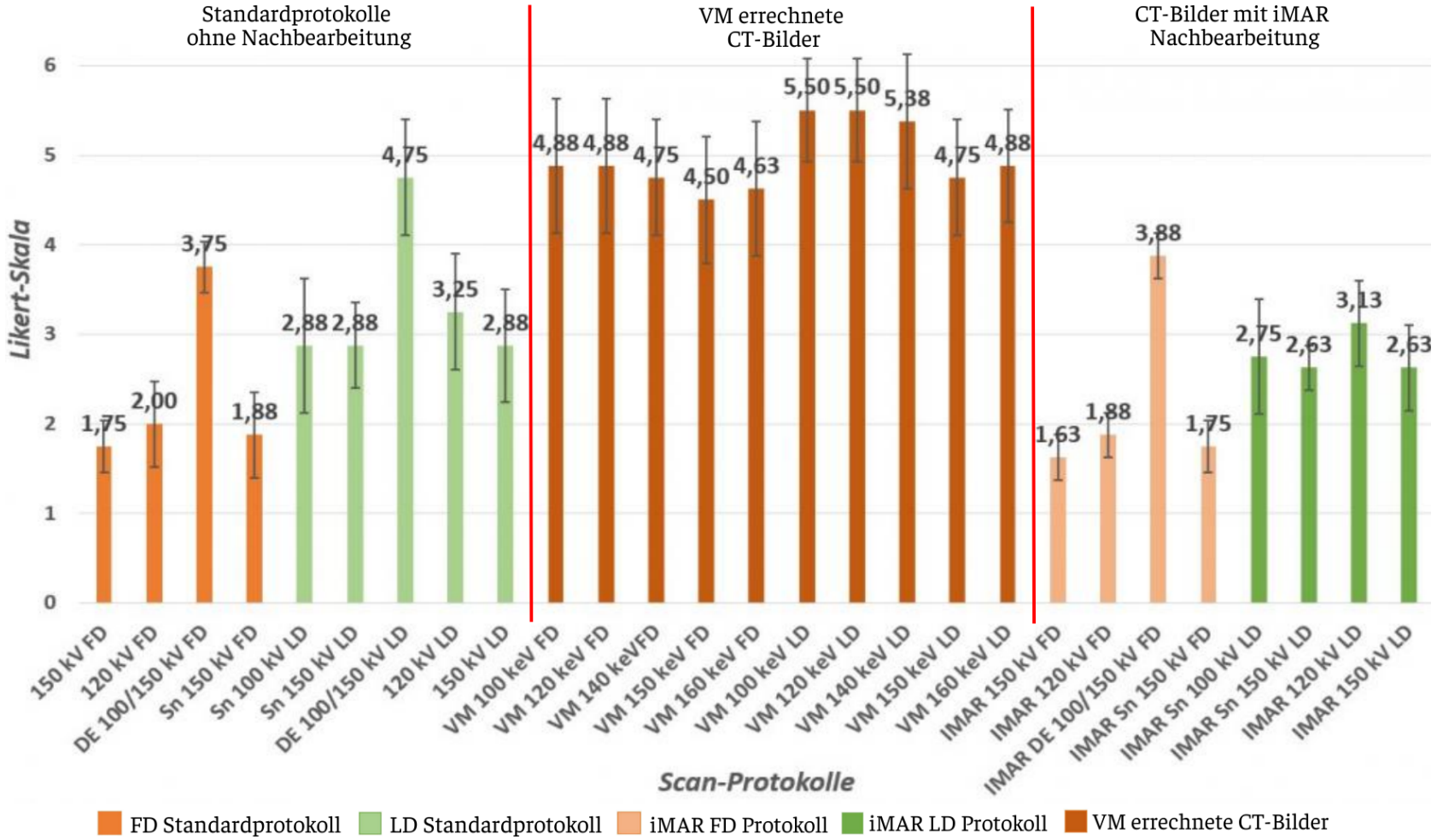
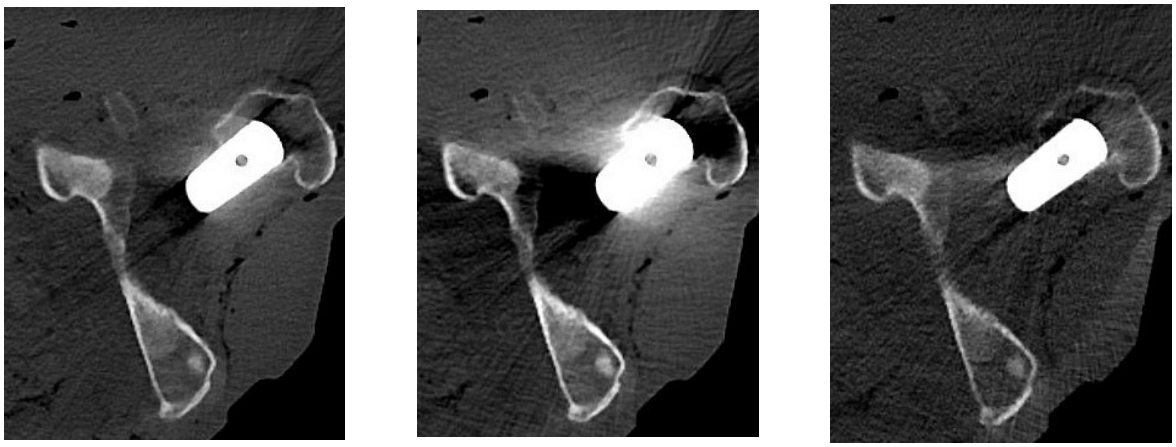


Abbildung 15: **Durchschnittliche Bewertung der Scan-Protokolle auf der Likert-Skala beim Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallfern Präparat- und Auswerter-übergreifend. Scandatum: August 2018, CT-Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: kV = Kilovolt, FD = Full Dose, LD = Low Dose, DE = Dual Energy, Sn = Zinnfilter, iMAR = iterative Metallartefaktreduktionssoftware, VM = Virtuell Monochromatisch, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Beim Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallfern wird das 150 kV FD Protokoll (Note: 1,75, SD: 0,289) vor dem Sn 150 kV FD Protokoll (Note: 1,88, SD: 0,479) am besten bewertet, siehe Abbildung 15. Das 120 kV FD Protokoll (Note: 2,0, SD: 0,479) wird gut bewertet bei diesem Item. Das Sn 100 kV LD Protokoll, das Sn 150 kV LD Protokoll und das 150 kV LD Protokoll werden mit durchschnittlich 2,88 (SD: 0,750, SD: 0,479, SD: 0,629) gleich bewertet. Das 120 kV LD Protokoll (Note: 3,25, SD: 0,645) wird vor dem letztplatzierten DE LD Protokoll (Note: 4,75, SD: 0,645) bewertet, vergleiche CT-Bilder a), b) und c) in Abbildung 16.



(a) **Hüft-TEP links Sn 150 kV LD Protokoll**

(b) **Hüft-TEP links 120 kV LD Protokoll**

(c) **Hüft-TEP links DE LD Protokoll**

Abbildung 16: **CT-Bilder: a) Sn 150 kV LD, b) 120 kV LD und c) DE LD zum Vergleich der metallfernen Kortikalis und Spongiosa. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm.** Legende: kV = Kilovolt, Sn = Zinnfilter, LD = Low Dose, Hüft-TEP = Hüfttotalendoprothese, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus, CT = Computertomografie, DE = Dual Energy

Die Bewertungen der metallfernen Spongiosa verbessern sich geringfügig durch die Nachbearbeitung mit iMAR, wie in Abbildung 15 zu erkennen ist. Das Sn 150 kV FD Protokoll (Note ohne iMAR: 1,88, SD: 0,479) verbessert sich beispielsweise durch die Nachbearbeitung mit iMAR (Note: 1,75, SD: 0,289) nicht relevant um 0,1 auf der Likert-Skala. Das DE FD Protokoll (Note: 3,75, SD: 0,289) profitiert nicht von der Nachbearbeitung mit iMAR (Note: 3,88, SD: 0,250).

VM-errechnete FD CT-Bilder (Note: 4,73) werden um ca. zweieinhalb Schulnoten schlechter auf der Likert-Skala bewertet als FD CT-Bilder ohne Nachbearbeitung (Note: 2,35) beim Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallfern. VM-errechnete LD CT-Bilder (Note: 5,20) werden um ca. zwei Schulnoten schlechter auf der Likert-Skala bewertet als CT-Bilder ohne Nachbearbeitung (Note: 3,33). VM-errechnete CT-Bilder mit höherer

keV werden tendenziell besser bewertet. Das VM 150 keV FD Protokoll (Note: 4,50, SD: 0,707) und das VM 150 keV LD Protokoll (Note: 4,75, SD: 0,645) werden unter den VM-errechneten CT-Bildern am besten bewertet.

Die Verwendung einer höheren Dosis, eines Zinnfilters und von Rechenalgorithmen haben einen signifikanten Einfluss auf die Auswertbarkeit der metallfernen Kortikalis und Spongiosa ($p < 0{,}001$)(Tabelle 5). VM CT-Bilder führen zu einer signifikanten ($p < 0{,}001$) Verschlechterung der Bewertungen bei beiden Items. Die Nachbearbeitung mit iMAR hat keinen signifikanten Einfluss auf die Auswertbarkeit der metallfernen knöchernen Strukturen. Der Zinnfilter ($p = 0{,}006$) führt bei dem Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallfern zu einer weniger stark ausgeprägten, jedoch weiterhin statistisch signifikanten Verbesserung der Auswertbarkeit.

Tabelle 5: **Dreifaktorielle ANOVA der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala beim Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallfern und Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallfern mit folgenden Faktoren: Dosis, Zinnfilter, Algorithmus. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: df = degree of freedom, F = F-Wert, Sig. = Signifikanzniveau, ANOVA = Analysis of Variance, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

		Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallfern		Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallfern	
Variable	df	F	Sig.	F	Sig.
Dosis	$df_1 = 1$, $df_2 = 98$	27,901	$p < 0{,}001$	19,531	$p < 0{,}001$
Zinnfilter	$df_1 = 1$, $df_2 = 98$	28,977	$p < 0{,}001$	7,760	$p = 0{,}006$
Algorithmus	$df_1 = 2$, $df_2 = 98$	50,528	$p < 0{,}001$	77,238	$p < 0{,}001$

Abschließend wurde für diese Items ein T-Test für abhängige Stichproben durchgeführt, der die Mittelwerte der Bewertungen der metallfernen Kortikalis mit den Mittelwerten der Bewertungen der metallfernen Spongiosa vergleicht. Zwischen den Mittelwerten wurde ein statistisch signifikanter Unterschied ($p < 0{,}001$, $t(107) = 5{,}175$) gefunden. Demnach ist die metallferne Spongiosa verglichen mit der metallfernen Kortikalis statistisch signifikant schlechter auswertbar.

Tabelle 6: **Post-hoc-Test: Dunnett-Test der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala für iMAR und VM beim Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallfern und Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallfern. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: VM = Virtuell Monoenergetisch, iMAR = iterative Metallartefaktrekonstruktion, Sig. = Signifikanzniveau, Mittlere Differenz = Mittelwert CT-Bilder Algorithmus - CT-Bilder ohne Nachbearbeitung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Variable	Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallfern		Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallfern	
	Mittlere Differenz	Sig.	Mittlere Differenz	Sig.
VM	1,86	p < 0,001	2,07	p < 0,001
iMAR	-0,17	p = 0,531	-0.36	p = 0,105

Bei Betrachtung des Items: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallfern ist das iMAR Sn 150 kV FD Protokoll und das 150 kV FD Protokoll (Note: 1,25, SD: 0,189) am besten bewertet unter den untersuchten Protokollen. Am schlechtesten schneidet das VM 100 keV LD Protokoll und das VM 120 keV LD Protokoll (Note: 4,88, SD: 0,479) ab.

Bei Betrachtung des Items: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallfern ist das iMAR 150 kV FD Protokoll (Note: 1,63, SD: 0,250) am besten auswertbar. Letztplatziert unter den untersuchten 27 Protokollen ist das VM 100 keV LD Protokoll und das VM 120 keV LD Protokoll (Note: 5,50, SD: 0,577).

Zusammenfassend ist zu sagen, dass die Bewertungen beim Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallfern und Spongiosa Metallfern durch das Vorschalten eines Zinnfilters und die Verwendung einer höheren Dosis statistisch signifikant ($p < 0{,}001$) verbessert werden. Bei der metallfernen Spongiosa führen Zinnfilter-basierte Protokolle nur zu einer geringeren, jedoch weiterhin statistisch signifikanten ($p = 0{,}006$) Verbesserung. Hier schneiden die 120 kV Protokolle gut ab.

Die Nachbearbeitung mit iMAR führt beim Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallfern zu einer unmerklichen Verbesserung ($p = 0{,}105$) der Bewertungen und beim Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallfern teilweise sogar zu einer Verschlechterung ($p = 0{,}531$) der Bewertungen. DE-Protokolle und VM errechnete CT-Bilder sind letztplatziert bei beiden Items. Das Herausrechnen VM CT-Bilder führt zu einer statistisch signifikanten Verschlechterung ($p < 0{,}001$) der Bewertungen.

Die metallferne Spongiosa wird statistisch signifikant schlechter bewertet als die metallferne Kortikalis.

3.1.2 Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallnah und Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallnah

Tabelle 7: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala beim Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallnah und Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallnah bei Betrachtung der Dosis. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: LD = Low Dose, FD = Full Dose, n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Dosis		Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallnah (Gruppe 1) + Beurteilbarkeit Spongiosa Metallnah (Gruppe 2)		
		Gruppe 1	Gruppe 2	gesamt
Low (n = 56)	Mittelwert	3,58	4,30	3,94
	Std.abw.	1,216	1,278	1,213
Full (n = 52)	Mittelwert	2,98	3,54	3,26
	Std.abw.	1,264	1,465	1,332
Insgesamt	Mittelwert	3,29	3,94	3,61
	Std.abw.	1,270	1,418	1,311

FD-Protokolle führen sowohl beim Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallnah (Note: 2,94, SD: 1,264), als auch beim Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallnah (Note: 3,54, SD: 1,465) zu einer Verbesserung der Bewertungen um 0,6 (Kortikalis) und um 0,76 (Spongiosa) auf der Likert-Skala, verglichen mit LD-Protokollen (Note Kortikalis: 3,58, Note: Spongiosa: 4,30). Die Differenz zwischen den Bewertungen der Kortikalis und der Spongiosa wird durch die Verwendung von FD-Protokollen (Differenz: 0,56) verglichen mit LD-Protokollen (Differenz: 0,72) geringer. LD-Protokolle schneiden demnach insbesondere bei der metallnahen Spongiosa schlechter ab. Die metallnahe Spongiosa wird im Vergleich mit der metallnahen Kortikalis auf der Likert-Skala um 0,65 schlechter beurteilt.

Tabelle 8: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala beim Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallnah und Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallnah bei Betrachtung des Zinnfilters. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Zinn		Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallnah (Gruppe 1) + Beurteilbarkeit Spongiosa Metallnah (Gruppe 2)		
		Gruppe 1	Gruppe 2	gesamt
nein (n = 84)	Mittelwert	3,62	4,30	3,96
	Std.abw.	1,158	1,371	1,210
ja (n = 24)	Mittelwert	2,15	2,67	2,41
	Std.abw.	0,950	0,963	0,872
Insgesamt	Mittelwert	3,29	3,94	3,61
	Std.abw.	1,270	1,418	1,311

Zinnfilter-basierte Protokolle (Note: 2,15, SD: 0,950) schneiden bei dem Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallnah um ca. eineinhalb Schulnoten besser auf der Likert-Skala ab als CT-Bilder ohne vorgeschalteten Zinnfilter (Note: 3,62, SD: 1,158), siehe Tabelle 8. Beim Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallnah werden Zinnfilter-basierte Protokolle (Note: 2,67, SD: 0,963) um 1,63 auf der Likert Skala besser bewertet verglichen mit CT-Bildern ohne vorgeschaltetem Zinnfilter (Note: 4,30, SD: 1,371). Die Differenz zwischen der metallnahen Kortikalis und Spongiosa verringert sich durch die Verwendung eines Zinnfilters (Differenz: 0,52) verglichen mit CT-Bildern ohne vorgeschalteten Zinnfilter (Differenz: 0,68). Demnach profitiert die metallnahe Spongiosa besonders von der Verwendung eines Zinnfilters.

Tabelle 9: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala beim Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallnah und Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallnah bei Betrachtung der Postprocessing Tools. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: VM = Virtuell Monoenergetisch, IMAR = iterative Metallartefaktreduktion, n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Algorithmus		Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallnah (Gruppe 1) + Beurteilbarkeit Spongiosa Metallnah (Gruppe 2)		
		Gruppe 1	Gruppe 2	gesamt
kein (n = 36)	Mittelwert	2,97	3,54	3,26
	Std.abw.	1,082	1,136	1,068
VM (n = 40)	Mittelwert	4,48	5,34	4,91
	Std.abw.	0,530	0,472	0,455
IMAR (n = 32)	Mittelwert	2,17	2,63	2,40
	Std.abw.	0,819	0,842	0,746
Insgesamt	Mittelwert	3,29	3,94	3,61
	Std.abw.	1,270	1,418	1,311

VM-errechnete CT-Bilder (Note: 4,48, SD: 0,530) werden um ca. eineinhalb Schulnoten schlechter auf der Likert-Skala bewertet als CT-Bilder ohne Nachbearbeitung (Note: 2,97, SD: 1,082) und um 2,31 schlechter als mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder (Note: 2,17, SD: 0,819) beim Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallnah. Demnach schneiden mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder um 0,8 auf der Likert-Skala besser ab als CT-Bilder ohne Nachbearbeitung. Beim Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallnah werden VM-errechnete CT-Bilder (Note: 5,34, SD: 0,472) um 1,8 schlechter auf der Likert-Skala bewertet als CT-Bilder ohne Nachbearbeitung (Note: 3,54, SD: 1,136) und um 2,71 schlechter als mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder (Note: 2,63, SD: 0,842). Mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder werden damit um 0,91 besser auf der Likert-Skala bewertet als CT-Bilder ohne Nachbearbeitung. Die Differenz zwischen den Bewertungen der metallnahen Kortikalis und Spongiosa nimmt bei Zinnfilter-basierten Protokollen (Differenz: 0,47) geringgradig ab und bei VM-errechneten CT-Bildern (Differenz: 0,86) zu, verglichen mit CT-Bildern ohne Nachbearbeitung (Differenz: 0,57). Demnach profitiert die metallnahe Spongiosa besonders von der Verwendung eines Zinnfilters, das Herausrechnen VM CT-Bilder wirkt sich dagegen negativ aus.

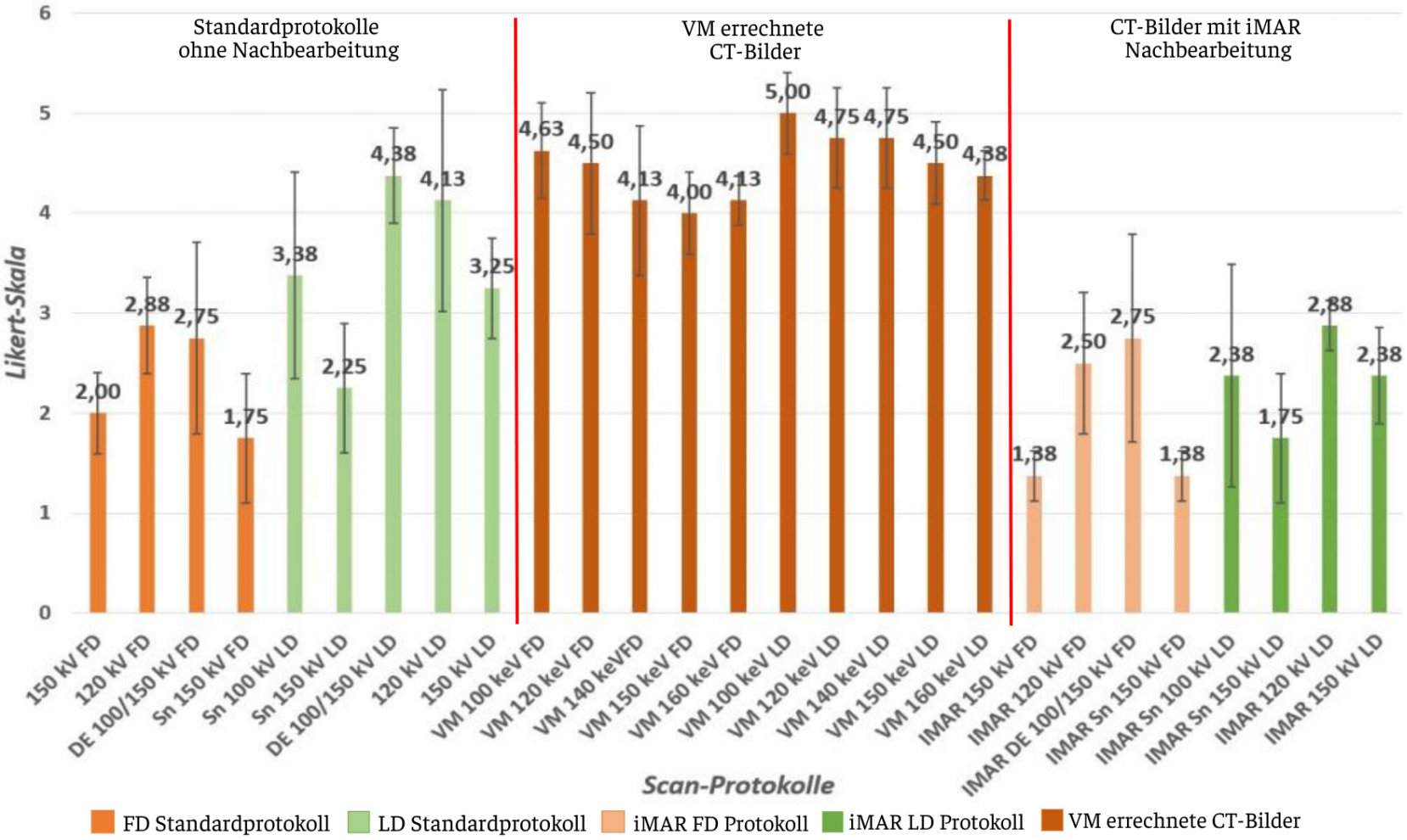
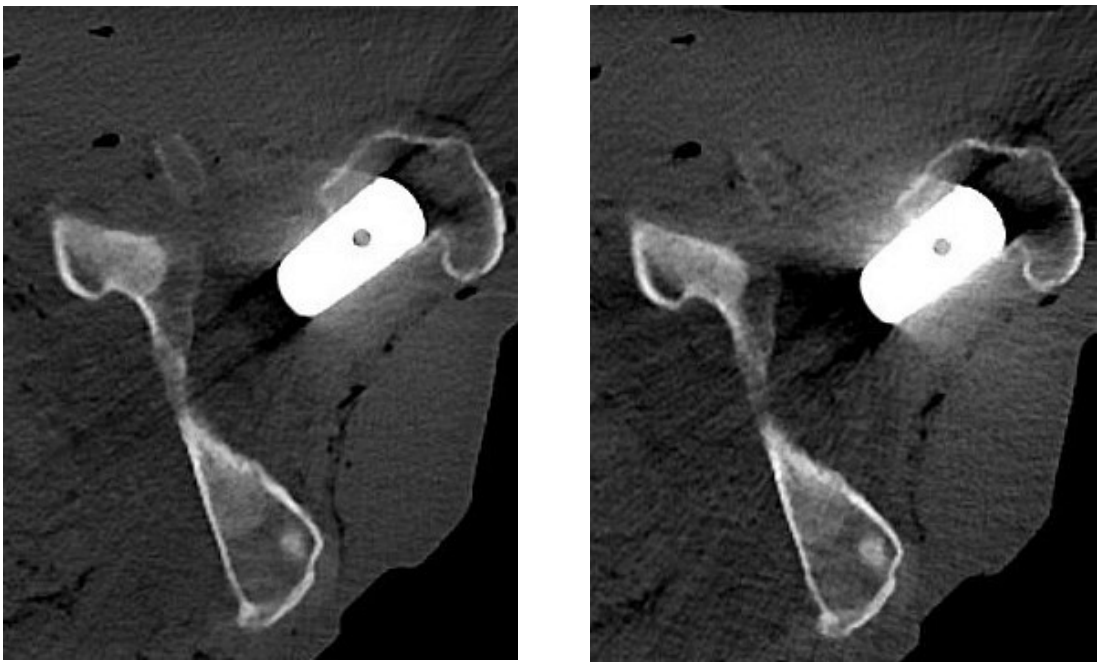


Abbildung 17: **Durchschnittliche Bewertung der Scan-Protokolle auf der Likert-Skala beim Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallnah Präparat- und Auswerter-übergreifend. Scandatum: August 2018, CT-Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: kV = Kilovolt, FD = Full Dose, LD = Low Dose, DE = Dual Energy, Sn = Zinnfilter, iMAR = iterative Metallartefaktreduktionssoftware, VM = Virtuell Monochromatisch, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus



(a) **Hüft-TEP links Sn 150 kV LD Protokoll**

(b) **Hüft-TEP links 150 kV LD Protokoll**

Abbildung 18: **CT-Bilder: a) Sn 150 kV LD und b) 150 kV LD zum Vergleich der metallnahen Kortikalis und Spongiosa. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm.** Legende: kV = Kilovolt, Sn = Zinnfilter, LD = Low Dose, Hüft-TEP = Hüfttotalendoprothese, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus, CT = Computertomografie

Wie in Abbildung 17 dargestellt, schneidet das Sn 150 kV FD Protokoll (Note: 1,75, SD: 0,645) unter den neun Standardprotokollen vor dem 150 kV FD Protokoll (Note: 2,00, SD: 0,408) beim Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallnah am besten ab. Letztplatzierter unter den FD-Protokollen ist das 120 kV FD Protokoll (Note: 2,88, SD: 0,479) nach dem DE FD Protokoll (Note: 2,75, SD: 0,957). Unter den LD-Protokollen schneidet das Sn 150 kV LD Protokoll (Note: 2,25, SD: 0,645) am besten ab. Letztplatzierter ist das DE LD Protokoll (Note: 4,38, SD: 0,479). Die Differenz (FD: 0,25) zwischen dem 150 kV FD Protokoll und dem Sn 150 kV FD Protokoll steigt bei der Verwendung einer geringeren Dosis (Differenz LD: 1) an. Damit profitiert insbesondere das LD Protokoll von der Verwendung eines Zinnfilters, vergleiche Abbildung 18.

Auch beim Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallnah, siehe Abbildung 19, wird das Sn 150 kV FD Protokoll (Note: 2,00, SD: 0,408) vor dem 150 kV FD Protokoll (Note: 2,13, SD: 0,479) bei Betrachtung der Standardprotokolle ohne Nachbearbeitung am besten bewertet. Letztplatziert unter den FD Protokollen ist das DE FD Protokoll (Note: 3,75, SD: 0,289) gemeinsam mit dem 120 kV FD Protokoll (Note: 3,75, SD: 0,645). Das Sn 150 kV LD Protokoll (Note: 2,88, SD: 0,750) schneidet unter den LD-

Protokollen am besten ab. Letztplatziert ist das DE LD Protokoll (Note: 5,13, SD: 0,479). Die Differenz (FD: 0,13) zwischen dem FD 150 kV Protokoll und dem FD Sn 150 kV Protokoll nimmt zwischen den entsprechenden LD-Protokollen (Differenz: 0,63) zu. Damit profitiert insbesondere das LD-Protokoll von der Verwendung eines Zinnfilters, vergleiche Abbildung 18.

Alle Protokolle profitieren von der Nachbearbeitung mit iMAR, siehe Abbildung 17 und Abbildung 19, beim Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallnah und Beurteilbarkeit Spongiosa Metallnah. Ausnahme ist das DE FD Protokoll (Note: 2,75, SD: 1,041) beim Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallnah, das sich unverändert darstellt und dadurch unter den iMAR FD Protokollen nun Letztplatzierter ist. Im Übrigen bleibt die Rangfolge der Scan-Protokolle bei beiden Items durch die Nachbearbeitung mit iMAR unverändert. LD-Protokolle (Note Kortikalis: 3,25, Note: Spongiosa: 3,78) verbessern sich durch die Nachbearbeitung mit iMAR (Note Kortikalis: 2,35, Note: Spongiosa: 3,00) um ca. eine Schulnote (Kortikalis) bzw. um 0,78 (Spongiosa) auf der Likert-Skala. Das Sn 100 keV LD Protokoll (+/- iMAR) ist im hinteren Drittel angeordnet.

VM-errechnete FD-Protokolle (Note: 4,23) werden um ca. zwei Schulnoten schlechter auf der Likert-Skala bewertet als FD CT-Bilder ohne Nachbearbeitung (Note: 2,35) beim Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallnah. VM-errechnete LD-Protokolle (Note: 4,78) werden um ca. eine Schulnote schlechter auf der Likert-Skala bewertet als LD CT-Bilder ohne Nachbearbeitung (Note: 3,48). Das VM 160 keV LD Protokoll (Note: 4,38, SD: 0,250) wird gleich bewertet wie das DE LD Composed Bild (Note: 4,38, SD: 0,479). Im Übrigen werden VM-errechnete CT-Bilder schlechter bewertet, als die DE Composed Bilder.

VM-errechnete FD-Protokolle (Note: 5,08) werden um ca. zwei Schulnoten schlechter auf der Likert-Skala bewertet als FD CT-Bilder ohne Nachbearbeitung beim Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallnah. VM-errechnete LD-Protokolle (Note: 5,60) werden um ca. eineinhalb Schulnoten schlechter auf der Likert-Skala bewertet als LD CT-Bilder ohne Nachbearbeitung (Note: 4,05). Alle VM-errechneten CT-Bilder werden schlechter bewertet als die DE Composed Bilder. Das VM 150 keV FD Protokoll (Note: 4,88, SD: 0,250) ist das beste und das VM 100 keV LD Protokoll (Note: 5,88, SD: 0,250) gemeinsam mit dem VM 120 keV LD Protokoll (Note: 5,88, SD: 0,250) das schlechteste unter den VM-errechneten CT-Bildern.

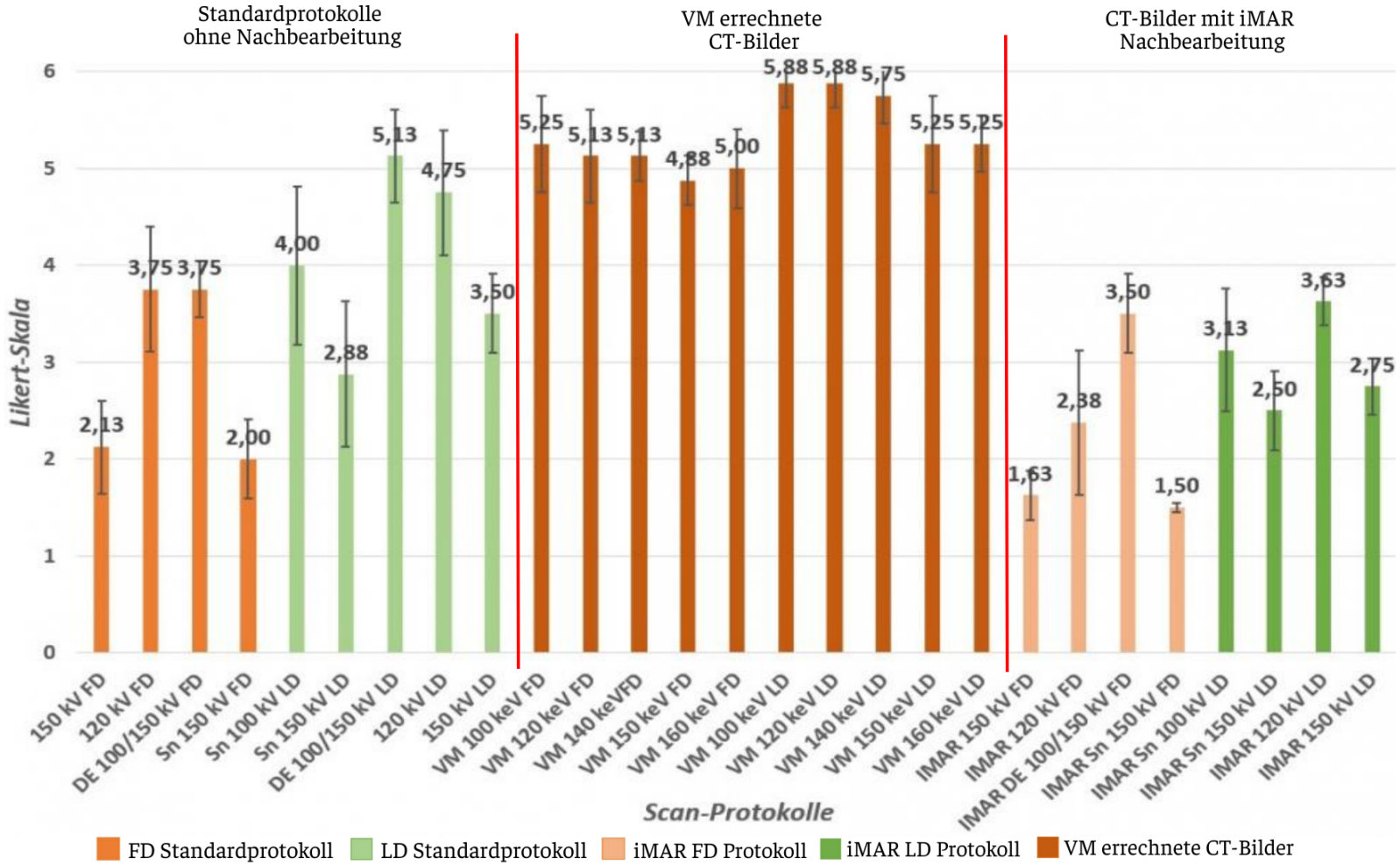


Abbildung 19: **Durchschnittliche Bewertung der Scan-Protokolle auf der Likert-Skala beim Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallnah Präparat- und Auswerter-übergreifend. Scandatum: August 2018, CT-Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: kV = Kilovolt, FD = Full Dose, LD = Low Dose, DE = Dual Energy, Sn = Zinnfilter, iMAR = iterative Metallartefaktreduktionssoftware, VM = Virtuell Monochromatisch, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Die Verwendung einer höheren Dosis, das Vorschalten eines Zinnfilters und die anschließende Nachbearbeitung mit Rechenalgorithmen haben einen signifikanten Einfluss auf die Auswertbarkeit der metallnahen Kortikalis und Spongiosa ($p < 0{,}001$), siehe Tabelle 10 und Tabelle 11. Der Algorithmus hat dabei den stärksten Einfluss (F-Wert Kortikalis: 63,065, F-Wert Spongiosa: 98,846). Das Herausrechnen VM CT-Bilder führt zu einer statistisch signifikanten ($p < 0{,}001$) Verschlechterung der Bewertungen.

Tabelle 10: **Dreifaktorielle ANOVA der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala beim Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallnah und Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallnah mit folgenden Faktoren: Dosis, Zinnfilter, Algorithmus. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: df = degree of freedom, F = F-Wert, Sig. = Signifikanzniveau, ANOVA = Analysis of Variance, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

		Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallnah		Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallnah	
Variable	df	F	Sig.	F	Sig.
Dosis	$df_1 = 1$, $df_2 = 98$	22,109	$p < 0{,}001$	45,049	$p < 0{,}001$
Zinnfilter	$df_1 = 1$, $df_2 = 98$	19,767	$p < 0{,}001$	25,687	$p < 0{,}001$
Algorithmus	$df_1 = 2$, $df_2 = 98$	63,065	$p < 0{,}001$	98,846	$p < 0{,}001$

Tabelle 11: **Post-hoc-Test: Dunnett-Test der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala für iMAR und VM beim Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallnah und Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallnah. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: VM = Virtuell Monoenergetisch, iMAR = iterative Metallartefaktrekonstruktion, Sig. = Signifikanzniveau, Mittlere Differenz = Mittelwert CT-Bilder Algorithmus - CT-Bilder ohne Nachbearbeitung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

	Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallnah		Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallnah	
Variable	Mittlere Differenz	Sig.	Mittlere Differenz	Sig.
VM	1,50	$p < 0{,}001$	1,80	$p < 0{,}001$
iMAR	-0,80	$p < 0{,}001$	-0,92	$p < 0{,}001$

Abschließend wurde für diese Items ein T-Test für abhängige Stichproben durchgeführt, der die Mittelwerte der Bewertungen der metallnahen Kortikalis mit den Mit-

telwerten der Bewertungen der metallnahen Spongiosa vergleicht. Zwischen den Mittelwerten wurde ein statistisch signifikanter Unterschied ($p < 0{,}001$, $t(107) = 11{,}003$) gefunden. Demnach ist die metallnahe Spongiosa statistisch signifikant schlechter auswertbar verglichen mit der metallfernen Kortikalis.

Bei Betrachtung des Items: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallnah ist das iMAR 150 kV FD Protokoll (Note: 1,38, SD: 0,250) und das iMAR Sn 150 kV FD (Note: 1,38, SD: 0,25) Protokoll unter den untersuchten Protokollen am besten auswertbar. Letztplatziert ist das VM 100 keV LD Protokoll mit einer durchschnittlichen Bewertung von 5,00 (SD: 0,408) bei diesem Item.

Bei Betrachtung des Items: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallnah ist das iMAR Sn 150 kV FD Protokoll (Note: 1,50, SD: 0,000) am besten auswertbar. Das VM 100 keV LD Protokoll und das VM 120 keV LD Protokoll ist mit einer durchschnittlichen Bewertung von 5,88 (SD: 0,250) am schlechtesten auswertbar.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass Zinnfilter-basierte FD-Protokolle mit Nachbearbeitung durch iMAR zu einer statistisch signifikanten ($p < 0{,}001$) Verbesserung der Bewertungen beim Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallnah und Spongiosa Metallnah führen. Demnach wird das iMAR Sn 150 kV FD Protokoll am besten bewertet.

LD-Protokolle profitieren besonders von dem Vorschalten eines Zinnfilters und der Nachbearbeitung mit iMAR. DE-Protokolle und VM-errechnete CT-Bilder sind letztplatziert bei beiden Items. Das Herausrechnen VM CT-Bilder führt zu einer statistisch signifikanten ($p < 0{,}001$) Verschlechterung der Bewertungen.

Die metallnahe Spongiosa wird statistisch signifikant schlechter bewertet als die metallnahe Kortikalis.

3.1.3 Item: Bildrauschen im Knochenfenster und Item: CNR

Tabelle 12: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala beim Item: Bildrauschen im Knochenfenster, Item: CNR, Item: Mittelwert ROI Knochen, Item: SD ROI Luft bei Betrachtung der Dosis. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: LD = Low Dose, FD = Full Dose, n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. und SD = Standardabweichung, CNR = Contrast to Noise Ratio, ROI = Region of Interest, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Dosis		Item: Bildrauschen im Knochenfenster	Item: CNR	Item: Mittelwert ROI Knochen	Item: SD ROI Luft
Low (n = 56)	Mittelwert	2,94	46,55	1068,07	27,16
	Std.abw.	0,879	20,105	214,622	12,238
Full (n = 52)	Mittelwert	2,04	59,33	1049,67	22,58
	Std.abw.	0,939	30,547	230,810	11,828
Insgesamt	Mittelwert	2,50	52,70	1059,21	24,95
	Std.abw.	1,010	26,338	221,708	12,205

Wie in Tabelle 12 zu erkennen ist, werden FD-Protokolle (Note: 2,04, SD: 0,939) um ca. eine Schulnote besser auf der Likert-Skala bewertet als LD-Protokolle (Note: 2,94, SD: 0,879) beim Item: Bildrauschen im Knochenfenster. Die CNR steigt um ca. 10 Punkte bei FD-Protokollen (CNR: 59,33, SD: 30,547) verglichen mit LD-Protokollen (CNR: 46,55, SD: 20,105). Der Mittelwert einer in der Kortikalis platzierten ROI (ROI Knochen) sinkt um ca. 20 HE bei FD-Protokollen (1049,67 HE, SD: 230,819) im Vergleich mit LD-Protokollen (1068,07 HE, SD: 214, 622). Die Standardabweichung einer in der Luft platzierten ROI (SD Luft) sinkt um ca. 5 HE bei FD-Protokollen (22,58 HE, SD: 11,828) verglichen mit LD-Protokollen (27,16 HE, SD: 12,238).

Tabelle 13: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala beim Item: Bildrauschen im Knochenfenster, Item: CNR, Item: Mittelwert ROI Knochen, Item: SD ROI Luft bei Betrachtung des Zinnfilters. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. und SD = Standardabweichung, CNR = Contrast to Noise Ratio, ROI = Region of Interest, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Zinnfilter		Item: Bildrauschen im Knochenfenster	Item: CNR	Item: Mittelwert ROI Knochen	Item: SD ROI Luft
nein (n = 84)	Mittelwert	2,57	53,93	1056,95	24,57
	Std.abw.	1,070	27,778	237,775	12,439
ja (n = 24)	Mittelwert	2,27	48,41	1067,13	26,29
	Std.abw.	0,737	20,443	156,845	11,499
Insgesamt	Mittelwert	2,50	52,70	1059,21	24,95
	Std.abw.	1,010	26,338	221,708	12,205

Zinnfilter-basierte Protokolle (Note: 2,57, SD: 1,070) werden um ca. eine Drittelnote besser auf der Likert-Skala bewertet als CT-Bilder ohne vorgeschalteten Zinnfilter (Note: 2,27, SD: 0,737), siehe Tabelle 13. Die CNR sinkt um ca. 5,5 Punkte bei Zinnfilter-basierten Protokollen (48,41, SD: 20,443) verglichen mit Protokollen ohne Zinnfilter (53,93, SD: 27,778). Der ROI Knochen steigt um ca. 10 HE bei Zinnfilter-basierten Protokollen (1067,13 HE, SD: 156,845) verglichen mit CT-Bilder ohne vorgeschalteten Zinnfilter (1056,95 HE, SD: 237,775). Die SD Luft steigt unmerklich um ca. 2 HE bei Zinnfilter-basierten Protokollen (26,29 HE, SD: 24,57).

Tabelle 14: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala beim Item: Bildrauschen im Knochenfenster, Item: CNR, Item: Mittelwert ROI Knochen, Item: SD ROI Luft bei Betrachtung der Postprocessing Tools. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: VM = Virtuell Monoenergetisch, IMAR = iterative Metallartefaktreduktion, n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. und SD = Standardabweichung, CNR = Contrast to Noise Ratio, ROI = Region of Interest, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Algorithmus		Item: Bildrauschen im Knochenfenster	Item: CNR	Item: Mittelwert ROI Knochen	Item: SD ROI Luft
kein (n = 36)	Mittelwert	3,00	44,57	1099,06	30,72
	Std.abw.	1,177	23,444	212,928	14,160
VM (n = 40)	Mittelwert	1,89	59,95	964,93	19,23
	Std.abw.	0,487	29,663	223,210	7,315
IMAR (n = 32)	Mittelwert	2,72	52,79	1132,25	25,63
	Std.abw.	0,915	22,853	192,281	11,791
Insgesamt	Mittelwert	2,50	52,70	1059,21	24,95
	Std.abw.	1,010	26,338	221,708	12,205

VM-errechnete CT-Bilder (Note: 1,89, SD: 0,487) schneiden um ca. eine Schulnote besser auf der Likert-Skala ab als CT-Bilder ohne Nachbearbeitung (Note: 3,00, SD: 1,177) und um 0,8 besser als mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder (Note: 2,72, SD: 0,915) beim Item: Bildrauschen im Knochenfenster, siehe Tabelle 14. Verglichen mit CT-Bildern ohne Nachbearbeitung (44,57, SD: 23,444) bzw. mit iMAR nachbearbeitete CT-Bildern (52,79, SD: 22,853) steigt die CNR von VM-errechneten CT-Bildern (59,95, SD: 29,663) um ca. 15 Punkte bzw. um 7 Punkte an. Der ROI Knochen ist bei mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bildern (1132,25 HE, SD: 192,281) am höchsten, verglichen mit VM-errechneten CT-Bildern (964,93 HE, SD: 223,210) und mit CT-Bildern ohne Nachbearbeitung (1099,06 HE, SD: 212,928). Die SD Luft ist bei VM-errechneten CT-Bildern (19,23 HE, SD: 7,315) am niedrigsten und damit um ca. 6 HE bzw. um ca. 11 HE geringer als bei mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bildern (25,63 HE, SD: 11,791) bzw. als bei CT-Protokollen ohne Nachbearbeitung (30,72 HE, SD: 14,160).

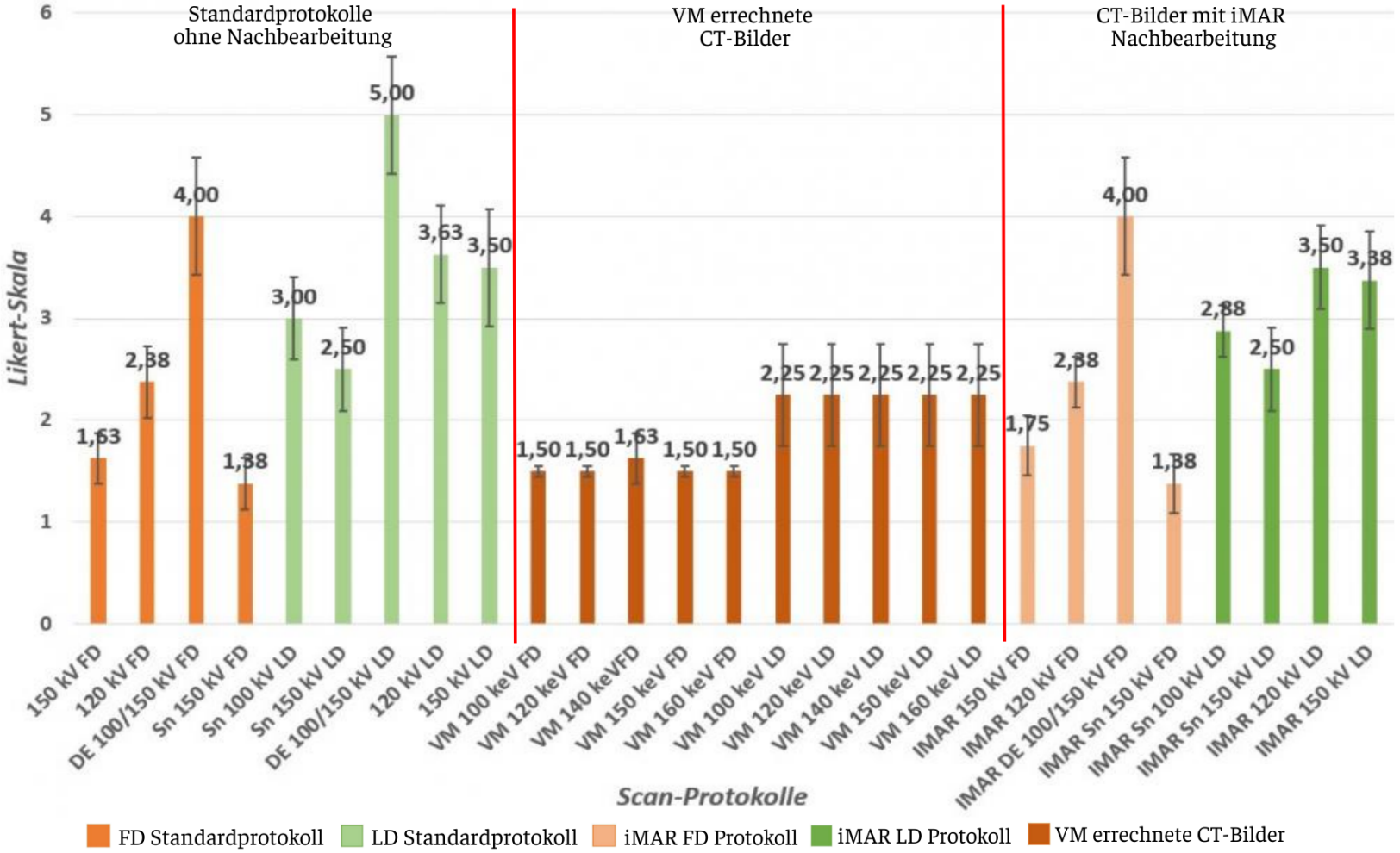
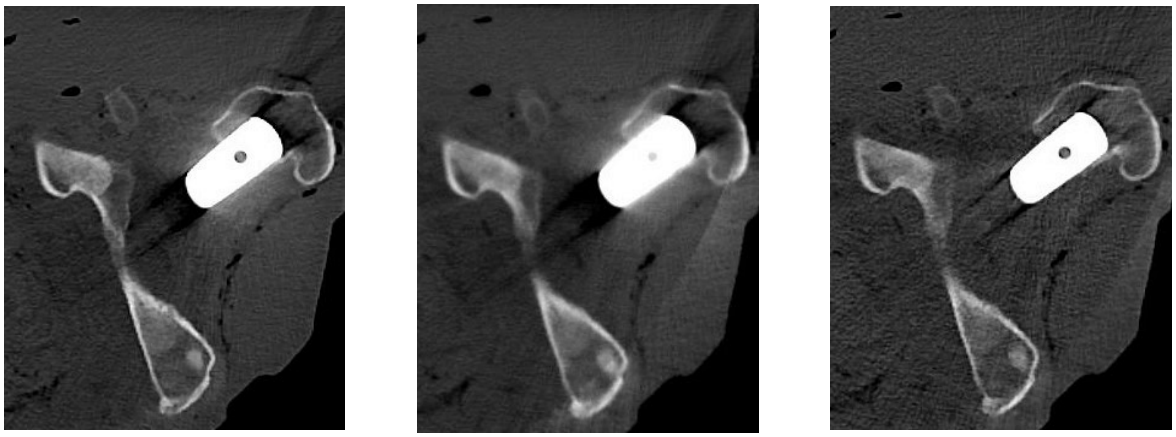


Abbildung 20: **Durchschnittliche Bewertung der Scan-Protokolle auf der Likert-Skala beim Item: Bildrauschen Präparat- und Auswerter-übergreifend. Scandatum: August 2018, CT-Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: kV = Kilovolt, FD = Full Dose, LD = Low Dose, DE = Dual Energy, Sn = Zinnfilter, iMAR = iterative Metallartefaktreduktionssoftware, VM = Virtuell Monochromatisch, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

In der grafischen Auswertung des Items: Bildrauschen im Knochenfenster der neun Standardprotokolle ist zu erkennen (Abbildung 20), dass FD-Protokolle gegenüber LD-Protokollen ein vergleichsweise geringes Bildrauschen aufweisen. Das Sn 150 kV FD Protokoll (Note: 1,38, SD: 0,250) wird unter den FD-Protokollen und das Sn 150 kV LD Protokoll (Note: 2,5, SD: 0,408) wird unter den LD-Protokollen am besten bewertet. DE-Protokolle (Note FD: 4,0, SD: 0,577, Note LD: 5,0, SD: 0,577) werden schlechter bewertet als das schlechteste Nicht-DE-Protokoll (120 kV LD Protokoll: Note 3,63, SD: 0,479). Die Differenz zwischen dem Sn 150 kV FD Protokoll und dem entsprechenden LD-Protokoll ist mit ca. einer Schulnote geringer als die Differenz (ca. zwei Schulnoten) zwischen dem 150 kV FD (Note: 1,63, SD: 0,250) Protokoll und dem 150 kV LD Protokoll (Note: 3,50, SD: 0,577). Damit profitieren LD-Protokolle von dem Vorschalten eines Zinnfilters.

Die Nachbearbeitung mit iMAR führt bei FD-Protokollen zu keiner relevanten Verbesserung der Bewertungen des subjektiven Bildrauschens (Abbildung 20). Das 150 kV FD Protokoll (Note: 1,63, SD: 0,250) wird unmerklich um 0,12 auf der Likert-Skala besser bewertet als das iMAR 150 kV FD Protokoll (Note: 1,75, SD: 0,289). Im Übrigen kommt es zu keiner Änderung der Bewertungen durch die Nachbearbeitung mit iMAR bei FD-Protokollen. Das Sn 150 kV LD Protokoll wird gleichbleibend +/- iMAR mit der Note 2,5 (SD: 0,408) auf der Likert-Skala bewertet. Die restlichen LD-Protokolle verbessern sich unmerklich um 0,125 auf der Likert-Skala. Die Rangfolge der Scan-Protokolle ändert sich durch die Nachbearbeitung mit iMAR nicht.

VM-errechnete FD CT-Bilder (Note: 1,53) positionieren nach dem Sn 150 kV FD Protokoll +/- iMAR an Position zwei beim Item: Bildrauschen im Knochenfenster, wie in Abbildung 20 zu erkennen. VM-errechnete LD CT-Bilder (Note: 2,25) schneiden unter den LD-Protokollen am besten ab, gefolgt vom Sn 150 kV LD Protokoll +/- iMAR. VM-errechnete CT-Bilder werden damit um zweieinhalb Schulnoten (FD) bzw. um 2,75 (LD) auf der Likert-Skala besser bewertet als die entsprechenden DE Composed Bilder (Note FD: 4,00, SD: 0,577, Note LD: 5,00, SD: 0,577), siehe Abbildung 21.



(a) **Hüft-TEP links Sn 150 kV Full Dose Protokoll**

(b) **Hüft-TEP links VM 100 keV FD Protokoll**

(c) **Hüft-TEP links Dual Energy FD Protokoll**

Abbildung 21: **CT-Bilder: a) Sn 150 kV FD, b) VM 100 keV FD und c) DE FD zum Vergleich des Bildrauschens. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm.** Legende: kV = Kilovolt, keV = Kiloelektronenvolt, Sn = Zinnfilter, FD = Full Dose, Hüft-TEP = Hüfttotalendoprothese, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus, CT = Computertomografie, DE = Dual Energy

Wie in Abbildung 22 zu erkennen, haben DE-Protokolle (CNR FD: 31,38, SD: 13,822, CNR DE LD: 22,08, SD: 9,674) die geringsten CNR-Werte mit der höchsten SD Luft (FD: 31,75 HE, LD: 45,00 HE) und dem niedrigsten ROI Knochen (FD: 859,50 HE, LD: 842,75 HE). Die 120 kV Protokolle (CNR FD: 59,84, SD: 32,673, CNR LD: 50,45, SD: 26,645) haben unter den FD-Protokollen und unter den LD-Protokollen die höchste CNR und den höchsten ROI Knochen (FD: 1321,75 HE, LD: 1302,75 HE). Die niedrigste SD Luft und damit das geringste Bildrauschen weisen die Sn 150 kV Protokolle (FD: 23,50 HE, LD: 29,50 HE) auf. Bei vergleichsweise niedrigem ROI Knochen (FD: 986,00 HE, LD: 977,00 HE) sind die CNR-Werte (CNR FD: 50,48, CNR LD: 38,31) der Zinnfilter-basierten Protokolle entsprechend niedrig.

Es zeigen sich um durchschnittlich 5,45 höhere CNR-Werte bei mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bildern verglichen mit den Standardprotokollen ohne Nachbearbeitung (Abbildung 22). Bei dem 120 kV FD Protokoll (CNR: 59,84) erhöht sich die CNR vergleichsweise stark um ca. 13 CNR-Punkte durch die Nachbearbeitung mit iMAR (CNR: 73,31). Die SD Luft, als objektiver Parameter für das Bildrauschen, verringert sich durch die Nachbearbeitung mit iMAR um durchschnittlich 3,31 HE. Der ROI Knochen steigt durch die Nachbearbeitung mit iMAR unerheblich um durchschnittlich 1 HE an. Während FD-Protokolle und Zinnfilter-basierte Protokolle um ca. 17 HE ansteigen, sinkt bei LD-Protokollen und dem DE FD-Protokoll der ROI Knochen nach Bearbeitung mit iMAR um ca. 26 HE ab.

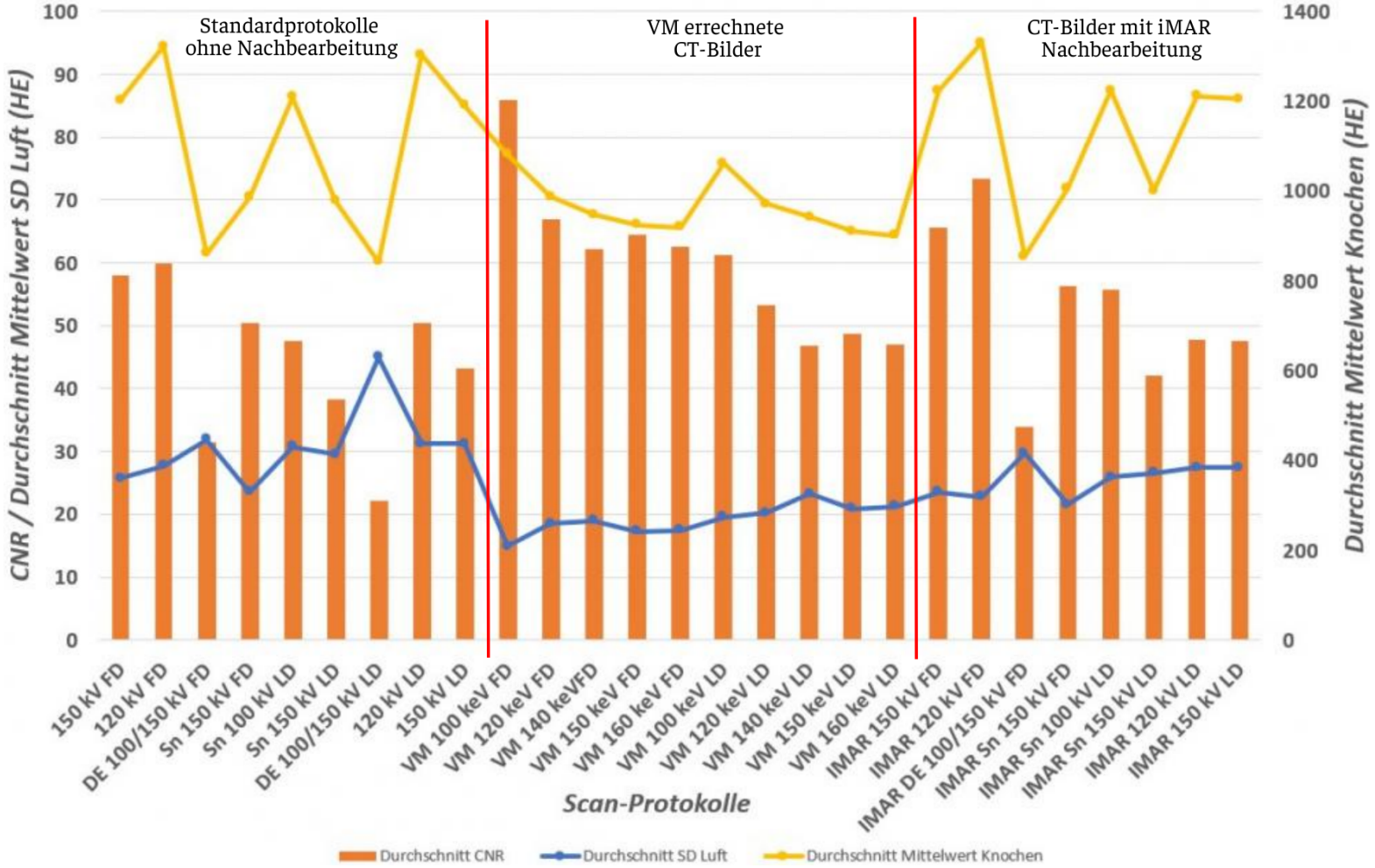


Abbildung 22: **Präparat-übergreifender Durchschnitt: CNR, SD Luft und Mittelwert Knochen. Scandatum: August 2018, CT-Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: kV = Kilovolt, FD = Full Dose, LD = Low Dose, DE = Dual Energy, Sn = Zinnfilter, iMAR = iterative Metallartefaktreduktionssoftware, VM = Virtuell Monochromatisch, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus, CNR = Contrast to Noise Ratio, SD = Standardabweichung, HE = Hounsfield Einheit

VM-errechnete CT-Bilder (CNR FD: 68,48, CNR LD: 51,42) weisen unter allen untersuchten Scan-Protokollen die höchsten CNR-Werte auf (Abbildung 22). Das VM 100 keV FD CT-Bild (CNR: 85,97, SD: 39,286) hat dabei die höchste CNR. Mit zunehmender keV, sowohl bei VM FD Protokollen als auch bei VM LD-Protokollen, nimmt die CNR tendenziell ab. Dementsprechend hat das VM 160 keV LD CT-Bild (CNR: 47,01, SD: 20,613) die niedrigste CNR unter den VM-errechneten CT-Bildern. Die SD Luft und damit das Bildrauschen ist bei VM-errechneten CT-Bildern (VM FD: 17,45 HE, VM LD: 31 HE) am geringsten. Die höchste SD Luft haben die VM 140 keV CT-Bilder (VM FD: 19 HE, VM LD: 23,25 HE) unter den VM-errechneten CT-Bildern. Die Mittelwerte des ROI Kortikalis von VM-errechneten CT-Bildern positionieren sich im unteren Drittel. VM FD CT-Bilder haben um 14,55 HE höhere knöcherne Mittelwerte als die VM LD CT-Bilder. Beispielsweise ist der ROI Knochen des VM 100 keV FD Protokolls (1082 HE) ca. 20 HE höher, verglichen mit dem VM 100 keV LD Protokoll (1061,75 HE). Mit zunehmender keV, sowohl bei den VM FD-Protokollen als auch bei den VM LD-Protokollen, nimmt der ROI Knochen sukzessive ab.

Tabelle 15: **Dreifaktorielle ANOVA der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala Item: Bildrauschen im Knochenfenster, Item: CNR, Item: SD Luft, Item ROI Knochen mit folgenden Faktoren: Dosis, Zinnfilter, Algorithmus. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force** Legende: df = degree of freedom, F = F-Wert, Sig. = Signifikanzniveau, ANOVA = Analysis of Variance, CNR = Contrast to Noise Ratio, ROI = Region of Interest, SD = Standardabweichung

		Item: Bildrauschen im Knochenfenster		Item: CNR		Item: Mittelwert ROI Knochen		Item: SD ROI Luft	
Variable	df	F	Sig.	F	Sig.	F	Sig.	F	Sig.
Dosis	$df_1 = 1$, $df_2 = 98$	53,362	$p < 0,001$	3,302	$p = 0,072$	1,146	$p = 0,287$	3,469	$p = 0,066$
Zinnfilter	$df_1 = 1$, $df_2 = 98$	45,521	$p < 0,001$	0,035	$p = 0,853$	2,911	$p = 0,091$	1,706	$p = 0,195$
Algorithmus	$df_1 = 2$, $df_2 = 98$	43,550	$p < 0,001$	2,729	$p = 0,070$	7,512	$p = 0,001$	9,414	$p < 0,001$

Tabelle 16: **Post-hoc-Test: Dunnett-Test der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala für iMAR und VM beim Item: Bildrauschen im Knochenfenster, Item: CNR, Item: SD Luft, Item ROI Knochen. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force** Legende: VM = Virtuell Monoenergetisch, iMAR = iterative Metallartefaktrekonstruktion, Sig. = Signifikanzniveau, Mittlere Differenz = Mittelwert CT-Bilder Algorithmus - CT-Bilder ohne Nachbearbeitung, CNR = Contrast to Noise Ratio, ROI = Region of Interest, SD = Standardabweichung

Variable	Item: Bildrauschen im Knochenfenster		Item: CNR		Item: Mittelwert ROI Knochen		Item: SD ROI Luft	
	Mittlere Differenz	Sig.	Mittlere Differenz	Sig.	Mittlere Differenz	Sig.	Mittlere Differenz	Sig.
VM	-1,11	p < 0,001	15,38	p = 0,021	-134,13	p = 0,014	-11,50	p < 0,001
iMAR	-0,28	p = 0,140	8,22	p = 0,323	33,19	p = 0,749	-5,10	p = 0,120

Die Dosis, der Zinnfilter und der Algorithmus haben einen signifikanten Einfluss ($p < 0{,}001$) auf das Item: Bildrauschen im Knochenfenster. Keiner der untersuchten Faktoren hat einen signifikanten Einfluss auf die CNR (Tabelle 15). Der Algorithmus hat einen signifikanten Einfluss ($p \leq 0{,}001$) auf den ROI Knochen und die SD Luft, der Zinnfilter und die Dosis jedoch nicht. Im post-hoc-Test (Tabelle 16) ist zu erkennen, dass das Herausrechnen von VM CT-Bildern zu einer statistisch signifikanten ($p \leq 0{,}021$) Verbesserung des Bildrauschens, der CNR und der SD Luft führt, der ROI Knochen nimmt dagegen statistisch signifikant ($p = 0{,}014$) ab. Die Nachbearbeitung mit iMAR hat keinen statistisch signifikanten ($p \geq 0{,}120$) Einfluss auf die untersuchten Items.

Bei dem Item: Bildrauschen im Knochenfenster schneidet das Sn 150 kV FD Protokoll +/- iMAR (Note: 1,38, SD: 0,250) am besten ab. Letztplatziertes Protokoll ist das DE LD Protokoll (Note: 5,00, SD: 0,577). Die höchste CNR hat das VM 100 keV FD Protokoll (85,97, SD: 39,286). Das DE LD Protokoll (22,08, SD: 9,674) hat die niedrigste CNR. Die geringste SD Luft hat das VM 100 kV FD Protokoll (15 HE). Die größte SD Luft hat DE LD Protokoll (45 HE). Das iMAR 120 kV FD Protokoll (1329,5 HE) hat den höchsten ROI Knochen, das DE LD Protokoll (842,75 HE) hingegen den geringsten ROI Knochen.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass die Dosis, der Zinnfilter und das Herausrechnen VM CT-Bilder zu einer signifikanten ($p < 0{,}001$) Verbesserung des subjektiven Bildrauschens im Knochenfenster führen, die Nachbearbeitung mit iMAR jedoch nicht. Einzig VM-errechnete CT-Bilder haben statistisch signifikant höhere CNR Werte ($p = 0{,}021$),

eine erniedrigte SD Luft ($p < 0{,}001$) und einen niedrigeren ROI Knochen ($p = 0{,}014$). Die anderen Faktoren (Dosis, Zinn, iMAR) haben keinen statistisch signifikanten Einfluss auf die CNR, die SD Luft und den ROI Knochen. Damit haben VM-errechnete CT-Bilder sowie subjektiv auch Zinnfilter-basierte Protokolle das geringste Bildrauschen. Die DE Composed Bilder haben die niedrigste CNR und das höchste Bildrauschen, siehe Abbildung 21.

3.1.4 Item: Bildrauschen im Weichteilfenster

Tabelle 17: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala beim Item: Bildrauschen im Weichteilfenster bei Betrachtung der Dosis. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: LD = Low Dose, FD = Full Dose, n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung

Dosis		Item: Bildrauschen im Weichteilfenster		
		Facharzt	Assistenzarzt	gesamt
Low (n = 20)	Mittelwert	3,45	3,50	3,48
	Std.abw.	0,818	0,952	0,881
Full (n = 16)	Mittelwert	2,38	2,00	2,19
	Std.abw.	0,854	1,242	1,043
Insgesamt	Mittelwert	2,97	2,83	2,90
	Std.abw.	0,964	1,287	1,121

Das Bildrauschen im Weichteilfenster ist bei FD-Protokollen (Note: 2,19, SD: 1,043) niedriger als bei LD-Protokollen (Note: 3,48, SD: 0,881). Der Assistenzarzt (Note: 2,00, SD: 1,242) bewertet FD-Protokolle um ca. eine Drittelnote besser als der Facharzt (Note: 2,38, SD: 0,854). LD-Protokolle werden durch Assistenzarzt und Facharzt ähnlich bewertet (Tabelle 17). Zinnfilter-basierte Protokolle (Note: 2,29, SD: 0,921) werden beim Item: Bildrauschen im Weichteilfenster um ca. eine Schulnote besser bewertet als CT-Protokolle ohne Zinnfilter (Note: 3,21, SD: 1,156). Zinnfilter-basierte Protokolle verbessern das Bildrauschen subjektiv im Weichteilfenster damit ca. um das Dreifache verglichen mit dem Knochenfenster.

Tabelle 18: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala beim Item: Bildrauschen im Weichteilfenster bei Betrachtung des Zinnfilters. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Zinnfilter		Item: Bildrauschen im Weichteilfenster		
		Facharzt	Assistenzarzt	gesamt
nein (n = 24)	Mittelwert	3,25	3,17	3,21
	Std.abw.	0,975	1,348	1,156
ja (n = 12)	Mittelwert	2,42	2,17	2,29
	Std.abw.	0,804	1,041	0,921
Insgesamt	Mittelwert	2,97	2,83	2,90
	Std.abw.	0,964	1,287	1,121

Beim Item: Bildrauschen im Weichteilfenster wird das Sn 150 kV FD Protokoll (Note: 1,25, SD: 0,463) vor dem 150 kV FD Protokoll (Note: 1,63, SD: 0,518) und dem 120 kV FD Protokoll (Note: 2,25, SD: 0,463) am besten bewertet, siehe Abbildung 23. Das Sn 150 kV LD Protokoll (Note: 2,63, SD: 0,518) ist unter den LD-Protokollen am besten bewertet. Letztplatzierter ist das DE LD Protokoll (Note: 4,88, SD: 0,641).

Bei den CT-Bildern im Weichteilfenster erfolgte weder eine Nachbearbeitung mit iMAR noch das Herausrechnen VM CT-Bilder. Daraus resultierend entfiel die statistische Testung aufgrund der geringen Stichprobengröße.

Beim Item: Bildrauschen im Weichteilfenster schneidet das Sn 150 kV FD Protokoll (Note: 1,25, SD: 0,463) am besten und das DE LD Protokoll (Note: 4,88, SD: 0,641) am schlechtesten ab.

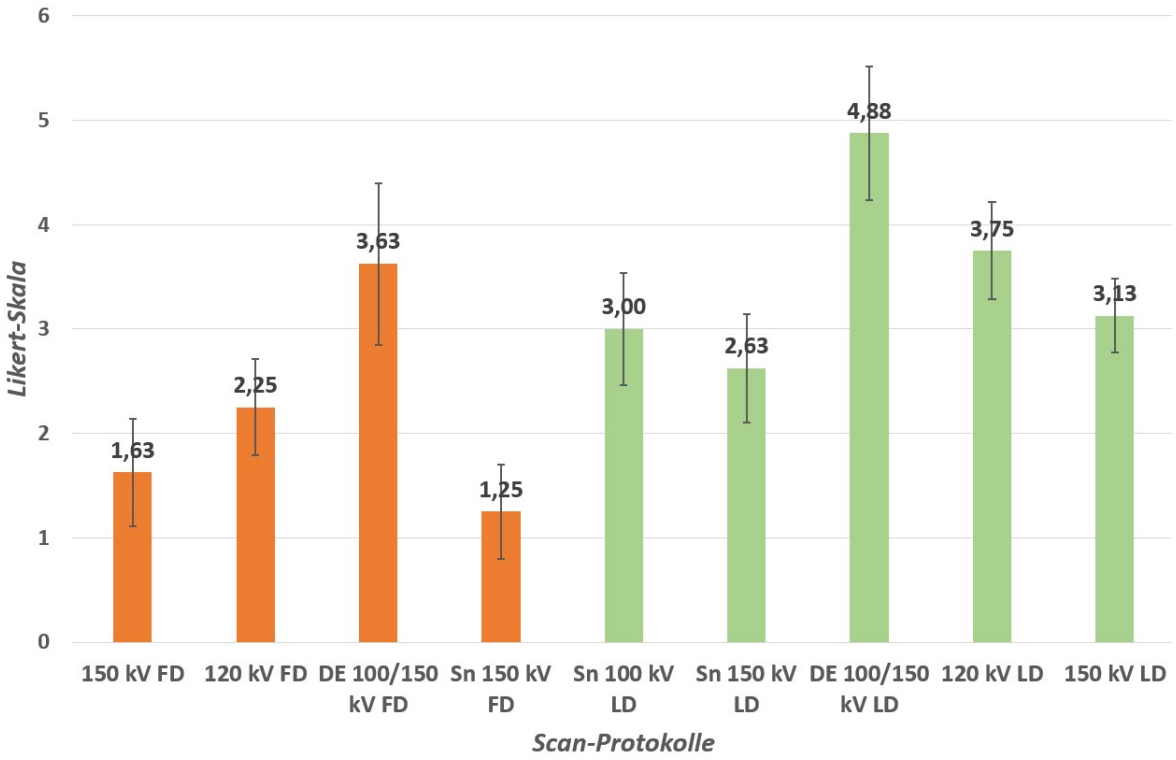


Abbildung 23: **Durchschnittliche Bewertung der Scan-Protokolle auf der Likert-Skala ohne Nachbearbeitung beim Item: Bildrauschen im Weichteilfenster Präparat- und Auswerter-übergreifend. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: kV = Kilovolt, FD = Full Dose, LD = Low Dose, DE = Dual Energy, Sn = Zinnfilter, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

3.1.5 Item: Metallartefaktreduktion im Knochenfenster und Item: Metallartefaktreduktion im Weichteilfenster

FD-Protokolle (Note Knochenfenster: 1,89, Note Weichteilfenster: 2,75) werden um ca. eine halbe Schulnote besser auf der Likert-Skala bewertet als LD-Protokolle (Note Knochenfenster: 2,34, Note Weichteilfenster: 3,35) beim Item: Metallartefaktreduktion (Tabelle 19). Die MAR im Weichteilfenster (Note: 3,08, SD: 1,004) wird um ca. eine Schulnote schlechter bewertet als die MAR im Knochenfenster (Note: 2,13, SD: 1,144), siehe Abbildung 24.

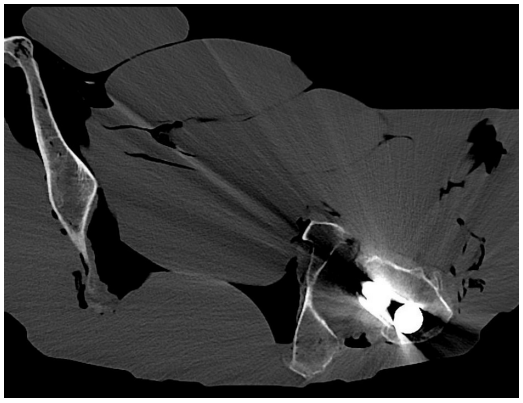
Wie in Tabelle 20 zu erkennen ist, werden Zinnfilter-basierte Protokolle (Note: 2,35, SD: 1,264) schlechter auf der Likert-Skala bewertet als CT-Bilder ohne vorgeschalteten Zinnfilter (Note: 2,06, SD: 1,107) beim Item: Metallartefaktreduktion im Knochenfenster. Beim Item: Metallartefaktreduktion im Weichteilfenster werden Zinnfilter-basierte Protokolle (Note: 2,96, SD: 0,904) unmerklich um 0,2 auf der Likert-Skala besser bewertet als CT-Bilder ohne vorgeschalteten Zinnfilter (Note: 3,15, SD: 1,128).

Tabelle 19: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala beim Item: Metallartefaktreduktion im Knochenfenster und Item: Metallartefaktreduktion im Weichteilfenster bei Betrachtung der Dosis. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: LD = Low Dose, FD = Full Dose, n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

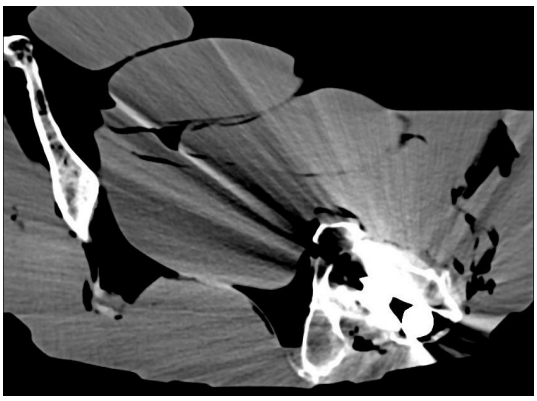
Dosis		Item: Metallartefaktreduktion im Knochenfenster	Item: Metallartefaktreduktion im Weichteilfenster
Low	Mittelwert	2,34	3,35
	n	56	20
	Std.abw.	1,244	0,982
Full	Mittelwert	1,89	2,75
	n	52	16
	Std.abw.	0,987	1,066
Insgesamt	Mittelwert	2,13	3,08
	n	108	36
	Std.abw.	1,144	1,004

Tabelle 20: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala beim Item: Metallartefaktreduktion im Knochenfenster und Item: Metallartefaktreduktion im Weichteilfenster bei Betrachtung des Zinnfilters. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Zinnfilter		Item: Metallartefaktreduktion im Knochenfenster	Item: Metallartefaktreduktion im Weichteilfenster
nein	Mittelwert	2,06	3,15
	n	84	24
	Std.abw.	1,107	1,128
ja	Mittelwert	2,35	2,96
	n	24	12
	Std.abw.	1,264	0,904
Insgesamt	Mittelwert	2,13	3,08
	n	108	36
	Std.abw.	1,144	1,004



(a) **PFN links 150 kV FD Protokoll Knochenfenster**



(b) **PFN links 150 kV FD Protokoll Weichteilfenster**

Abbildung 24: **CT-Bilder: a) 150 kV FD im Knochenfenster und b) 150 kV FD im Weichteilfenster zum Vergleich der Metallartefaktausprägung in unterschiedlichen Fensterbreiten. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm.** Legende: kV = Kilovolt, FD = Full Dose, PFN = Proximaler Femurnagel, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus, CT = Computertomografie



(a) **Hüft-TEP links Sn 150 kV FD Protokoll**



(b) **Hüft-TEP links 150 kV FD Protokoll**

Abbildung 25: **CT-Bilder: a) Sn 150 kV FD und b) 150 kV FD zur Darstellung der Auswirkung des Zinnfilters auf Metallartefakte. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm.** Legende: kV = Kilovolt, Sn = Zinnfilter, FD = Full Dose, Hüft-TEP = Hüfttotalendoprothese, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus, CT = Computertomografie

Tabelle 21: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala beim Item: Metallartefaktreduktion im Knochenfenster und Item: Metallartefaktreduktion im Weichteilfenster bei Betrachtung der Postprocessing Tools. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm**
Legende: VM = Virtuell Monoenergetisch, IMAR = iterative Metallartefaktreduktion, n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

		Item: Metallartefaktreduktion im Knochenfenster		
Algorithmus		Facharzt	Assistenzarzt	gesamt
kein (n = 36)	Mittelwert	2,67	3,36	3,01
	Std.abw.	0,829	1,180	1,381
VM (n = 40)	Mittelwert	2,03	1,38	1,70
	Std.abw.	0,448	0,395	0,696
IMAR (n = 32)	Mittelwert	1,81	1,50	1,66
	Std.abw.	0,513	0,231	0,615
Insgesamt	Mittelwert	2,17	2,07	2,13
	Std.abw.	0,696	1,166	1,144

VM-errechnete CT-Bilder (Note: 1,70 SD: 0,696) werden um 1,3 auf der Likert-Skala besser bewertet als CT-Bilder ohne Nachbearbeitung (Note: 3,01, SD: 1,381) und ähnlich bewertet als mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder (Note: 1,66, SD: 0,615) beim Item: Metallartefaktreduktion im Knochenfenster (Tabelle 21). Beim Assistenzarzt werden VM-errechnete CT-Bilder (Note: 1,38, SD: 0,395) geringfügig besser bewertet als mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder (Note: 1,50, SD: 0,231). Beim Facharzt werden mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder (Note: 1,81, SD: 0,513) geringfügig besser bewertet als VM-errechnete CT-Bilder (Note: 2,03, SD: 0,488).

Beim Item: Metallartefaktreduktion im Knochenfenster führen DE Protokolle (FD: 1,63, LD: 1,88) unter den Standardprotokollen, wie in Abbildung 26 zu erkennen, zur effektivsten Metallartefaktreduktion. Die Sn 150 kV Protokolle (FD: 2,25, LD: 2,63) platzieren sich unmittelbar dahinter. Das Sn 150 kV FD Protokoll wird um ca. eine halbe Schulnote besser bewertet als das 150 kV FD Protokoll, vergleiche auch Abbildung 25. Letztplatziert ist das 120 kV LD Protokoll (Note: 4,38, SD: 1,315) nach dem Sn 100 kV LD Protokoll (Note: 4,00, SD: 1,683).

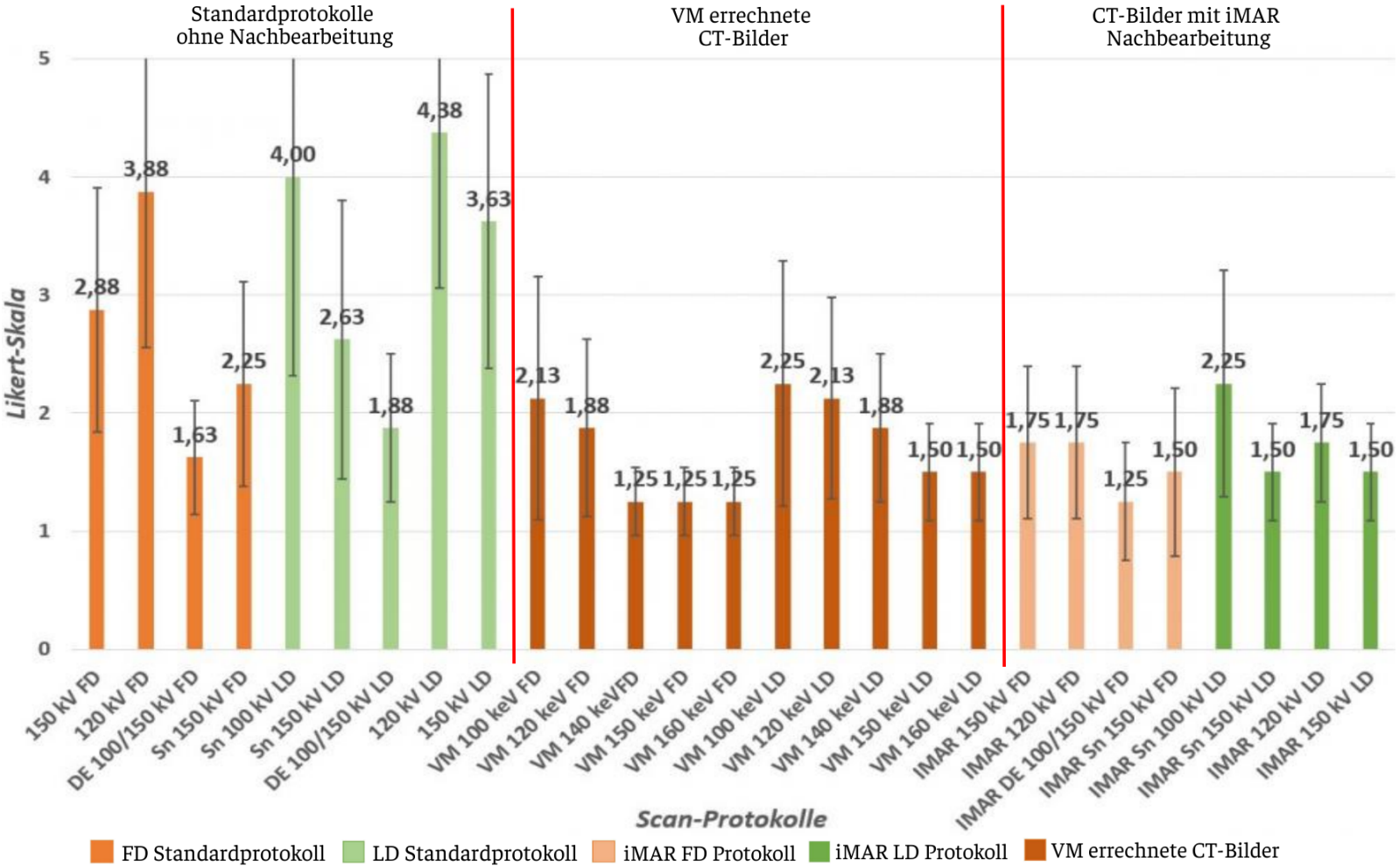
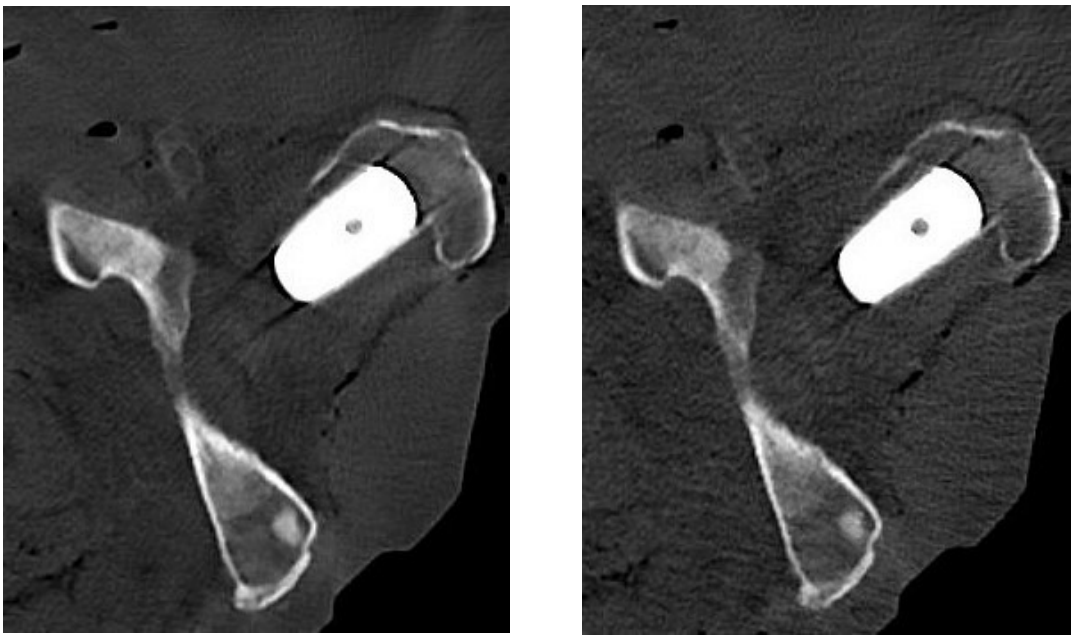


Abbildung 26: **Durchschnittliche Bewertung der Scan-Protokolle auf der Likert-Skala beim Item: Metallartefakteduktion im Knochenfenster Präparat- und Auswerter-übergreifend. Scandatum: August 2018, CT-Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: kV = Kilovolt, FD = Full Dose, LD = Low Dose, DE = Dual Energy, Sn = Zinnfilter, iMAR = iterative Metallartefaktreduktionssoftware, VM = Virtuell Monochromatisch, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus



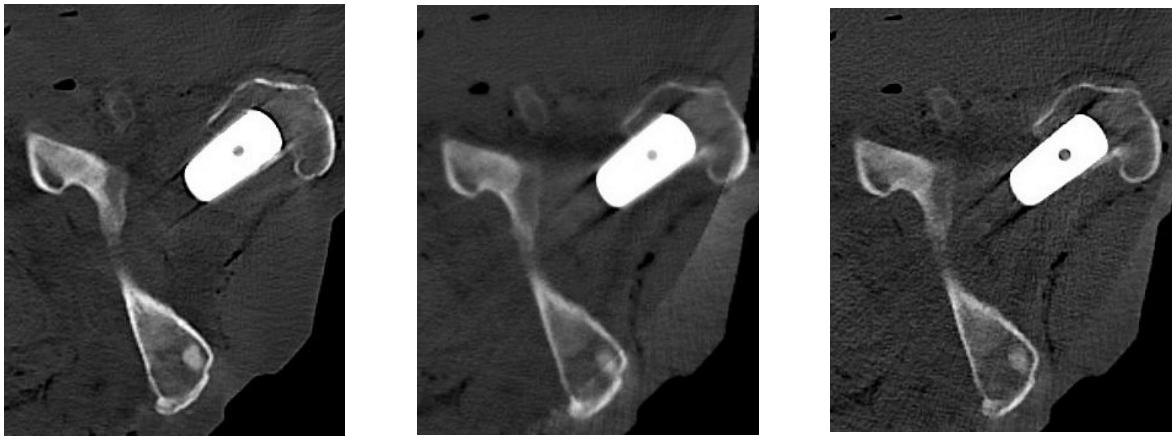
(a) **Hüft-TEP links iMAR 120 kV FD Protokoll**

(b) **Hüft-TEP links iMAR 120 kV LD Protokoll**

Abbildung 27: **CT-Bilder: a) iMAR 120 kV FD und b) iMAR 120 kV LD zur Darstellung der Auswirkung von iMAR. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm.** Legende: kV = Kilovolt, iMAR = iterative Metallartefaktreduktion, FD = Full Dose, LD = Low Dose, Hüft-TEP = Hüfttotalendoprothese, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus, CT = Computertomografie

FD-Protokolle (Note: 2,66) verbessern sich um ca. eine Schulnote auf der Likert-Skala durch die Nachbearbeitung mit iMAR (Note iMAR FD: 1,56). Insbesondere das 120 kV FD Protokoll (Note: 3,88, SD: 1,315) und LD-Protokolle (Note: 3,66) verbessern sich um ca. zwei Schulnoten auf der Likert-Skala durch die Nachbearbeitung mit iMAR (Note iMAR 120 kV FD: 1,75, Note: LD Protokolle: 1,75). Auch unter den LD-Protokollen profitiert insbesondere das 120 kV Protokoll (Note: 4,38, SD: 1,315) von der Nachbearbeitung mit iMAR (Note iMAR 120 kV LD: 1,75) und erreicht somit die gleiche Bewertung wie das iMAR 120 kV FD Protokoll beim Item: Metallartefaktreduktion, vergleiche Abbildung 27.

Mit einer Note von 1,25 erzielen das VM 140 keV FD Protokoll (SD: 0,289), das VM 150 keV FD Protokoll (SD: 0,289) und das VM 160 keV FD Protokoll (SD: 0,289), zu erkennen in Abbildung 26, insgesamt die beste Metallartefaktreduktion im Knochenfenster. VM-errechnete LD CT-Bilder (Note: 1,85) erzielen ebenfalls eine suffiziente Metallartefaktreduktion. DE Composed Bilder werden schlechter bewertet als VM errechnete CT-Bilder, vergleiche Abbildung 28. VM-errechnete CT-Bilder mit höherer keV führen zu einer besseren Metallartefaktreduktion.



(a) **Hüft-TEP links iMAR 150 kV FD Protokoll**

(b) **Hüft-TEP links VM 160 keV FD Protokoll**

(c) **Hüft-TEP links Dual Energy FD Protokoll**

Abbildung 28: **CT-Bilder: a) iMAR 150 kV FD, b) VM 160 keV FD und c) DE FD zum Vergleich der Metallartefaktreduktion bei diesen Scan-Protokollen. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force** Legende: kV = Kilovolt, keV = Kiloelektronenvolt, FD = Full Dose, Hüft-TEP = Hüfttotalendoprothese, CT = Computertomografie, DE = Dual Energy

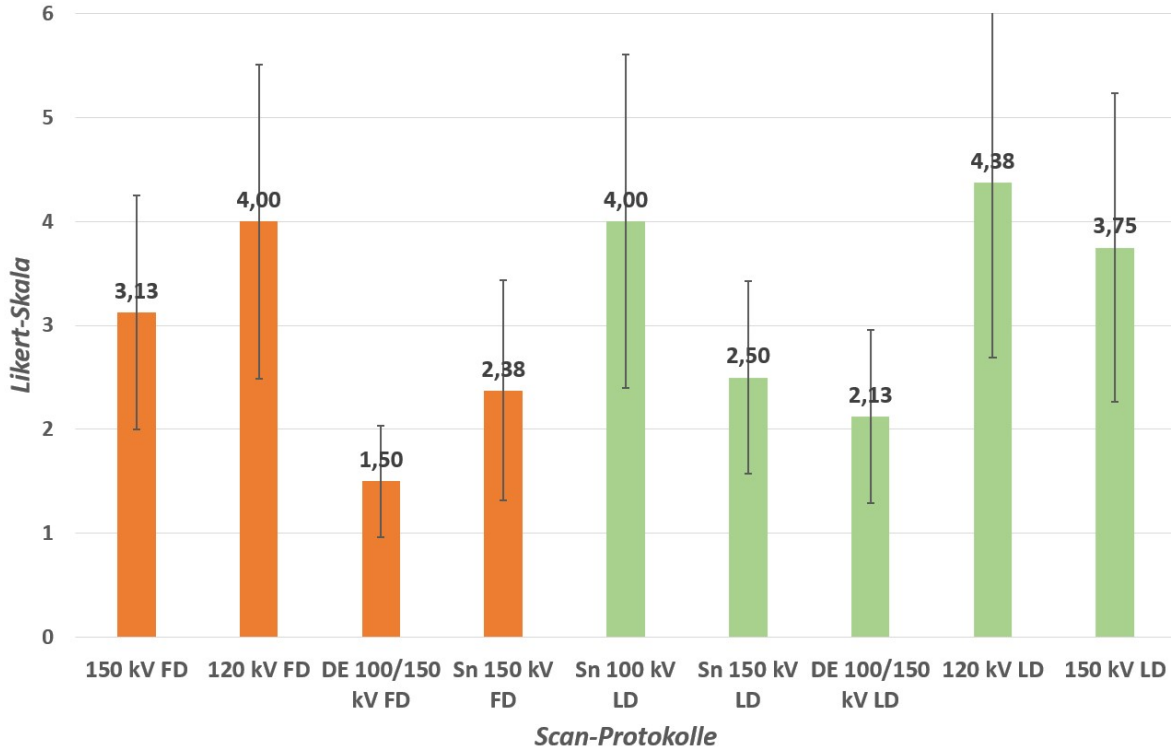


Abbildung 29: **Durchschnittliche Bewertung der Scan-Protokolle auf der Likert-Skala ohne Nachbearbeitung beim Item: Metallartefaktreduktion im Weichteilfenster Präparat- und Auswerterübergreifend. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force** Legende: kV = Kilovolt, FD = Full Dose, LD = Low Dose, DE = Dual Energy, Sn = Zinnfilter

Wie in Abbildung 29 zu erkennen, führen DE Protokolle (Note FD: 1,50, Note LD: 2,13) auch im Weichteilfenster weiterhin zur effektivsten Metallartefaktreduktion. Die Sn 150 kV Protokolle (Note FD: 2,38, Note LD: 2,50) positionieren sich direkt dahinter. Letztplatziert ist auch im Weichteilfenster das 120 kV LD Protokoll (Note: 4,38, SD: 1,685) mit einer nicht mehr ausreichenden Metallartefaktreduktion.

Tabelle 22: **Dreifaktorielle ANOVA der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala beim Item: Metallartefaktreduktion im Knochenfenster mit folgenden Faktoren: Dosis, Zinnfilter, Algorithmus. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: df = degree of freedom, F = F-Wert, Sig. = Signifikanzniveau, ANOVA = Analysis of Variance, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

		Item: Metallartefaktreduktion	
Variable	df	F	Sig.
Dosis	$df_1 = 1$, $df_2 = 98$	4,685	p = 0,033
Zinnfilter	$df_1 = 1$, $df_2 = 98$	0,120	p = 0,730
Algorithmus	$df_1 = 2$, $df_2 = 98$	17,199	p < 0,001

Tabelle 23: **Post-hoc-Test: Dunnett-Test der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala für iMAR und VM beim Item: Metallartefaktreduktion im Knochenfenster. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: VM = Virtuell Monoenergetisch, iMAR = iterative Metallartefaktrekonstruktion, Sig. = Signifikanzniveau, Mittlere Differenz = Mittelwert CT-Bilder Algorithmus - CT-Bilder ohne Nachbearbeitung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

	Item: Metallartefaktreduktion	
Variable	Mittlere Differenz	Sig.
VM	-1,31	p < 0,001
iMAR	-1,36	p < 0,001

Der Algorithmus führt zur stärksten statistisch signifikanten ($p < 0{,}001$, F-Wert = 17,199) Reduktion der Metallartefakte (Tabelle 22). Sowohl die Nachbearbeitung mit iMAR als auch das Herausrechnen VM CT-Bilder haben dabei einen statistisch signifikanten Einfluss (Tabelle 23). Die Dosis hat einen geringer ausgeprägten, jedoch weiterhin statistisch signifikanten ($p = 0{,}033$, F-Wert = 4,685) Einfluss auf die Metallartefaktreduktion im Knochenfenster. Der Zinnfilter hat korrelierend zur deskriptiven

Statistik keinen signifikanten Einfluss auf die Metallartefaktreduktion (p = 0,730, F-Wert = 0,120).

Bei fehlender Nachbearbeitung der Scans im Weichteilfenster mit den Rechenalgorithmen wird auf eine statistische Auswertung bei zu geringer Fallzahl verzichtet.

Insgesamt betrachtet schneiden das VM 140 keV FD Protokoll (SD: 0,289), das VM 150 keV FD Protokoll (SD: 0,289), das VM 160 keV FD Protokoll (SD: 0,289) und das DE FD Protokoll (SD: 0,500) mit durchschnittlichen Bewertungen von 1,25 bei dem Item: Metallartefaktreduktion im Knochenfenster am besten ab. Letztplatziert bei diesem Item ist das 120 kV LD Protokoll mit einer durchschnittlichen Bewertung von 4,38 (SD: 1,315). Bei der Metallartefaktreduktion im Weichteilfenster wird das DE FD Protokoll (Note: 1,50, SD: 0,535) am besten bewertet. Letztplatziert ist hier das 120 kV LD Protokoll (Note: 4,38, SD: 1,685).

DE-Protokolle, VM-errechnete CT-Bilder und die Nachbearbeitung mit iMAR führen zur effektivsten statistisch signifikanten ($p < 0{,}001$) Metallartefaktreduktion, siehe Abbildung 28. Zinnfilter-basierte Protokolle reduzieren Metallartefakte in geringerer, statistisch nicht signifikanter Ausprägung, siehe Abbildung 25. 120 kV Protokolle führen zur schlechtesten Metallartefaktreduktion.

3.1.6 Item: Beurteilbarkeit Metall

Tabelle 24: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala beim Item: Beurteilbarkeit Metall bei Betrachtung der Dosis. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: LD = Low Dose, FD = Full Dose, n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Dosis		Item: Beurteilbarkeit Metall		
		Facharzt	Assistenzarzt	gesamt
Low (n = 56)	Mittelwert	2,34	4,02	3,18
	Std.abw.	0,506	0,730	0,550
Full (n = 52)	Mittelwert	1,54	3,50	2,52
	Std.abw.	0,477	1,080	0,741
Insgesamt	Mittelwert	1,95	3,77	2,86
	Std.abw.	0,631	0,935	0,719

FD-Protokolle (Note: 2,52, SD: 0,741) werden um ca. eine Zweidrittelnote besser auf der Likert-Skala bewertet als LD-Protokolle (Note: 3,18, SD: 0,550) beim Item: Beurteilbarkeit Metall, siehe Tabelle 24. Der Assistenzarzt (Note: 3,77, SD: 0,935) findet das Metall jedoch um 1,84 auf der Likert-Skala schlechter beurteilbar als der Facharzt (Note: 1,93, SD: 0,632).

Zinnfilter-basierte Protokolle (Note: 2,56, SD: 0,761) werden um ca. eine Drittelnote besser auf der Likert-Skala bewertet als CT-Bilder ohne Zinnfilter (Note: 2,95, SD: 0,702), siehe Tabelle 25. Wie in Tabelle 26 zu erkennen ist, werden mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder (Note: 2,50, SD: 0,691) um ca. eine Drittelnote auf der Likert-Skala besser bewertet, als CT-Bilder ohne Nachbearbeitung (Note: 2,82, SD: 0,902). VM-errechnete CT-Bilder (Note: 3,19, SD: 0,405) werden um ca. eine Drittelnote schlechter auf der Likert-Skala bewertet als CT-Bilder ohne Nachbearbeitung (Note: 2,82, SD: 0,902).

Tabelle 25: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala beim Item: Beurteilbarkeit Metall bei Betrachtung des Zinnfilters. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Zinnfilter		Item: Beurteilbarkeit Metall		
		Facharzt	Assistenzarzt	gesamt
nein (n = 84)	Mittelwert	2,01	3,88	2,95
	Std.abw.	0,594	0,964	0,702
ja (n = 24)	Mittelwert	1,75	3,38	2,56
	Std.abw.	0,775	0,771	0,761
Insgesamt	Mittelwert	1,95	3,77	2,81
	Std.abw.	0,632	0,935	0,719

Tabelle 26: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala beim Item: Beurteilbarkeit Metall bei Betrachtung der Postprocessing Tools. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: VM = Virtuell Monoenergetisch, IMAR = iterative Metallartefaktreduktion, n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Algorithmus		Item: Beurteilbarkeit Metall		
		Facharzt	Assistenzarzt	gesamt
kein (n = 36)	Mittelwert	2,03	3,66	2,82
	Std.abw.	0,852	1,133	0,902
VM (n = 40)	Mittelwert	2,13	4,25	3,19
	Std.abw.	0,359	0,486	0,405
IMAR (n = 32)	Mittelwert	1,66	3,34	2,50
	Std.abw.	0,550	0,954	0,691
Insgesamt	Mittelwert	1,95	3,77	2,86
	Std.abw.	0,632	0,935	0,719

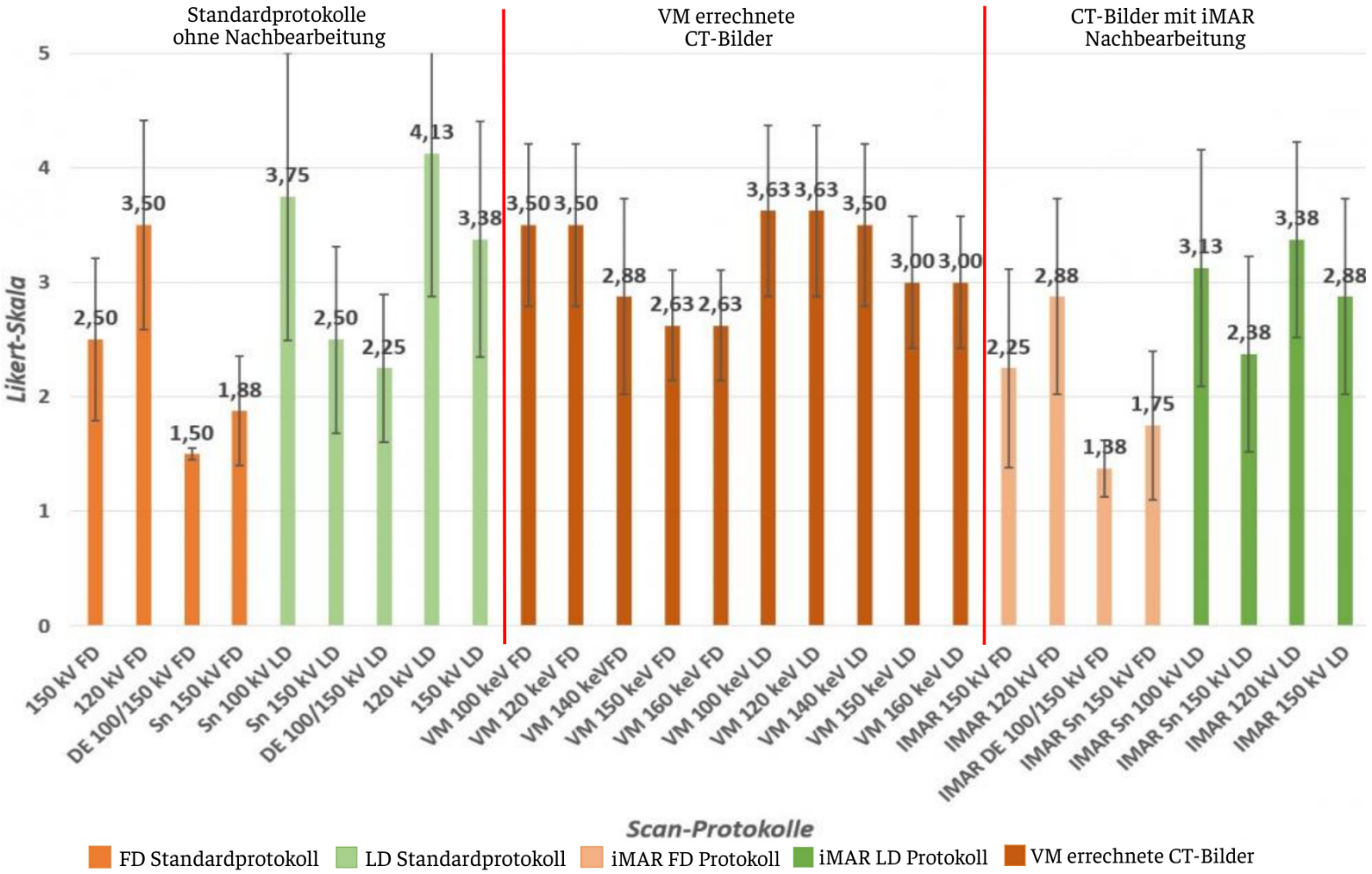
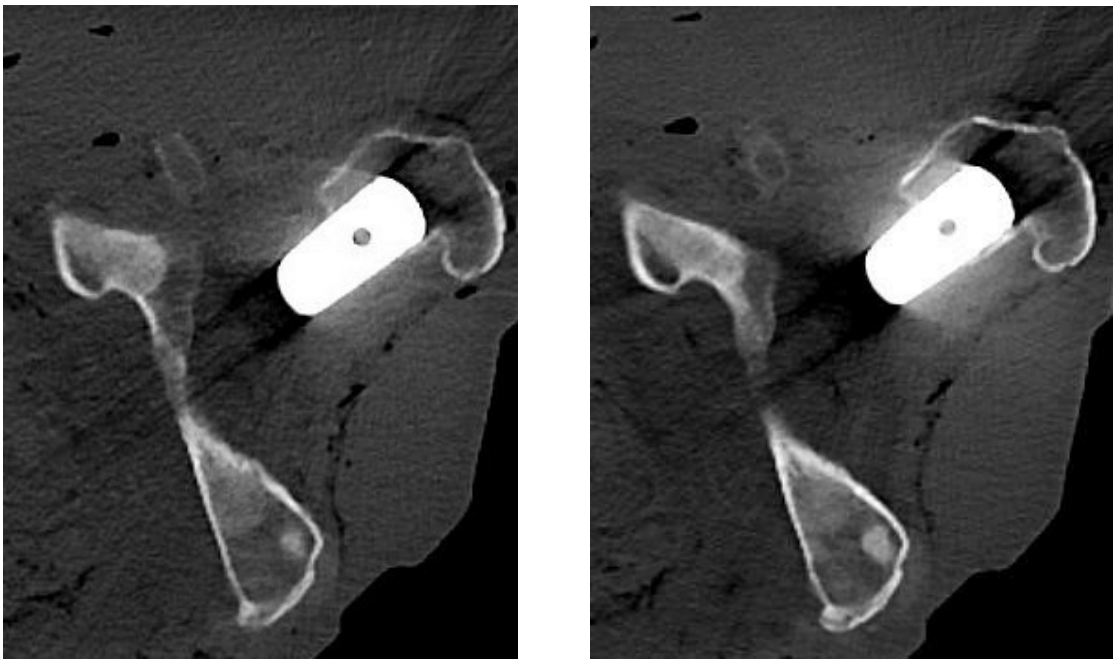


Abbildung 30: **Durchschnittliche Bewertung der Scan-Protokolle auf der Likert-Skala beim Item: Beurteilbarkeit Metall Präparat- und Auswerter-übergreifend. Scandatum: August 2018, CT-Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: kV = Kilovolt, FD = Full Dose, LD = Low Dose, DE = Dual Energy, Sn = Zinnfilter, iMAR = iterative Metallartefaktreduktionssoftware, VM = Virtuell Monochromatisch, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Das DE FD Protokoll (Note: 1,50, SD: 0,00) wird vor dem Sn 150 kV FD Protokoll (Note: 1,88, SD: 0,479) und dem DE LD Protokoll (Note: 2,25, SD: 0,645) am besten bewertet beim Item: Beurteilbarkeit Metall (Abbildung 30) unter den neun Standardprotokollen. Das Sn 150 kV LD Protokoll (Note: 2,50, SD: 0,816) wird gleich wie das 150 kV FD Protokoll (Note: 2,50, SD: 0,707) bewertet, siehe Abbildung 31. Die letztplatzierten Protokolle, sowohl unter den FD- als auch unter den LD-Protokollen sind bei dem Item: Beurteilbarkeit Metall die 120 kV Protokolle (Note FD: 3,50, Note LD: 4,13).



(a) **Hüft-TEP links Sn 150 kV LD Protokoll**

(b) **Hüft-TEP links 150 kV FD Protokoll**

Abbildung 31: **CT-Bilder: a) Sn 150 kV LD und b) 150 kV FD zum Vergleich der Beurteilbarkeit des Metalls. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm.** Legende: kV = Kilovolt, FD = Full Dose, LD = Low Dose, Hüft-TEP = Hüfttotalendoprothese, Sn = Zinnfilter BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus, CT = Computertomografie

FD-Protokolle (Note: 2,35) werden durch die Nachbearbeitung mit iMAR (Note: 2,07) um ca. eine Drittelnote besser bewertet (Abbildung 30). Auch LD-Protokolle (Note: 3,44) werden durch die Nachbearbeitung mit iMAR (Note: 2,94) um ca. eine Drittelnote besser bewertet. Bei mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bildern ist bei dem iMAR DE FD Protokoll (Note: 1,38, SD: 0,250) das Metall vor dem iMAR Sn 150 kV FD (Note: 1,75, SD: 0,645) am besten zu beurteilen. Letztplatzierter unter den FD-Protokollen bleibt fortwährend das iMAR 120 kV FD Protokoll (Note: 3,38, SD: 0,854). Protokolle mit weicher Strahlung, wie beispielsweise das 120 kV Protokoll oder das Sn 100 kV LD Protokoll, profitieren verhältnismäßig viel von der Nachbearbeitung

mit iMAR. Das 120 kV LD Protokoll verbessert sich um 18 % und das Sn 100 kV LD Protokoll um 17 % durch die Nachbearbeitung mit iMAR, das 150 kV LD Protokoll hingegen nur um 15 %.

Wie in Abbildung 30 dargestellt ist, führt das Herausrechnen VM CT-Bilder (Note FD: 3,03, Note LD: 3,35) zu keiner relevanten Verbesserung der Auswertbarkeit des eingebrachten orthopädischen Implantats, verglichen mit den Protokollen ohne Nachbearbeitung (Note FD: 2,35, Note LD: 3,44). Das Metall ist bei DE Composed Bildern (Note FD: 1,50, Note LD: 2,25) um 1,5 (FD) und um ca. eine Schulnote (LD) besser auf der Likert-Skala beurteilbar als bei VM-errechneten CT-Bildern.

Tabelle 27: **Dreifaktorielle ANOVA der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala beim Item: Beurteilbarkeit Metall mit folgenden Faktoren: Dosis, Zinnfilter, Algorithmus. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: df = degree of freedom, F = F-Wert, Sig. = Signifikanzniveau, ANOVA = Analysis of Variance, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

		Item: Beurteilbarkeit Metall	
Variable	df	F	Sig.
Dosis	$df_1 = 1$, $df_2 = 98$	16,473	$p < 0{,}001$
Zinnfilter	$df_1 = 1$, $df_2 = 98$	2,624	$p = 0{,}108$
Algorithmus	$df_1 = 2$, $df_2 = 98$	2,754	$p = 0{,}069$

In CT-Protokollen mit höherer Dosis ist das eingebrachte Metall signifikant besser beurteilbar ($p < 0{,}001$, $F = 16{,}473$) als in CT-Protokollen mit niedriger Dosis, siehe Tabelle 27. Der Zinnfilter ($p = 0{,}108$) und der Algorithmus ($p = 0{,}069$) haben keinen signifikanten Einfluss auf die Beurteilbarkeit des Metalls. Weder das Herausrechnen VM CT-Bilder ($p = 0{,}137$) noch die Nachbearbeitung mit iMAR ($p = 0{,}250$) haben einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Beurteilbarkeit des Metalls (Tabelle 28).

Tabelle 28: **Post-hoc-Test: Dunnett-Test der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala für iMAR und VM beim Item: Beurteilbarkeit Metall. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: VM = Virtuell Monoenergetisch, iMAR = iterative Metallartefaktrekonstruktion, Sig. = Signifikanzniveau, Mittlere Differenz = Mittelwert CT-Bilder Algorithmus - CT-Bilder ohne Nachbearbeitung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

	Item: Beurteilbarkeit Metall	
Variable	Mittlere Differenz	Sig.
VM	0,37	p = 0,137
iMAR	-0,32	p = 0,250

Das iMAR DE FD Protokoll (Note: 1,38, SD: 0,250) wird bei dem Item: Beurteilbarkeit Metall unter den 27 untersuchten CT-Protokollen am besten bewertet. Letztplatziert ist das 120 kV LD Protokoll (Note: 4,13, SD: 1,250).

Die DE Composed Bilder führen zur besten Beurteilbarkeit des eingebrachten Metalls. Das Vorschalten eines Zinnfilters und die Nachbearbeitung mit iMAR führen zu einer statistisch jedoch nicht signifikanten Verbesserung der Bewertungen. LD-Protokolle profitieren dabei von der Nachbearbeitung mit iMAR am meisten. VM-errechnete CT-Bilder werde, statistisch nicht signifikant schlechter bewertet.

3.1.7 Item: Lockerungssaum

Bei einem der Beckenpräparate, einer linksseitigen Hüft-TEP, wurde von beiden Auswertern unabhängig voneinander ein fraglicher Lockerungssaum am Einbringungsort der Schaftkomponente am Femurschaft erkannt. Aufgrund der geringen Größe und dem geringen Stichprobenumfang wurde auf eine Auswertung verzichtet.

3.2 Einzelne Subgruppen

3.2.1 Subgruppe: Alle im Knochenfenster zu beurteilenden Items

Tabelle 29: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala bei der Subgruppe: alle im Knochenfenster zu beurteilenden Items bei Betrachtung der Dosis. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: LD = Low Dose, FD = Full Dose, n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Dosis		Subgruppe: Alle 7 im Knochenfenster zu beurteilenden Items		
		Facharzt	Assistenzarzt	gesamt
Low (n = 56)	Mittelwert	3,29	3,50	3,40
	Std.abw.	0,737	0,806	0,728
Full (n = 52)	Mittelwert	2,55	2,92	2,74
	Std.abw.	0,696	0,977	0,799
Insgesamt	Mittelwert	2,94	3,22	3,08
	Std.abw.	0,805	0,935	0,828

FD-Protokolle (Note: 2,74, SD: 0,779) werden im Vergleich zu LD-Protokollen (Note: 3,4, SD: 0,728) um ca. eine halbe Schulnote besser auf der Likert-Skala bewertet (Tabelle 29) in der Subgruppe: alle im Knochenfenster zu beurteilenden Items. Dies ist sowohl bei der isolierten Betrachtung der Bewertung des Facharztes, bei der isolierten Betrachtung der Bewertung des Assistenzarztes als auch daraus resultierend bei Betrachtung des Durchschnitts von Facharzt und Assistenzarzt zu erkennen.

Der Assistenzarzt (Note: 3,22, SD: 0,935) bewertet, wie in Tabelle 29 - Tabelle 31 zu erkennen, die generierten CT-Bilder prinzipiell schlechter als der Facharzt (Note: 2,94, SD: 0,805). Der daraus resultierende durchschnittliche Unterschied zwischen Facharzt und Assistenzarzt beträgt ca. eine Drittelnote.

Tabelle 30: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala bei der Subgruppe: alle im Knochenfenster zu beurteilenden Items bei Betrachtung des Zinnfilters. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm**
Legende: n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Zinnfilter		Subgruppe: Alle 7 im Knochenfenster zu beurteilenden Items		
		Facharzt	Assistenzarzt	gesamt
nein (n = 84)	Mittelwert	3,11	3,46	3,28
	Std.abw.	0,746	0,823	0,740
ja (n = 24)	Mittelwert	2,33	2,38	2,35
	Std.abw.	0,717	0,817	0,717
Insgesamt	Mittelwert	2,94	3,22	3,08
	Std.abw.	0,805	0,935	0,828

Wie in Tabelle 30 zu erkennen ist, werden Zinnfilter-basierte Protokolle (Note: 2,35, SD: 0,717) beim Facharzt, beim Assistenzarzt und dementsprechend auch bei der Berechnung des Gesamtdurchschnitts um ca. eine Schulnote auf der Likert-Skala besser bewertet als CT-Bilder ohne vorgeschalteten Zinnfilter (Note: 3,28, SD: 0,740).

Durch die Nachbearbeitung mit iMAR verbessern sich die gesamtdurchschnittlichen Bewertungen von 2,98 (SD: 0,849, ohne Nachbearbeitung) auf 2,38 (SD: 0,576, mit iMAR) auf der Likert-Skala, siehe Tabelle 31. Durch das Herausrechnen VM CT-Bilder steigt der Gesamtmittelwert der durchschnittlichen Bewertungen von 2,98 (SD: 0,849, ohne Nachbearbeitung) auf 3,72 (SD: 0,374, VM-Bilder) auf der Likert-Skala an. Bei beiden Nachbearbeitungssoftwares bewertet der Assistenzarzt die CT-Bilder prinzipiell schlechter als der Facharzt.

In der grafischen Darstellung der initialen neun Scan-Protokolle ohne Nachbearbeitung wird das Zinnfilter (Sn) 150 kV FD Protokoll (Note 1,79, SD: 0,314) vor dem 150 kV FD Protokoll (Note: 2,02, SD: 0,294) und vor dem Sn 150 kV LD Protokoll (Note: 2,55, SD: 0,430) am besten bewertet, siehe Abbildung 32. Das Sn 150 kV LD Protokoll schneidet unter den LD-Protokollen am besten ab. Letztplatziert ist das DE LD Protokoll (Note: 4,0 (SD: 0,433)) und unter den FD-Protokollen das DE FD Protokoll gemeinsam mit dem 120 kV FD Protokoll (Note: 2,95).

Tabelle 31: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala bei der Subgruppe: alle im Knochenfenster zu beurteilenden Items bei Betrachtung der Postprocessing Tools. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: VM = Virtuell Monoenergetisch, IMAR = iterative Metallartefaktreduktion, n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

		subjektive Auswertbarkeit Subgruppe: Alle 7 im Knochenfenster zu beurteilenden Items		
Algorithmus		Facharzt	Assistenzarzt	gesamt
kein (n = 36)	Mittelwert	2,81	3,15	2,98
	Std.abw.	0,792	0,967	0,849
VM (n = 40)	Mittelwert	3,52	3,92	3,72
	Std.abw.	0,530	0,347	0,374
IMAR (n = 32)	Mittelwert	2,35	2,41	2,38
	Std.abw.	0,602	0,702	0,576
Insgesamt	Mittelwert	2,94	3,22	3,08
	Std.abw.	0,805	0,935	0,828

Durch die Nachbearbeitung mit iMAR verbessern sich alle Scan-Protokolle, insbesondere jedoch die LD-Protokolle, siehe Abbildung 32. Das Sn 150 kV FD Protokoll verbessert sich um ca. 16 % (Note: 1,79 (SD: 0,314) ohne iMAR versus (vs.) Note: 1,5 (SD: 0,082) mit iMAR). Das 120 kV LD Protokoll verbessert sich demgegenüber um ca. 21 % (Note: 3,95 (SD: 0,718) ohne iMAR vs. Note: 3,13 (SD: 0,169) mit iMAR). Die Differenz vom besten zum schlechtesten Protokoll verbessert sich von 2,2 (ohne iMAR) auf 1,63 (mit iMAR). Die Rangfolge der Scan-Protokolle ändert sich durch die Nachbearbeitung mit iMAR nicht. Das Sn 100 kV LD Protokoll positioniert sich ohne iMAR Nachbearbeitung im hinteren Drittel der Scan-Protokolle, mit Nachbearbeitung dagegen im mittleren Drittel. **Durch die Nachbearbeitung mit iMAR werden jedoch neuartige Artefakte generiert, die die Beurteilbarkeit angrenzender knöcherner Strukturen einschränken.**

VM-errechnete CT-Bilder (Note: 3,72) werden insgesamt schlechter bewertet als DE Composed Bilder (Note: 3,48), siehe Abbildung 32. Das VM 150 kV FD Protokoll wird mit durchschnittlichen Bewertungen von 3,27 (SD: 0,288) am besten unter den VM-errechneten CT-Bildern beurteilt. Tendenziell werden VM-errechnete CT-Bilder mit steigender keV besser bewertet. Exemplarisch werden das VM 100 keV FD Protokoll (Note: 3,77 (SD: 0,090)) und das VM 160 keV FD Protokoll (Note: 3,32 (SD: 0,322)) genannt.

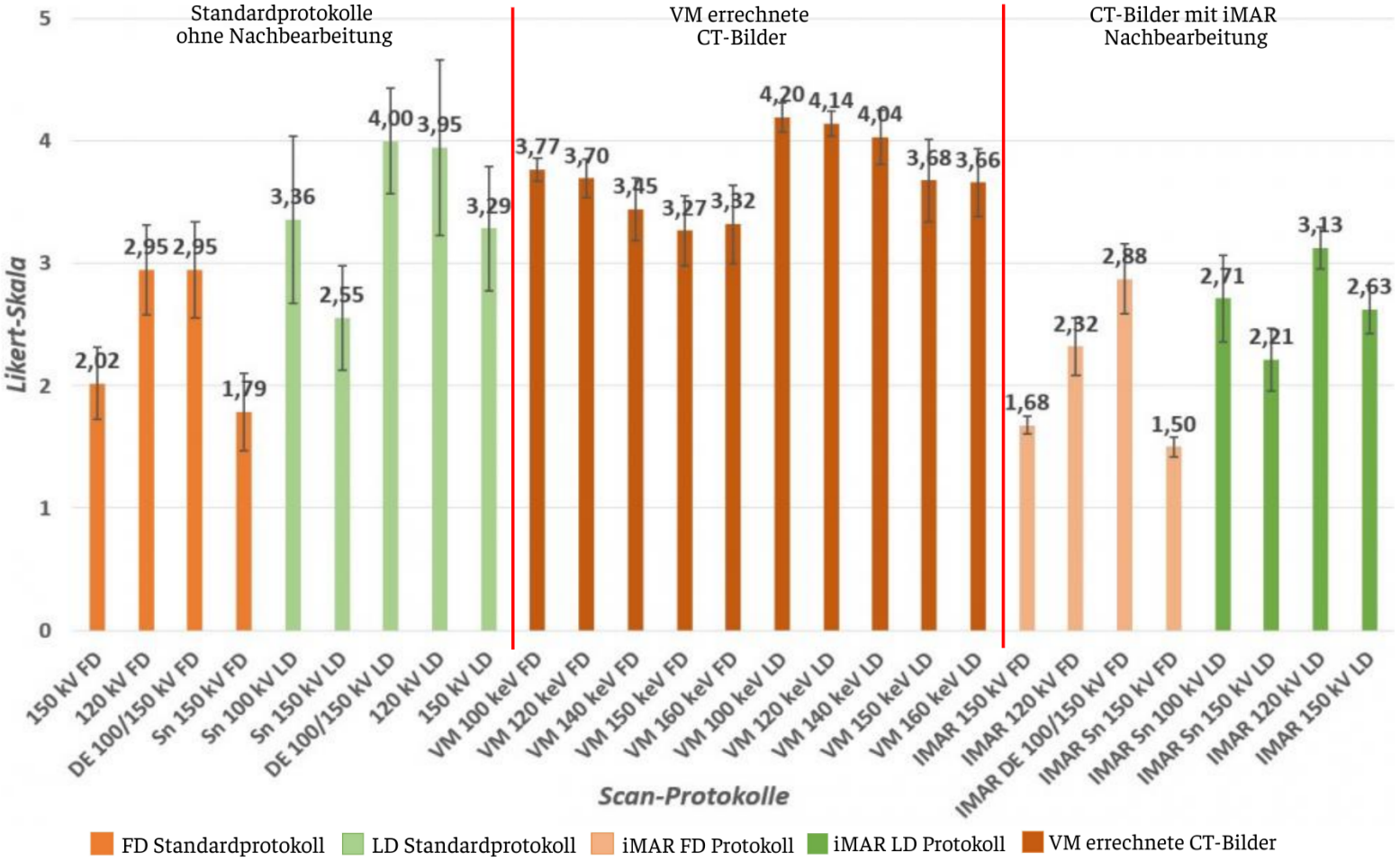


Abbildung 32: **Durchschnittliche Bewertung der Scan-Protokolle auf der Likert-Skala bei der Subgruppe: Alle im Knochenfenster zu beurteilenden Items Präparat- und Auswerter-übergreifend. Scandatum: August 2018, CT-Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: kV = Kilovolt, FD = Full Dose, LD = Low Dose, DE = Dual Energy, Sn = Zinnfilter, iMAR = iterative Metallartefaktreduktionssoftware, VM = Virtuell Monochromatisch, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Wie in der dreifaktoriellen ANOVA in Tabelle 32 zu erkennen ist, haben die Dosis, der Zinnfilter und der Algorithmus einen statistisch signifikanten ($p < 0{,}001$) Einfluss auf die Auswertbarkeit der Subgruppe: alle im Knochenfenster zu beurteilenden Items. Die Dosis (F-Wert = 66,160) hat dabei den stärksten Einfluss auf die Auswertbarkeit der untersuchten Subgruppe. Das Herausrechnen VM CT-Bilder führt zu einer signifikanten Verschlechterung der Bewertungen, während die Nachbearbeitung mit iMAR zu einer signifikanten Verbesserung der Bewertungen führt (Tabelle 33).

Tabelle 32: **Dreifaktorielle ANOVA der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala bei der Subgruppe: alle im Knochenfenster zu beurteilenden Items mit folgenden Faktoren: Dosis, Zinnfilter, Algorithmus. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: df = degree of freedom, F = F-Wert, Sig. = Signifikanzniveau, ANOVA = Analysis of Variance, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

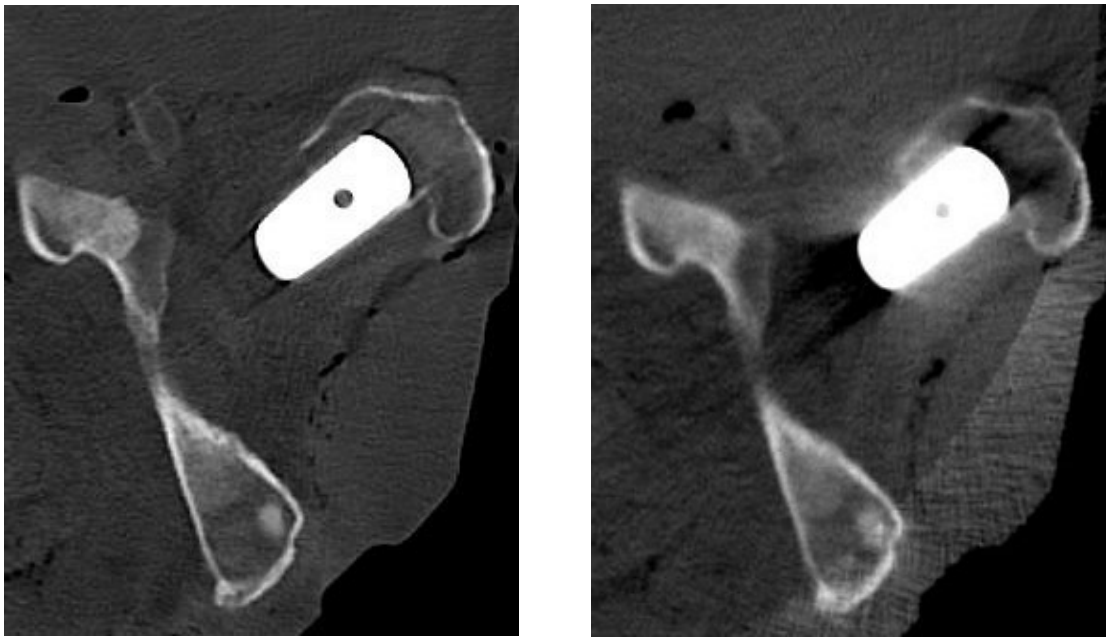
		Subgruppe: Alle im Knochenfenster zu beurteilenden Items	
Variable	df	F	Sig.
Dosis	$df_1 = 1$, $df_2 = 98$	66,160	$p < 0{,}001$
Zinnfilter	$df_1 = 1$, $df_2 = 98$	35,721	$p < 0{,}001$
Algorithmus	$df_1 = 2$, $df_2 = 98$	43,032	$p < 0{,}001$

Es zeigt sich zudem eine signifikante Wechselwirkung ($p = 0{,}037$) zwischen der Dosis und dem Algorithmus. Dies bedeutet, dass CT-Bilder, die nicht mit iMAR nachbearbeitet wurden, mit erhöhter Dosis signifikant besser auswertbar waren als mit niedriger Dosis. Bezogen auf die Mittelwerte bedeutet dies in der Bewertung eine Differenz von ca. einer Schulnote zwischen LD-Protokollen und FD-Protokollen ohne Nachbearbeitung verglichen mit ca. einer halben Schulnote zwischen LD-Protokollen und FD-Protokollen mit Nachbearbeitung.

In dieser Subgruppe ist das iMAR Sn 150 kV FD Protokoll (Note: 1,50, SD: 0,082) unter den untersuchten 27 Protokollen das am besten auszuwertende Protokoll. Das VM 100 keV LD Protokoll schneidet mit einer durchschnittlichen Bewertung von 4,20 (SD: 0,122) am schlechtesten ab, siehe Abbildung 33.

Tabelle 33: **Post-hoc-Test: Dunnett-Test der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala für iMAR und VM bei der Subgruppe: Alle im Knochenfenster zu beurteilenden Items. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: VM = Virtuell Monoenergetisch, iMAR = iterative Metallartefaktrekonstruktion, Sig. = Signifikanzniveau, Mittlere Differenz = Mittelwert CT-Bilder Algorithmus - CT-Bilder ohne Nachbearbeitung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

	Subgruppe: Alle im Knochenfenster zu beurteilenden Items	
Variable	Mittlere Differenz	Sig.
VM	0,74	p < 0,001
iMAR	-0,60	p < 0,001



(a) **Hüft-TEP links iMAR Sn 150 kV FD Protokoll**

(b) **Hüft-TEP links VM 100 keV LD Protokoll**

Abbildung 33: **CT-Bilder: a) iMAR Sn 150 kV FD und b) VM 100 keV LD als Beispiel für das beste (a)) und das schlechteste (b)) Scan-Protokoll. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm.** Legende: kV = Kilovolt, FD = Full Dose, LD = Low Dose, Hüft-TEP = Hüfttotalendoprothese, Sn = Zinnfilter BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus, CT = Computertomografie

Zusammenfassend ist zu sagen, dass in der Subgruppe: alle im Knochenfenster zu beurteilenden Items FD-Protokolle mit vorgeschaltetem Zinnfilter und mit Nachbearbeitung mit iMAR signifikant besser ($p < 0{,}001$) auswertbar sind. Limitierend bei den mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bildern ist das Auftreten von neuartigen, durch den Rechenalgorithmus generierten, Artefakten. DE Protokolle und VM-errechnete CT-Bilder werden am schlechtesten bewertet.

3.2.2 Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah und Metallfern

FD-Protokolle schneiden mit einer durchschnittlichen Bewertung von 3,18 (SD: 1,323) um durchschnittlich 0,65 besser auf der Likert-Skala ab als LD-Protokolle mit einer durchschnittlichen Bewertung von 3,83 (SD: 1,119), siehe Tabelle 34. In der Subgruppe: alle im Knochenfenster zu beurteilenden Items betrug die Differenz zwischen FD-Protokollen und LD-Protokollen durchschnittlich 0,66. Der Assistenzarzt bewertet die FD-Protokolle um ca. eine Drittelnote und die LD-Protokolle um ca. eine Fünftelnote schlechter als der Facharzt.

Tabelle 34: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala bei der Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah und Metallfern bei Betrachtung der Dosis. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm**
Legende: LD = Low Dose, FD = Full Dose, n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Dosis		Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah und Metallfern		
		Facharzt	Assistenzarzt	gesamt
Low (n = 56)	Mittelwert	3,71	3,94	3,83
	Std.abw.	1,047	1,213	1,119
Full (n = 52)	Mittelwert	2,99	3,36	3,18
	Std.abw.	1,026	1,631	1,323
Insgesamt	Mittelwert	3,37	3,66	3,51
	Std.abw.	1,081	1,433	1,243

Zinnfilter-basierte Protokolle (Note: 2,32, SD: 0,632) schneiden um durchschnittlich 1,53 besser auf der Likert-Skala ab als CT-Bilder ohne vorgeschalteten Zinnfilter (Note: 3,85, SD: 1,166), siehe Tabelle 35. Der Assistenzarzt bewertet CT-Bilder ohne Zinnfilter um durchschnittlich 0,43 schlechter auf der Likert-Skala als der Facharzt. Der Facharzt

bewertet Zinnfilter-basierte Protokolle um 0,16 schlechter auf der Likert-Skala als der Assistenzarzt.

Tabelle 35: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala bei der Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah und Metallfern bei Betrachtung des Zinnfilters. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Zinnfilter		Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah und Metallfern		
		Facharzt	Assistenzarzt	gesamt
nein (n = 84)	Mittelwert	3,64	4,07	3,85
	Std.abw.	1,024	1,341	1,166
ja (n = 24)	Mittelwert	2,40	2,24	2,32
	Std.abw.	0,674	0,601	0,632
Insgesamt	Mittelwert	3,37	3,66	3,51
	Std.abw.	1,081	1,432	1,243

Wie in Tabelle 36 zu erkennen, schneiden mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder (Note: 2,45, SD: 0,718) durchschnittlich um 0,56 besser auf der Likert-Skala ab als CT-Bilder ohne Nachbearbeitung (Note: 3,01, SD: 0,951). Mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder werden durch den Assistenzarzt (Note: 2,41, SD: 0,809) unmerklich um 0,08 besser auf der Likert-Skala bewertet als durch den Facharzt (Note: 2,49, SD: 0,664). CT-Bilder ohne Nachbearbeitung werden durch den Assistenzarzt (Note: 3,09, SD: 1,091) um 0,16 schlechter auf der Likert-Skala bewertet als durch den Facharzt (Note: 2,93, SD: 0,831).

VM-errechnete CT-Bilder (Note: 4,82, SD: 0,322) schneiden um ca. zwei Schulnoten schlechter auf der Likert-Skala ab als CT-Bilder ohne Nachbearbeitung (Note: 3,01, SD: 0,951) und um 2,37 schlechter als mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder (Note: 2,45, SD: 0,718). VM-errechnete CT-Bilder werden durch den Assistenzarzt (Note: 5,18, SD: 0,297) um 0,72 schlechter auf der Likert-Skala bewertet als durch den Facharzt (Note: 4,46, SD: 0,463). Im Vergleich mit der Subgruppe: alle im Knochenfenster zu beurteilenden Items (Note: 3,72, SD: 0,374) werden damit VM-errechnete CT-Bilder bei isolierter Betrachtung der knöchernen Strukturen nochmals schlechter bewertet.

Tabelle 36: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala bei der Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah und Metallfern bei Betrachtung der Postprocessing Tools. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: VM = Virtuell Monoenergetisch, IMAR = iterative Metallartefaktreduktion, n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

		subjektive Auswertbarkeit Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah und Metallfern		
Algorithmus		Facharzt	Assistenzarzt	gesamt
kein (n = 36)	Mittelwert	2,93	3,09	3,01
	Std.abw.	0,831	1,091	0,951
VM (n = 40)	Mittelwert	4,46	5,18	4,82
	Std.abw.	0,463	0,297	0,322
IMAR (n = 32)	Mittelwert	2,49	2,41	2,45
	Std.abw.	0,664	0,809	0,718
Insgesamt	Mittelwert	3,37	3,66	3,51
	Std.abw.	1,081	1,432	1,243

In der grafischen Auswertung der einzelnen Scan-Protokolle ohne Nachbearbeitung, siehe Abbildung 34, erzielt das Sn 150 kV FD Protokoll (Note: 1,75, SD: 0,368) vor dem 150 kV FD Protokoll (Note: 1,78, SD: 0,188) und dem Sn 150 kV LD Protokoll (Note: 2,56, SD: 0,484) das beste Ergebnis. Das Vorschalten eines Zinnfilters führt zu einer geringeren Differenz von 0,81 auf der Likert-Skala zwischen dem Sn 150 kV FD-Protokoll und dem entsprechenden LD-Protokoll, verglichen mit der Differenz von 1,35 auf der Likert-Skala zwischen dem 150 kV FD-Protokoll und dem 150 kV LD-Protokoll. Damit profitieren insbesondere LD-Protokolle von der Verwendung eines Zinnfilters. Letztplatziert unter den FD-Protokollen und unter den LD-Protokollen sind die DE-Protokolle.

Die Nachbearbeitung der Scan-Protokolle mit iMAR führt zu einer besseren Beurteilbarkeit der angrenzenden knöchernen Strukturen, siehe Abbildung 34. LD-Protokolle (Note: 3,19 ohne Nachbearbeitung) verbessern sich um ca. eine halbe Schulnote durch die Nachbearbeitung mit iMAR (Note: 2,74 mit iMAR). FD-Protokolle verbessern sich um ca. eine Viertelnote von 2,41 (ohne Nachbearbeitung) auf 2,17 (mit iMAR). Damit profitieren insbesondere LD-Protokolle von der Nachbearbeitung mit iMAR. Das Sn 100 kV LD Protokoll positioniert sich mit und ohne Nachbearbeitung mit iMAR an der Grenze vom mittleren zum hinteren Drittel mit durchschnittlichen Bewertungen von 3,19 (SD: 0,415, ohne Nachbearbeitung) und 2,69 (SD: 0,415, mit iMAR). Limitierend sind erneut die durch den Rechenalgorithmus generierten neuartigen Artefakte.

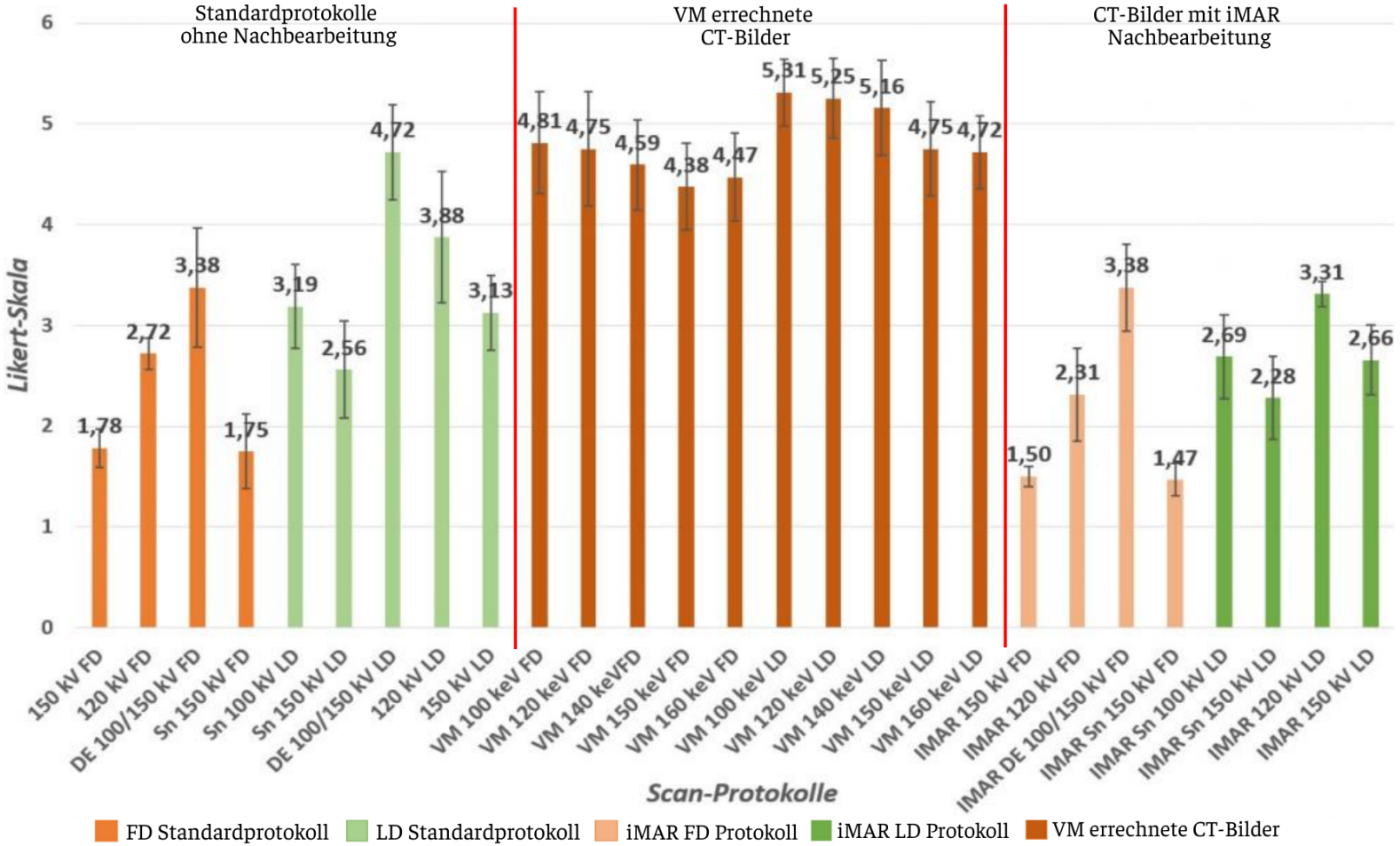
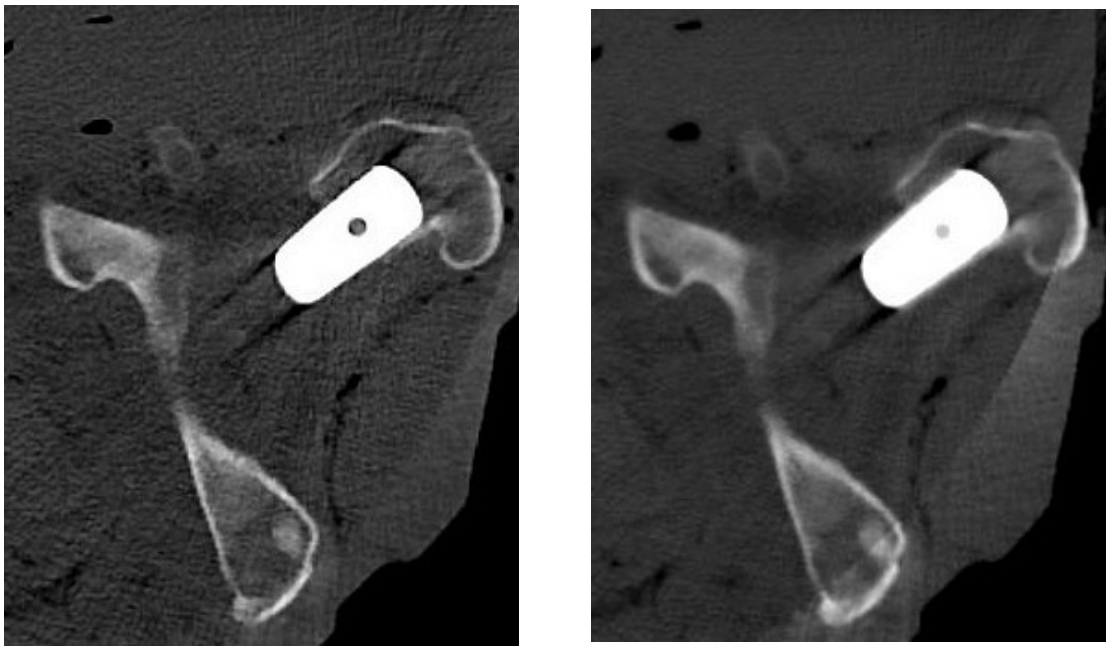


Abbildung 34: **Durchschnittliche Bewertung der Scan-Protokolle auf der Likert-Skala bei der Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah und Metallfern Präparat- und Auswerter-übergreifend. Scandatum: August 2018, CT-Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: kV = Kilovolt, FD = Full Dose, LD = Low Dose, DE = Dual Energy, Sn = Zinnfilter, iMAR = iterative Metallartefaktreduktionssoftware, VM = Virtuell Monochromatisch, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

VM-errechnete CT-Bilder schneiden, wie in Abbildung 34 und in Abbildung 35 zu erkennen, mit einer durchschnittlichen Bewertung von 4,6 (FD) und 5,04 (LD) schlechter ab als die DE Composed Bilder mit 3,38 (FD, SD: 0,595) und 4,72 (LD, SD: 0,472). Mit steigender keV werden VM-errechnete CT-Bilder tendenziell besser bewertet.



(a) **Hüft-TEP links DE FD Protokoll**

(b) **Hüft-TEP links VM 140 keV FD Protokoll**

Abbildung 35: **CT-Bilder: a) DE FD und b) VM 140 keV FD zum Vergleich der Beurteilbarkeit der knöchernen Strukturen bei DE Composed Bildern (a)) und VM-errechneten CT-Bildern (b)). Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm.** Legende: kV = Kilovolt, keV = Kiloelektronenvolt, FD = Full Dose, Hüft-TEP = Hüfttotalendoprothese, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus, CT = Computertomografie

In der dreifaktoriellen ANOVA in Tabelle 37 zeigt sich ein signifikanter ($p < 0{,}001$) Einfluss aller drei Faktoren (Dosis, Zinnfilter, Algorithmus) auf die Auswertbarkeit der angrenzenden knöchernen Strukturen. Der Algorithmus hat dabei einen besonders starken Einfluss (F-Wert = 100,05) auf die Beurteilbarkeit der angrenzenden knöchernen Strukturen. Das Herausrechnen VM CT-Bilder führt zu einer statistisch signifikanten ($p < 0{,}001$) Verschlechterung der Beurteilbarkeit der angrenzenden knöchernen Strukturen, während die Nachbearbeitung mit iMAR zu einer statistisch signifikanten ($p < 0{,}001$) Verbesserung führt (Tabelle 38).

Tabelle 37: **Dreifaktorielle ANOVA der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala bei der Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah und Metallfern mit folgenden Faktoren: Dosis, Zinnfilter, Algorithmus. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: df = degree of freedom, F = F-Wert, Sig. = Signifikanzniveau, ANOVA = Analysis of Variance, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

		Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah und Metallfern	
Variable	df	F	Sig.
Dosis	$df_1 = 1$, $df_2 = 98$	39,378	$p < 0{,}001$
Zinnfilter	$df_1 = 1$, $df_2 = 98$	27,534	$p < 0{,}001$
Algorithmus	$df_1 = 2$, $df_2 = 98$	100,050	$p < 0{,}001$

Demnach wird das iMAR Sn 150 kV FD Protokoll (Note: 1,47, SD: 0,157) verglichen mit allen untersuchten Protokollen am besten bewertet. Das VM 100 keV LD Protokoll (Note: 5,31, SD: 0,331) schneidet in dieser Subgruppe am schlechtesten ab.

Tabelle 38: **Post-hoc-Test: Dunnett-Test der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala für iMAR und VM bei der Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallfern und Metallnah. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: VM = Virtuell Monoenergetisch, iMAR = iterative Metallartefaktrekonstruktion, Sig. = Signifikanzniveau, Mittlere Differenz = Mittelwert CT-Bilder Algorithmus - CT-Bilder ohne Nachbearbeitung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

	Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah und Metallfern	
Variable	Mittlere Differenz	Sig.
VM	1,81	$p < 0{,}001$
iMAR	-0,56	$p < 0{,}001$

Zusammenfassend ist zu sagen, dass in der Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah und Metallfern FD-Protokolle mit vorgeschaltetem Zinnfilter und mit Nachbearbeitung mit iMAR signifikant ($p < 0{,}001$) besser auswertbar sind. Insbesondere LD-Protokolle profitieren von der Nachbearbeitung mit iMAR und der Verwendung ei-

nes Zinnfilters. DE Protokolle und VM-errechnete CT-Bilder werden am schlechtesten bewertet.

3.2.3 Subgruppe: Beurteilbarkeit Metall und Metallartefaktreduktion

FD-Protokolle (Note: 2,21, SD: 0,633) werden in der Subgruppe: Beurteilbarkeit Metall und Metallartefaktreduktion besser bewertet als LD-Protokolle (Note: 2,76, SD: 0,688), siehe Tabelle 39. Der Assistenzarzt (Note: 2,71, SD: 0,820) bewertet FD-Protokolle um ca. eine Schulnote auf der Likert-Skala schlechter als der Facharzt (Note: 1,70, SD: 0,469). LD-Protokolle werden durch den Facharzt (Note: 2,40, SD: 0,549) um 0,72 besser auf der Likert-Skala bewertet als durch den Assistenzarzt (Note: 3,12, SD: 0,868).

Tabelle 39: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala bei der Subgruppe: Beurteilbarkeit Metall und Metallartefaktreduktion bei Betrachtung der Dosis. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm**
Legende: LD = Low Dose, FD = Full Dose, n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Dosis		Subgruppe: Beurteilbarkeit Metall und Metallartefaktreduktion		
		Facharzt	Assistenzarzt	gesamt
Low (n = 56)	Mittelwert	2,40	3,12	2,76
	Std.abw.	0,549	0,868	0,688
Full (n = 52)	Mittelwert	1,70	2,71	2,21
	Std.abw.	0,469	0,820	0,633
Insgesamt	Mittelwert	2,06	2,92	2,49
	Std.abw.	0,616	0,854	0,708

Wie in Tabelle 40 zu erkennen, werden Zinnfilter-basierte Protokolle (Note: 2,46, SD: 0,799) ähnlich bewertet wie CT-Protokolle ohne vorgeschalteten Zinnfilter (Note: 2,5, SD: 0,701). Sowohl beim Facharzt als auch beim Assistenzarzt gibt es keinen nennenswerten Unterschied zwischen Zinnfilter-basierten Protokollen und CT-Bildern ohne vorgeschalteten Zinnfilter.

Tabelle 40: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala bei der Subgruppe: Beurteilbarkeit Metall und Metallartefaktreduktion bei Betrachtung des Zinnfilters. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Zinnfilter		Subgruppe: Beurteilbarkeit Metall und Metallartefaktreduktion		
		Facharzt	Assistenzarzt	gesamt
nein (n = 84)	Mittelwert	2,07	2,94	2,50
	Std.abw.	0,586	0,873	0,701
ja (n = 24)	Mittelwert	2,06	2,85	2,46
	Std.abw.	0,774	0,860	0,799
Insgesamt	Mittelwert	2,06	2,92	2,49
	Std.abw.	0,616	0,854	0,708

Tabelle 41: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala bei der Subgruppe: Beurteilbarkeit Metall und Metallartefaktreduktion bei Betrachtung der Postprocessing Tools. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: VM = Virtuell Monoenergetisch, IMAR = iterative Metallartefaktreduktion, n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Algorithmus		Subgruppe: Beurteilbarkeit Metall und Metallartefaktreduktion		
		Facharzt	Assistenzarzt	gesamt
kein (n = 36)	Mittelwert	2,35	3,49	2,92
	Std.abw.	0,795	1,148	0,942
VM (n = 40)	Mittelwert	2,08	2,81	2,44
	Std.abw.	0,405	0,438	0,397
IMAR (n = 32)	Mittelwert	1,73	2,42	2,08
	Std.abw.	0,497	0,495	0,461
Insgesamt	Mittelwert	2,06	2,92	2,49
	Std.abw.	0,616	0,854	0,708

VM-errechnete CT-Bilder (Note: 2,44, SD: 0,397) werden um ca. eine halbe Schulnote besser auf der Likert-Skala bewertet als CT-Bilder ohne Nachbearbeitung (Note: 2,92, SD: 0,942) und um ca. eine Drittelnote schlechter als mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder (Note: 2,08, SD: 0,461), siehe Tabelle 41. VM-errechnete CT-Bilder werden durch den Assistenzarzt (Note: 2,81, SD: 0,438) um 0,73 schlechter auf der Likert-Skala bewertet als durch den Facharzt (Note: 2,08, SD: 0,405). Mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder werden durch den Assistenzarzt (Note: 2,42, SD: 0,495) um 0,69 schlechter auf der Likert-Skala bewertet als durch den Facharzt (Note: 1,73, SD: 0,497).

In der grafischen Auswertung der neun Standardprotokolle schneidet, wie in Abbildung 36 zu erkennen, das DE FD Protokoll (Note: 1,56, SD: 0,232) an erster Stelle und das DE LD Protokoll (Note: 2,06, SD: 0,625) gemeinsam mit dem Sn 150 kV FD Protokoll (Note: 2,06, SD: 0,625) an zweiter Stelle in der Subgruppe: Beurteilbarkeit Metall und Metallartefaktreduktion ab. An dritter und vierter Stelle folgen das Sn 150 kV LD Protokoll (Note: 2,56, SD: 0,966) und das 150 kV FD Protokoll (Note: 2,69, SD: 0,826). Das 120 kV FD Protokoll (Note: 3,69, SD: 1,048) schneidet unter den FD Protokollen, wie das 120 kV LD (Note: 4,25, SD: 1,275) unter den LD-Protokollen, am schlechtesten ab.

Die Nachbearbeitung mit iMAR führt in dieser Subgruppe zu einer Verbesserung der Bewertungen der Scan-Protokolle, siehe Abbildung 36. Es kommt durch die Nachbearbeitung mit iMAR zu einer Verringerung der Differenz vom besten zum schlechtesten Protokoll unter den FD Protokollen (53 %), unter den LD-Protokollen (56 %) und dosisunabhängig (49 %) unter allen Protokollen. Somit profitieren LD Protokolle von der Nachbearbeitung mit iMAR im besonderen Maße. Das schlechteste Protokoll ohne Nachbearbeitung ist das 120 kV LD Protokoll (Note: 4,25, SD: 1,275). Das schlechteste Protokoll mit iMAR Nachbearbeitung ist dagegen das Sn 100 kV LD Protokoll (Note: 2,69, SD: 0,800). Das 120 kV LD Protokoll verbessert sich somit um 40 %, das Sn 100 kV LD Protokoll lediglich um 31 % auf der Likert-Skala, siehe Abbildung 37.

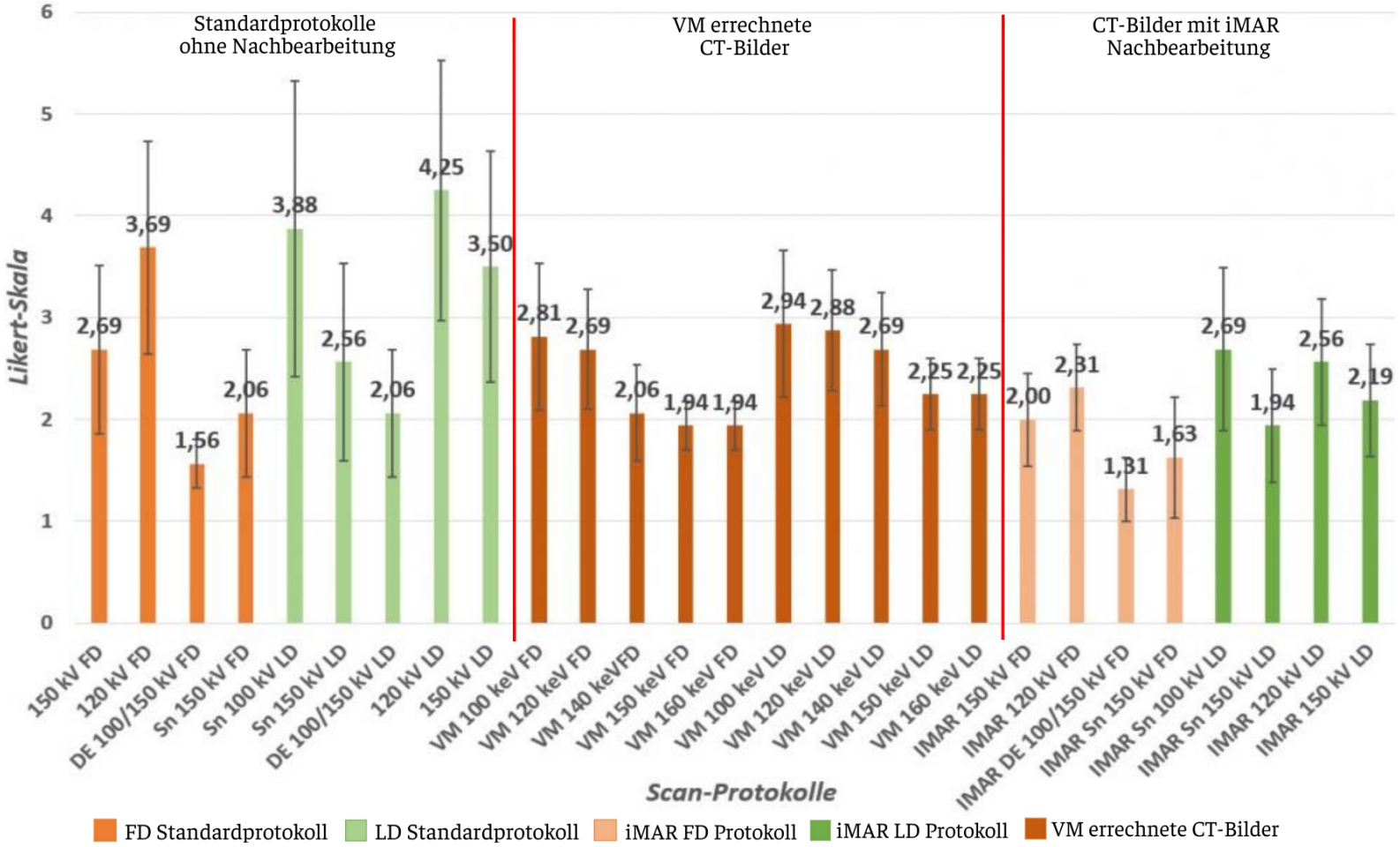
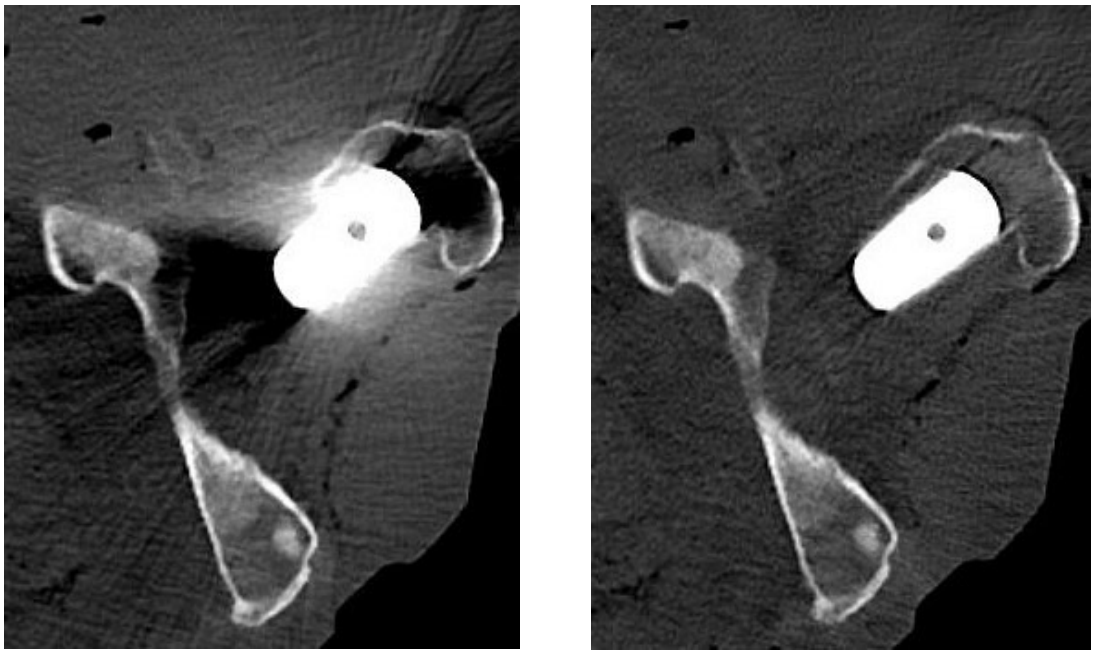


Abbildung 36: **Durchschnittliche Bewertung der Scan-Protokolle auf der Likert-Skala bei der Subgruppe: Beurteilbarkeit Metall und Metallartefaktreduktion im Knochenfenster Präparat- und Auswerter-übergreifend. Scandatum: August 2018, CT-Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: kV = Kilovolt, FD = Full Dose, LD = Low Dose, DE = Dual Energy, Sn = Zinnfilter, iMAR = iterative Metallartefaktreduktionssoftware, VM = Virtuell Monochromatisch, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus



(a) **Hüft-TEP links 120 kV LD Protokoll**

(b) **Hüft-TEP links iMAR 120 kV LD Protokoll**

Abbildung 37: **CT-Bilder: a) 120 kV LD und b) iMAR 120 kV LD zur Darstellung der Auswirkung der Nachbearbeitung mit iMAR. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm.** Legende: kV = Kilovolt, keV = Kiloelektronenvolt, FD = Full Dose, Hüft-TEP = Hüfttotalendoprothese, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus, CT = Computertomografie

VM-errechnete FD CT-Bilder (Note: 2,29) und VM-errechnete LD CT-Bilder (Note: 2,60) schneiden auch in der grafischen Auswertung tendenziell gut in der Subgruppe: Beurteilbarkeit Metall und Metallartefaktreduktion ab. Jedoch selbst das am besten bewertete VM Protokoll, sowohl unter den FD-Protokollen (1,94, SD: 0,239) als auch unter den LD-Protokollen (2,25, SD: 0,354), wird schlechter bewertet als das entsprechende DE Composed Bild (1,56 FD, 2,06 LD) ohne Nachberechnung. Mit steigendem Kiloelektronenvolt (keV) werden VM-errechnete CT-Bilder zunehmend besser bewertet. Wie in Abbildung 36 zu erkennen, schneidet das VM 150 keV CT-Bild und das VM 160 keV CT-Bild unter den VM FD- und unter den VM LD-Protokollen am besten ab.

Wie in Tabelle 42 zu erkennen ist, führt eine höhere Dosis ($p < 0{,}001$) und die Verwendung der Nachbearbeitungsalgorithmen ($p = 0{,}004$) zu einer statistisch signifikanten Verbesserung der Bewertungen der Subgruppe: Beurteilbarkeit Metall und Metallartefaktreduktion. Das Vorschalten eines Zinnfilters hingegen hat keinen signifikanten ($p = 0{,}298$) Einfluss. Im post-hoc-Test führen beide Nachbearbeitungsalgorithmen zu einer statistisch signifikanten ($p \leq 0{,}034$) Verbesserung der Bewertungen. Die Nachbearbeitung mit iMAR hat jedoch einen statistisch stärkeren Einfluss ($p < 0{,}001$) als das

Herausrechnen VM CT-Bilder (Tabelle 43).

Tabelle 42: **Dreifaktorielle ANOVA der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala für die Subgruppe: Beurteilbarkeit Metall und Metallartefaktreduktion mit folgenden Faktoren: Dosis, Zinnfilter, Algorithmus. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: df = degree of freedom, F = F-Wert, Sig. = Signifikanzniveau, ANOVA = Analysis of Variance, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

		Subgruppe: Beurteilbarkeit Metall und Metallartefaktreduktion	
Variable	df	F	Sig.
Dosis	$df_1 = 1$, $df_2 = 98$	11,233	p = 0,001
Zinnfilter	$df_1 = 1$, $df_2 = 98$	1,093	p = 0,298
Algorithmus	$df_1 = 2$, $df_2 = 98$	5,733	p = 0,004

In der Subgruppe: MAR und Beurteilbarkeit Metall erzielt das DE FD Protokoll (+/- iMAR) durchschnittlich die besten Bewertungen unter allen untersuchten 27 Protokollen. Das 120 kV LD Protokoll schneidet insgesamt mit durchschnittlichen Bewertungen von 4,25 (SD: 1,275) am schlechtesten in dieser Subgruppe ab.

Tabelle 43: **Post-hoc-Test: Dunnett-Test der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala für iMAR und VM bei der Subgruppe: Beurteilbarkeit Metall und Metallartefaktreduktion. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: VM = Virtuell Monoenergetisch, iMAR = iterative Metallartefaktrekonstruktion, Sig. = Signifikanzniveau, Mittlere Differenz = Mittelwert CT-Bilder Algorithmus - CT-Bilder ohne Nachbearbeitung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

	Subgruppe: Beurteilbarkeit Metall und Metallartefaktreduktion	
Variable	Mittlere Differenz	Sig.
VM	-0,47	p = 0,034
iMAR	-0,84	p < 0,001

Zusammenfassend ist zu sagen, dass in der Subgruppe: Beurteilbarkeit Metall und Metallartefaktreduktion DE-Protokolle am besten bewertet werden. Obwohl Zinnfilterbasierte Protokolle zu keiner statistisch signifikanten Verbesserung der Bewertungen

führen, schneiden sie in der grafischen Auswertung durchweg im oberen Drittel ab. Die Dosis und der Algorithmus haben einen statistisch signifikanten ($p \leq 0{,}034$) Einfluss auf die Bewertungen in dieser Subgruppe. In der grafischen Auswertung profitieren LD-Protokolle in dieser Subgruppe besonders von der Nachbearbeitung mit iMAR.

3.2.4 Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah und Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallfern

Tabelle 44: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala bei der Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah und Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallfern bei Betrachtung der Dosis. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: LD = Low Dose, FD = Full Dose, n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Dosis		Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah (Gruppe 1) + Kortikalis und Spongiosa Metallfern (Gruppe 2)		
		Gruppe 1	Gruppe 2	gesamt
Low (n = 56)	Mittelwert	3,94	3,71	3,83
	Std.abw.	1,213	1,167	1,119
Full (n = 52)	Mittelwert	3,26	3,09	3,18
	Std.abw.	1,332	1,394	1,323
Insgesamt	Mittelwert	3,61	3,41	3,51
	Std.abw.	1,311	1,313	1,243

Wie in Tabelle 44 zu erkennen ist, werden LD-Protokolle metallnah (Note: 3,94, SD: 1,231) um 0,68 schlechter auf der Likert-Skala bewertet als FD-Protokolle metallnah (Note: 3,26, SD: 1,332). Ebenso werden LD-Protokolle metallfern (Note: 3,71, SD: 1,167) um 0,62 schlechter auf der Likert-Skala bewertet, als FD-Protokolle metallfern (Note: 3,09, SD: 1,394). Die knöchernen metallfernen Strukturen (Note: 3,41, SD: 1,313) werden insgesamt um 0,2 besser auf der Likert-Skala bewertet als die knöchernen metallnahen Strukturen (Note: 3,61, SD: 1,311). FD-Protokolle werden metallfern um 0,17 und LD-Protokolle um 0,23 besser auf der Likert-Skala bewertet als die metallnahen knöchernen Strukturen.

Tabelle 45: **Deskriptive Darstellung der durchschnittlichen Bewertungen der Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallfern und Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah bei Betrachtung des Zinnfilters. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

		Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah (Gruppe 1) + Kortikalis und Spongiosa Metallfern (Gruppe 2)		
Zinnfilter		Gruppe 1	Gruppe 2	gesamt
nein (n = 84)	Mittelwert	3,96	3,75	3,85
	Std.abw.	1,210	1,266	1,166
ja (n = 24)	Mittelwert	2,41	2,24	2,32
	Std.abw.	0,872	0,619	0,632
Insgesamt	Mittelwert	3,61	3,41	3,51
	Std.abw.	1,311	1,313	1,243

Tabelle 46: **Deskriptive Darstellung Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah und Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallfern bei Betrachtung der Postprocessing Tools. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: VM = Virtuell Monoenergetisch, IMAR = iterative Metallartefaktreduktion, n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

		Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah (Gruppe 1) + Kortikalis und Spongiosa Metallfern (Gruppe 2)		
Algorithmus		Gruppe 1	Gruppe 2	gesamt
kein (n = 36)	Mittelwert	3,26	2,76	3,01
	Std.abw.	1,068	1,032	0,951
VM (n = 40)	Mittelwert	4,91	4,73	4,82
	Std.abw.	0,455	0,636	0,322
IMAR (n = 32)	Mittelwert	2,40	2,50	2,45
	Std.abw.	0,746	0,806	0,718
Insgesamt	Mittelwert	3,61	3,41	3,51
	Std.abw.	1,311	1,313	1,243

Zinnfilter-basierte Protokolle (Note: 2,41, SD: 0,872) werden metallnah um ca. eineinhalb Schulnoten besser auf der Likert-Skala bewertet als CT-Bilder ohne vorgeschalteten Zinnfilter (Note: 3,96, SD: 1,210), siehe Tabelle 45. Ebenso werden Zinnfilter-basierte Protokolle metallfern (Note: 2,24, SD: 0,619) um ca. eineinhalb Schulnoten besser auf der Likert-Skala bewertet als CT-Bilder ohne vorgeschalteten Zinnfilter (Note: 3,75, SD: 1,266). Zinnfilter-basierte Protokolle werden metallnah um 0,17 schlechter auf der Likert-Skala bewertet als Zinnfilter-basierte Protokolle metallfern. Diese Differenz (0,21) ist bei den CT-Bildern ohne vorgeschalteten Zinnfilter unmerklich höher.

VM-errechnete CT-Bilder werden metallnah (Note: 4,91, SD: 0,455) und metallfern (Note: 4,73, SD: 0,636) um ca. eineinhalb Schulnoten bzw. um ca. zwei Schulnoten schlechter auf der Likert-Skala bewertet als CT-Bilder metallnah (Note: 3,26, SD: 1,068) und metallfern (Note: 2,76, SD: 1,032) ohne Nachbearbeitung und um ca. zweieinhalb Schulnoten bzw. um 2,24 schlechter auf der Likert-Skala bewertet als mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder metallnah (Note: 2,40, SD: 0,746) und metallfern (Note: 2,50, SD: 0,806). Die Nachbearbeitung mit iMAR führt metallnah (Note: 2,40, SD: 0,746) sogar um 0,1 zu besseren Bewertungen der knöchernen Strukturen auf der Likert-Skala als metallfern (Note: 2,50, SD: 0,806). Es zeigt sich eine Differenz von ca. einer halben Schulnote zwischen den Bewertungen der CT-Bilder ohne Nachbearbeitung metallnah (Note: 3,26, SD: 1,068) und metallfern (Note: 2,76, SD: 1,032), die durch die Nachbearbeitung mit iMAR auf 0,1 und durch das Herausrechnen der VM CT-Bilder auf 0,18 sinkt. **Damit profitieren die metallnahen knöchernen Strukturen besonders von der Nachbearbeitung mit den Rechenalgorithmen.**

Wie in Abbildung 38 zu erkennen, wird das Sn 150 kV FD Protokoll (Note: 1,88, SD: 0,433) in der Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah unter den neuen Standardprotokollen als bestes Protokoll vor dem 150 kV FD Protokoll (Note: 2,06, SD: 0,375) bewertet. Das Sn 150 kV LD Protokoll (Note: 2,56, SD: 0,657) wird als bestes Protokoll unter den LD-Protokollen vor dem 150 kV LD Protokoll (Note: 3,38, SD: 0,433), bewertet. Letztplatziert unter den FD-Protokollen ist das 120 kV FD Protokoll (Note: 3,31, SD: 0,427) und unter den LD-Protokollen das DE LD Protokoll (Note: 4,75, SD: 0,408).

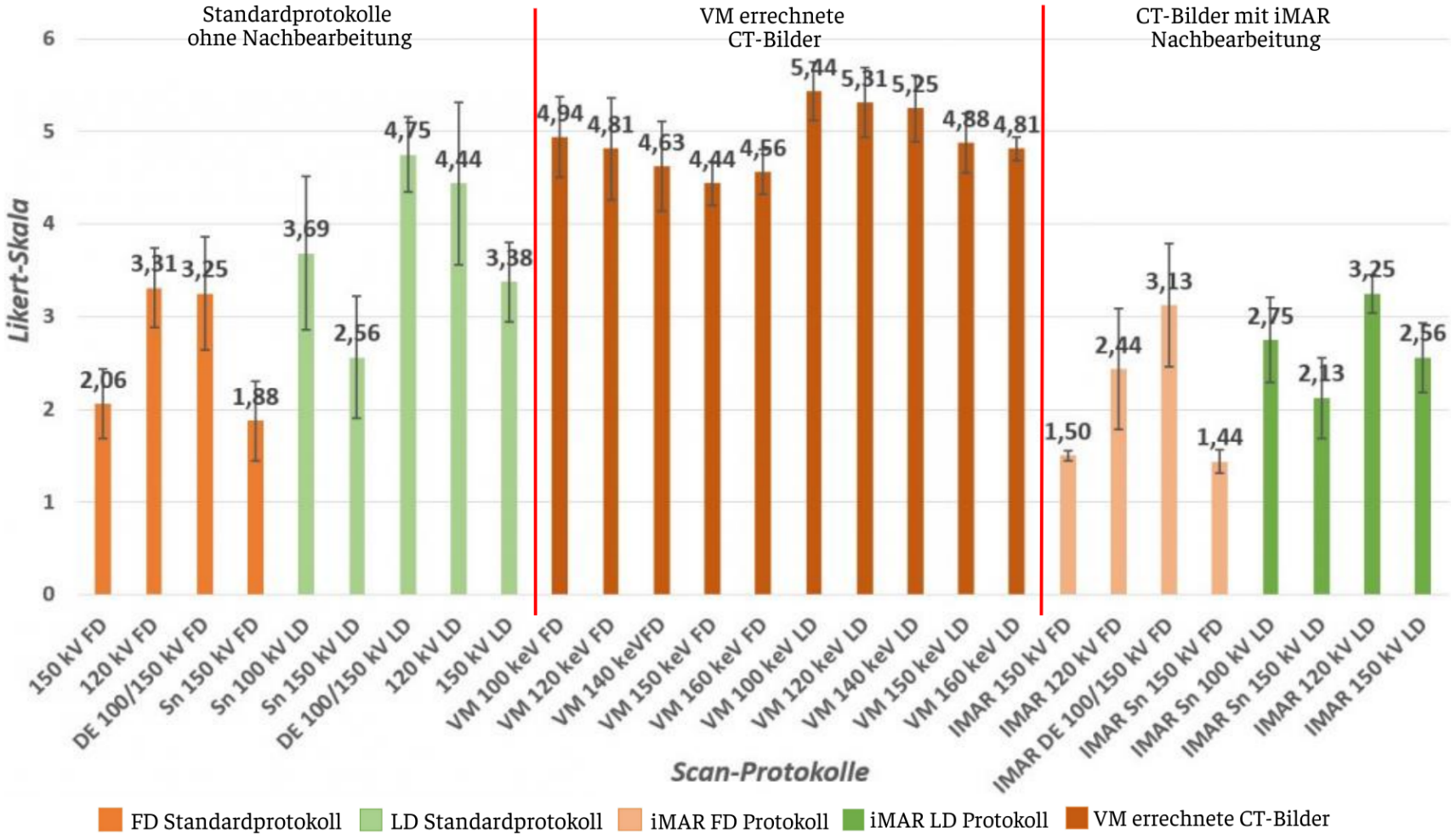


Abbildung 38: **Durchschnittliche Bewertung der Scan-Protokolle auf der Likert-Skala bei der Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah Präparat- und Auswerter-übergreifend. Scandatum: August 2018, CT-Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: kV = Kilovolt, FD = Full Dose, LD = Low Dose, DE = Dual Energy, Sn = Zinnfilter, iMAR = iterative Metallartefaktreduktionssoftware, VM = Virtuell Monochromatisch, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Das 150 kV FD Protokoll (Note: 1,50, SD: 0,000) schneidet als bestes Protokoll unter den neuen Standardprotokollen vor dem Sn 150 kV FD Protokoll (Note: 1,63, SD: 0,323) in der grafischen Auswertung der metallfernen knöchernen Strukturen ab, siehe Abbildung 39. Unter den LD-Protokollen ist das Sn 150 kV LD Protokoll (Note: 2,56, SD: 0,427) bestplatziert vor dem Sn 100 kV LD Protokoll (Note: 2,69, SD: 0,554) und dem 150 kV LD Protokoll (Note: 2,88, SD: 0,433). Damit profitieren LD-Protokolle von der Verwendung eines Zinnfilters. DE-Protokolle schneiden sowohl unter den FD-Protokollen (Note: 3,5, SD: 0,612) als auch unter den LD-Protokollen (Note: 4,69, SD: 0,625) am schlechtesten in der Subgruppe: Kortikalis und Spongriosa Metallfern ab.

Die Bewertung des DE FD Protokolls verbessert sich bei Betrachtung der metallnahen knöchernen Strukturen (Note: 3,25, SD: 0,612) um eine Viertelnote gegenüber der Bewertung der metallfernen knöchernen Strukturen (Note: 3,5, SD: 0,612). Die restlichen Scan-Protokolle, vorrangig die LD Scan-Protokolle mit weicherer Strahlung, verschlechtern sich bei Betrachtung der metallnahen knöchernen Strukturen verglichen mit der Bewertung der metallfernen knöchernen Strukturen. Das Sn 150 kV FD Protokoll verschlechtert sich beispielsweise metallnah (Note: 1,88, SD: 0,433) um eine Viertelnote gegenüber metallfern (Note: 1,63, SD: 0,323), wohingegen sich das 120 kV LD Protokoll metallnah (Note: 4,44, SD: 0,875) um ca. eine Schulnote gegenüber metallfern (Note: 3,31, SD: 0,515) verschlechtert.

Wie in Abbildung 39 zu erkennen, führt die Nachbearbeitung mit iMAR zu keiner Verbesserung der Bewertungen in der Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallfern. FD-Protokolle ohne iMAR (Note: 2,19) werden unmerklich besser bewertet als FD-Protokolle mit iMAR (Note: 2,21). Auch LD-Protokolle ohne iMAR (Note: 2,86) werden nur dezent schlechter bewertet als LD-Protokolle mit iMAR (Note: 2,80). Limitierend sind insbesondere bei den metallfernen knöchernen Strukturen neuartige durch den Rechenalgorithmus generierte Artefakte, siehe Abbildung 40.

Wie in Abbildung 38 zu erkennen, kommt es durch die Nachbearbeitung mit iMAR zu einer Verbesserung der Bewertungen bei fast allen Protokollen bei den metallnahen knöchernen Strukturen. Hiervon ausgenommen ist das DE FD Protokoll (Note: 3,25, SD: 0,612), das sich durch die Nachbearbeitung mit iMAR (Note: 3,13 (SD: 0,661)) nur unmerklich auf der Likert-Skala verbessert. LD-Protokolle verbessern sich verhältnismäßig mehr als FD-Protokolle. Beispielsweise verbessert sich das 120 kV LD Protokoll (Note: 4,44, SD: 0,875) um 1,19 auf der Likert-Skala durch die Nachbearbeitung mit iMAR (Note: 3,25 (SD: 0,204)), während sich das 120 kV FD Protokoll (Note: 3,31, SD: 0,427) um 0,87 auf der Likert-Skala durch die Nachbearbeitung mit iMAR (Note: 2,44 (SD: 0,657)) verbessert.

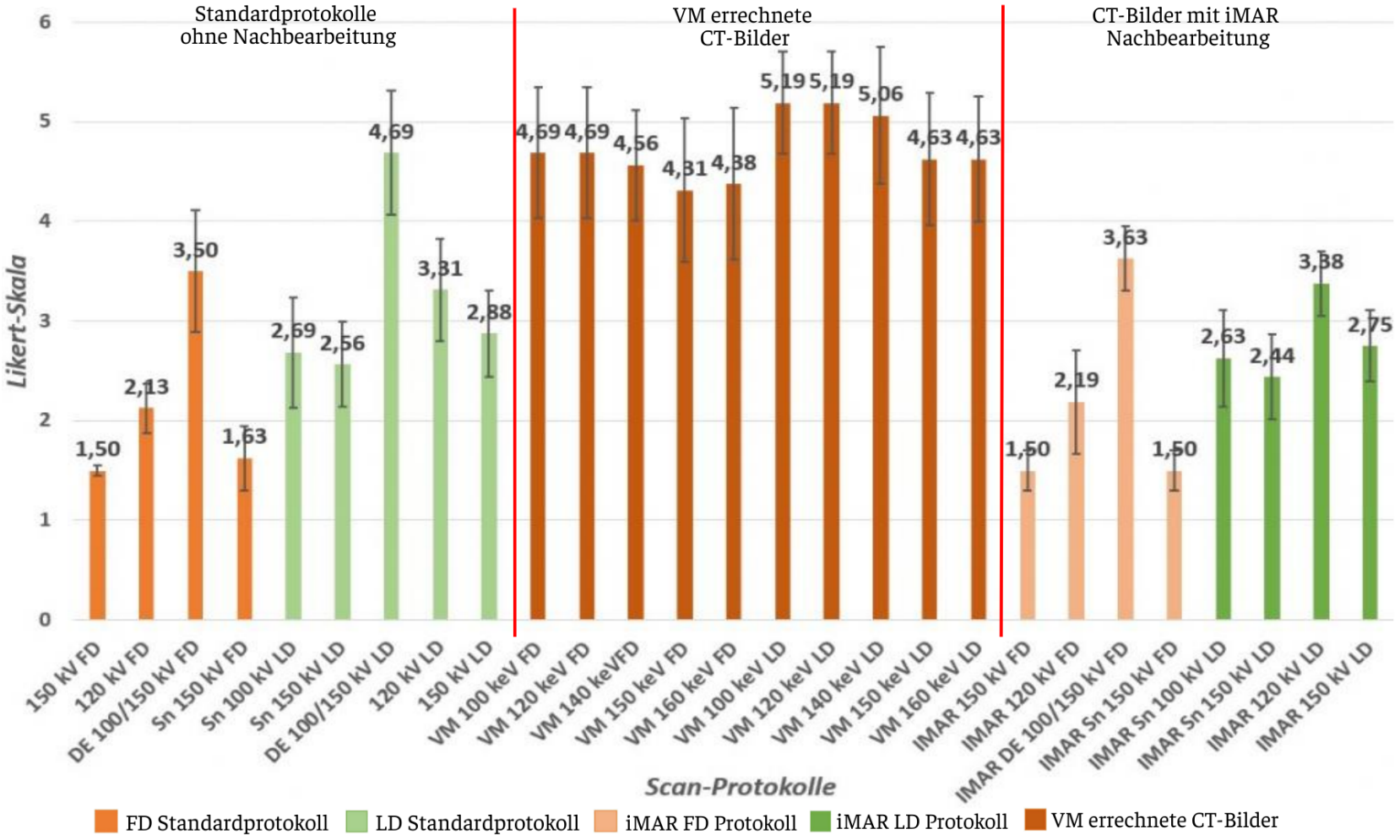
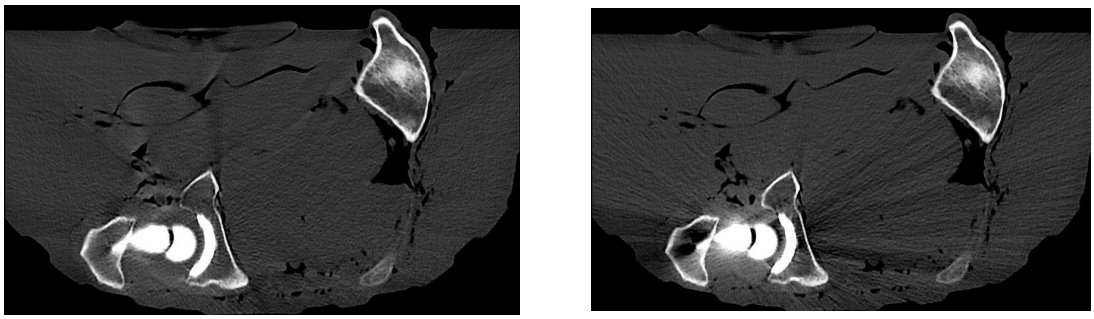


Abbildung 39: **Durchschnittliche Bewertung der Scan-Protokolle auf der Likert-Skala bei der Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallfern Präparat- und Auswerter-übergreifend. Scandatum: August 2018, CT-Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: kV = Kilovolt, FD = Full Dose, LD = Low Dose, DE = Dual Energy, Sn = Zinnfilter, iMAR = iterative Metallartefaktreduktionssoftware, VM = Virtuell Monochromatisch, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus



(a) **Hüft-TEP rechts iMAR Sn 100 kV LD Protokoll**

(b) **Hüft-TEP rechts Sn 100 kV LD Protokoll**

Abbildung 40: **CT-Bilder: a) iMAR Sn 100 kV LD und b) Sn 100 kV LD zur Darstellung der neuartigen durch iMAR generierten Artefakte. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm.** Legende: kV = Kilovolt, iMAR = iterative Metallartefaktreduktion, Sn = Zinnfilter, LD = Low Dose, Hüft-TEP = Hüfttotalendoprothese, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus, CT = Computertomografie

VM-errechnete FD CT-Bilder (Note: 4,53) werden, ebenso wie VM-errechnete LD CT-Bilder (Note: 4,97), schlechter bewertet als FD-Protokolle (Note: 2,19) und LD-Protokoll (Note: 3,22) ohne Nachbearbeitung in der Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallfern, siehe Abbildung 39. VM-errechnete CT-Bilder mit höherer keV schneiden unter den VM-errechneten CT-Bildern am besten ab. Das VM 150 keV LD Protokoll (Note: 4,63, SD: 0,661) und das VM 160 keV LD Protokoll (Note: 4,63, SD: 0,629) erzielen als einzige unter den VM-errechneten CT-Bildern unmerklich bessere Bewertungen als das entsprechende DE Composed Bild (Note: 4,69, SD: 0,625).

VM-errechnete FD CT-Bilder (Note: 4,68) werden, wie VM-errechnete LD CT-Bilder (Note: 5,14), schlechter bewertet als FD-Protokolle (Note: 2,63) und LD-Protokolle (Note: 3,76) ohne Nachbearbeitung in der Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah, siehe Abbildung 38. Das VM 100 keV FD Protokoll (Note: 4,94, SD: 0,437) wird unter den FD-Protokollen, wie das VM 100 keV LD Protokoll (Note: 5,44, SD: 0,315) unter den LD-Protokollen, am schlechtesten bewertet.

In der anschließend durchgeführten dreifaktoriellen ANOVA haben sowohl die Dosis, der Zinnfilter als auch der Algorithmus einen signifikanten Einfluss ($p < 0{,}001$) auf die Auswertbarkeit der Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallfern und auf die Auswertbarkeit der Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah. In beiden Subgruppen hat der Algorithmus den größten Einfluss auf die Bewertungen (F-Wert = 71,46 (Kortikalis und Spongiosa Metallfern), F-Wert = 97,63 (Kortikalis und Spongiosa Metallnah)). Im post-hoc-Test zeigt lediglich die Nachbearbeitung mit iMAR in der

Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallfern keinen statistisch signifikanten (p = 0,219) Einfluss auf die Bewertungen (Tabelle 48).

Tabelle 47: **Dreifaktorielle ANOVA der durchschnittlichen Bewertungen bei der Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah und der Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallfern mit folgenden Faktoren: Dosis, Zinnfilter, Algorithmus. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: df = degree of freedom, F = F-Wert, Sig. = Signifikanzniveau, ANOVA = Analysis of Variance, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

		Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallfern		Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah	
Variable	df	F	Sig.	F	Sig.
Dosis	$df_1 = 1$, $df_2 = 98$	26,386	p < 0,001	39,670	p < 0,001
Zinnfilter	$df_1 = 1$, $df_2 = 98$	18,485	p < 0,001	27,688	p < 0,001
Algorithmus	$df_1 = 2$, $df_2 = 98$	71,485	p < 0,001	97,629	p < 0,001

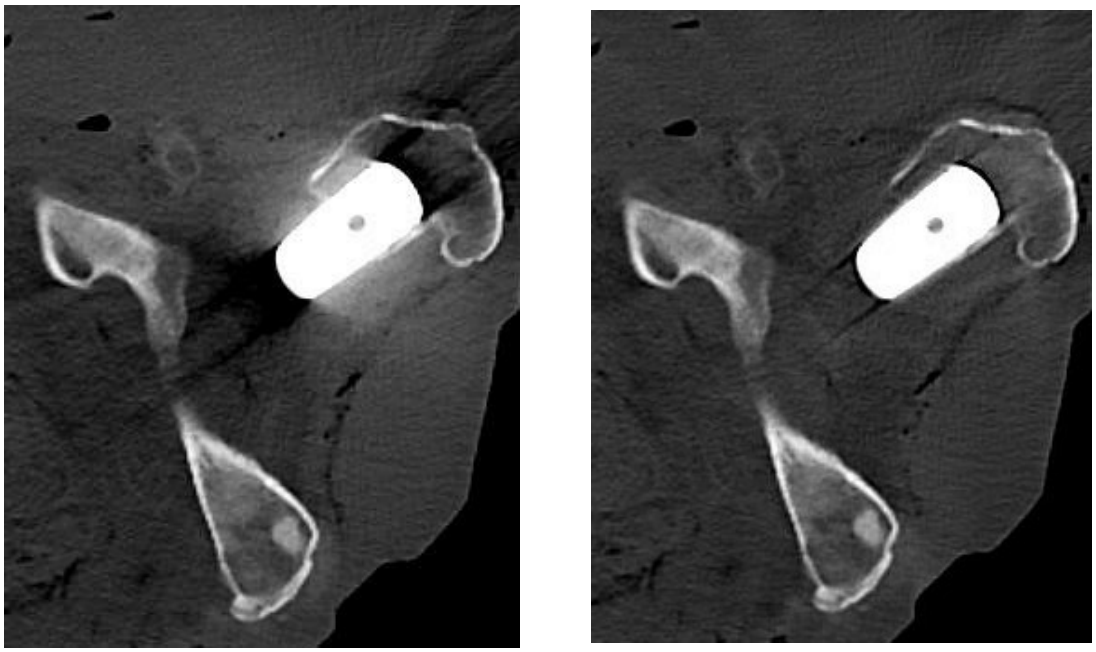
Tabelle 48: **Post-hoc-Test: Dunnett-Test der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala für iMAR und VM bei der Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallfern und der Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: VM = Virtuell Monoenergetisch, iMAR = iterative Metallartefaktrekonstruktion, Sig. = Signifikanzniveau, Mittlere Differenz = Mittelwert CT-Bilder Algorithmus - CT-Bilder ohne Nachbearbeitung, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

	Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallfern		Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah	
Variable	Mittlere Differenz	Sig.	Mittlere Differenz	Sig.
VM	1,97	p < 0,001	1,65	p < 0,001
iMAR	-0,26	p = 0,219	-0,86	p < 0,001

Abschließend wurde für diese Subgruppen ein verbundener T-Test durchgeführt, der die Mittelwerte der Bewertungen der metallnahen knöchernen Strukturen mit den Mittelwerten der Bewertungen der metallfernen knöchernen Strukturen vergleicht. Zwischen den Mittelwerten wurde ein statistisch signifikanter Unterschied ($p < 0{,}001$, $t(107) = 3{,}462$) gefunden. Demnach sind die metallnahen knöchernen Strukturen statistisch signifikant schlechter auswertbar, verglichen mit den metallfernen knöchernen Strukturen.

Bei Betrachtung der metallfernen knöchernen Strukturen schneidet das 150 kV FD (+/- iMAR) und das iMAR Sn 150 kV FD Protokoll mit durchschnittlichen Bewertungen von 1,50 auf der Likert-Skala am besten ab. Letztplatziert in dieser Subgruppe ist gemeinsam das VM 100 keV LD und das VM 120 keV LD Protokoll.

Bei Betrachtung der metallnahen knöchernen Strukturen schneidet das iMAR Sn 150 kV FD Protokoll mit einer durchschnittlichen Bewertung von 1,44 (SD: 0,125) am besten ab. Letztplatziert ist das VM 100 keV LD Protokoll mit einer durchschnittlichen Bewertung von 5,44 (SD: 0,315).



(a) **Hüft-TEP links 150 kV FD Protokoll**

(b) **Hüft-TEP links iMAR 150 kV FD Protokoll**

Abbildung 41: **CT-Bilder: a) 150 kV FD und b) iMAR 150 kV FD zur Darstellung der Auswirkung der Nachbearbeitung mit iMAR auf die knöchernen Strukturen. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm.** Legende: kV = Kilovolt, iMAR = iterative Metallartefaktrekonstruktion, FD = Full Dose, Hüft-TEP = Hüfttotalendoprothese, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus, CT = Computertomografie

Zusammenfassend ist zu sagen, dass in der Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah und in der Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallfern Zinnfilterbasierte FD-Protokolle, die mit iMAR nachbearbeitet wurden, besser auswertbar sind. Metallnah ist das iMAR Sn 150 kV FD Protokoll das am besten bewertete Protokoll (Note: 1,44, SD: 0,125). Metallfern sind das 150 kV FD (+/- iMAR) und das iMAR Sn 150 kV FD Protokoll (Note: 1,50) gemeinsam erstplatziert. Das DE FD

Protokoll schneidet metallnah (Note: 3,25, SD: 0,612) um eine Viertelnote besser ab als metallfern (Note: 3,5, SD: 0,612).

Die Nachbearbeitung mit iMAR führt bei den knöchernen metallfernen Strukturen zu keiner Verbesserung der Bewertungen, bei den knöchernen metallnahen Strukturen dagegen schon, siehe Abbildung 41. Limitierend bei den mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bildern sind die durch den Rechenalgorithmus generierten neuartigen Artefakte. VM-errechnete CT-Bilder führen sowohl metallnah als auch metallfern zu schlechten Bewertungen. Insgesamt werden die metallnahen knöchernen Strukturen statistisch signifikant ($p < 0{,}001$) schlechter bewertet als die metallfernen knöchernen Strukturen.

3.3 Weitere Ergebnisse

3.3.1 Vergleich VM und iMAR

Mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder sind in der Subgruppe: Alle im Knochenfenster zu beurteilenden Items und in allen Subgruppen und Items mit knöcherner Fragestellung statistisch signifikant ($p < 0{,}001$) besser auswertbar verglichen mit VM-errechneten CT-Bildern. Beim Item: Beurteilbarkeit Metall ($p = 0{,}001$) und bei der Subgruppe: Beurteilbarkeit Metall und Metallartefaktreduktion ($p = 0{,}02$) sind mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder ebenfalls statistisch signifikant besser auswertbar. Nach Durchführung der Bonferroni-Holm-Korrektur gibt es jedoch in der Subgruppe: Beurteilbarkeit Metall und Metallartefaktreduktion keinen signifikanten Unterschied zwischen VM-errechneten CT-Bildern und mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bildern. VM-errechnete CT-Bilder weisen ein signifikant reduziertes subjektives Bildrauschen ($p < 0{,}001$) und entsprechend eine signifikant reduzierte ($p = 0{,}01$) SD Luft auf. Keinen Unterschied gibt es zwischen mit iMAR nachbearbeiten CT-Bildern und VM-errechneten CT-Bildern bei dem Item: CNR ($p = 0{,}26$) und bei dem Item: Metallartefaktreduktion ($p = 0{,}78$).

3.3.2 Vergleich der Auswerter

Die CT-Bilder werden durch den Assistenzarzt vielmals schlechter beurteilt als durch den Facharzt. Einzig bei dem Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallnah bewerten Facharzt (Note: 3,93, SD: 1,288) und Assistenzarzt (Note: 3,94, SD: 1,750) die CT-Bilder bis auf die erste Nachkommastelle gleich. Bei den verbliebenen Subgruppen und Items beurteilt der Assistenzarzt die CT-Bilder zwischen 0,1 (Item: Metallartefaktreduktion im Knochenfenster) und 1,82 (Item: Beurteilbarkeit Metall) um durchschnitt-

lich ca. eine halbe Schulnote schlechter auf der Likert-Skala. Statistisch signifikant ($p < 0{,}05$) stellt sich dieser Unterschied beim Item: Bildrauschen im Knochenfenster, beim Item: Beurteilbarkeit Metall, beim Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallfern, bei der Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah und Metallfern, bei der Subgruppe: alle im Knochenfenster zu beurteilenden Items, bei der Subgruppe: Beurteilbarkeit Metall und Metallartefaktreduktion und bei der Subgruppe: Beurteilbarkeit Kortikalis und Spongiosa Metallfern dar. Bei dem Item: Metallartefaktreduktion, beim Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallfern, beim Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallnah und bei der Subgruppe: Beurteilbarkeit Kortikalis und Spongiosa Metallnah konnte durch den verbundenen T-Test kein signifikanter Unterschied zwischen den Bewertungen des Assistenzarztes und des Facharztes bestätigt werden. In Tabelle 49 wurde dieser Sachverhalt exemplarisch für zwei Subruppen und ein Item herausgearbeitet.

Tabelle 49: **Verbundener T-Test der durchschnittlichen Bewertungen auf der Likert-Skala zum Vergleich der Auswerter in der Subgruppe: alle im Knochenfenster zu beurteilenden Items, in der Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallfern und Metallnah und bei dem Item: Metallartefaktreduktion im Knochenfenster. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: n = Anzahl an Datensätzen, Std.abw. = Standardabweichung, t(107) = t-Statistik, Sig. = Signifikanzniveau

Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah und Metallfern (Gruppe 1) + Subgruppe: Alle im Knochenfenster zu beurteilenden Items (Gruppe 2) + Item: Metallartefaktreduktion im Knochenfenster (Gruppe 3)				
n = 108		Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3
Facharzt	Mittelwert	3,37	2,94	2,17
	Std.abw.	1,183	0,805	1,169
Assistenzarzt	Mittelwert	3,66	3,22	2,07
	Std.abw.	1,478	0,935	1,351
gesamt	Mittelwert	3,51	3,08	2,13
	Std.abw.	1,278	0,828	1,144
verbundener t-Test	Sig.	t(107) = 3,794 p < 0,001	t(107) = 5,329 p < 0,001	t(107) = 1,008 p = 0,316

Bei den meisten Subgruppen und Items bewertet der Assistenzarzt die untersuchten CT-Bilder signifikant schlechter ($p < 0{,}05$) als der Facharzt. Ausnahmen stellen das Item: Metallartefaktreduktion, das Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallfern, das Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallnah, das Item: Beurteilbarkeit Kortikalis Metall-

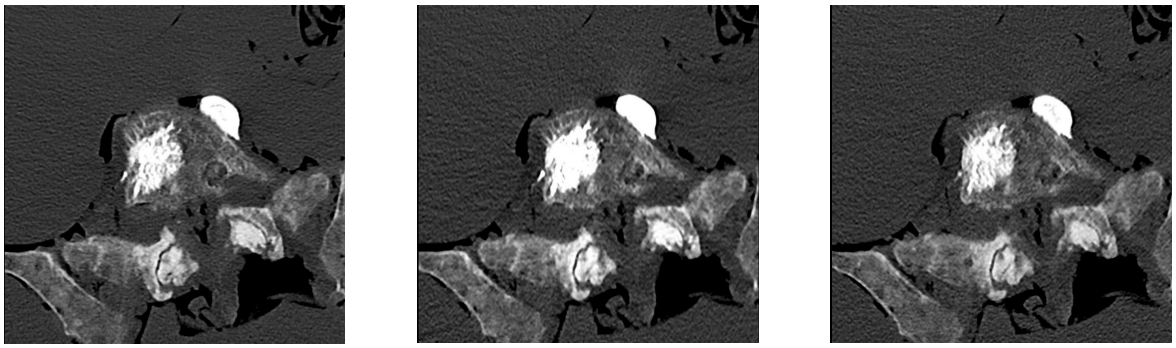
nah und die Subgruppe: Beurteilbarkeit Kortikalis und Spongiosa Metallnah dar. Hier konnte kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Facharzt und Assistenzarzt gefunden werden.

3.3.3 Einfluss der Präparate

Abschließend wurde der Einfluss der Präparate auf die statistische Auswertung mittels weiterer univariater Varianzanalysen untersucht. Bis auf die Subgruppe: Metallartefaktreduktion und Beurteilbarkeit Metall, das Item: CNR und das Item: Metallartefaktreduktion haben die Präparate keinen signifikanten Einfluss ($p > 0.05$) auf die Bewertungen der einzelnen im Ergebnisteil dargestellten Subgruppen und Items. In Tabelle 50 wurden hierfür exemplarisch für einzelne untersuchte Subgruppen und Items die Ergebnisse der statistischen Testung dargestellt.

Tabelle 50: **Univariate Varianzanalyse: Einfluss der Präparate auf die statistische Auswertung exemplarisch herausgearbeitet für ausgewählte Subgruppen und Items. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm. Weitere Faktoren in der ANOVA: Dosis, Zinnfilter, Algorithmus, alle Wechselwirkungen** Legende: df = degree of freedom, F = F-Wert, Sig. = Signifikanzniveau, CNR = Contrast to Noise Ratio, ANOVA = Analysis of Variance, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Abhängige Variable	df	Präparat	
		F	Sig.
Subgruppe: Alle im Knochenfenster zu beurteilenden Items	$df_1 = 3$, $df_2 \approx 7{,}5$	1,640	p = 0,258
Subgruppe: Metallartefaktreduktion und Beurteilbarkeit Metall	$df_1 = 3$, $df_2 \approx 6{,}49$	4,959	p = 0,041
Subgruppe: Beurteilbarkeit Kortikalis und Spongiosa Metallfern	$df_1 = 3$, $df_2 \approx 0{,}37$	6,862	p = 0,523
Subgruppe: Beurteilbarkeit Kortikalis und Spongiosa Metallnah	$df_1 = 3$, $df_2 \approx 7{,}19$	0,283	p = 0,836
Item: Bildrauschen im Knochenfenster	$df_1 = 3$, $df_2 \approx 4{,}95$	0,310	p = 0,818
Item: CNR	$df_1 = 3$, $df_2 \approx 7{,}5$	4,614	p = 0,041
Item: Metallartefaktreduktion im Knochenfenster	$df_1 = 3$, $df_2 \approx 5{,}90$	5,143	p = 0,044
Item: Beurteilbarkeit Metall	$df_1 = 3$, $df_2 \approx 5{,}48$	4,625	p = 0,059



(a) **WK - Zement Sn 150 kV FD** (b) **WK - Zement Sn 100 kV LD** (c) **WK - Zement Sn 150 kV LD**

Abbildung 42: **CT-Bilder: a) Sn 150 kV FD, b) Sn 100 kV LD und c) Sn 150 kV LD zum Vergleich der Scan-Protokolle bei geringer Artefaktlast. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm.** Legende: kV = Kilovolt, Sn = Zinnfilter, LD = Low Dose, FD = Full Dose, WK = Wirbelkörper, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus, CT = Computertomografie

Die Schwankungen in der Subgruppe: Metallartefaktreduktion und Beurteilbarkeit Metall, beim Item: CNR und bei dem Item: Metallartefaktreduktion werden hauptsächlich durch das Präparat 2056, dem Beckenpräparat mit Wirbelkörperzement im LWK 4 und LWK 5, bedingt (Tabelle 51).

Tabelle 51: **Deskriptive Statistik: Einfluss der Präparate auf die statistische Auswertung exemplarisch herausgearbeitet für ausgewählte Subgruppen und Items. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: n = Anzahl der Datensätze, Std.abw. = Standardabweichung, CNR = Contrast to Noise Ratio, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Präparat (jeweils n = 27)		Subgruppe: alle im Knochenfenster zu beurteilenden Items	Subgruppe: Metallartefaktreduktion und Beurteilbarkeit Metall	Item: CNR	Item: Metallartefaktreduktion
1957	Mittelwert	2,93	2,56	75,98	2,50
	Std.abw.	0,727	0,708	21,087	0,888
1968	Mittelwert	3,05	2,41	57,53	2,20
	Std.abw.	0,834	0,938	18,195	1,179
2056	Mittelwert	3,00	1,82	24,89	1,17
	Std.abw.	0,875	0,448	5,152	0,392
2060	Mittelwert	3,34	3,19	52,41	2,63
	Std.abw.	0,855	1,013	25,737	1,298
Insgesamt	Mittelwert	3,08	2,49	52,70	2,13
	Std.abw.	0,828	0,933	26,338	1,144

Wirbelkörperzement führt im Gegensatz zu den anderen untersuchten orthopädischen Implantaten (PFN, Hüft-TEP) zu geringer ausgeprägten Artefakten. Wie in Abbildung 43 zu erkennen, erzielen in der Subgruppe: Metallartefaktreduktion und Beurteilbarkeit Metall alle untersuchten Protokolle in dieser Subgruppe bessere Bewer-

tungen bei diesem Präparat. Beispielsweise wird das Sn 100 kV LD Protokoll (Note: 1,75) bei diesem Beckenpräparat auf der Likert-Skala deutlich besser bewertet. Die Verwendung einer höheren Dosis führt bei DE-Protokollen und dem Sn 150 kV Protokoll zu keiner Verbesserung der Bewertungen auf der Likert-Skala, siehe Abbildung 42.

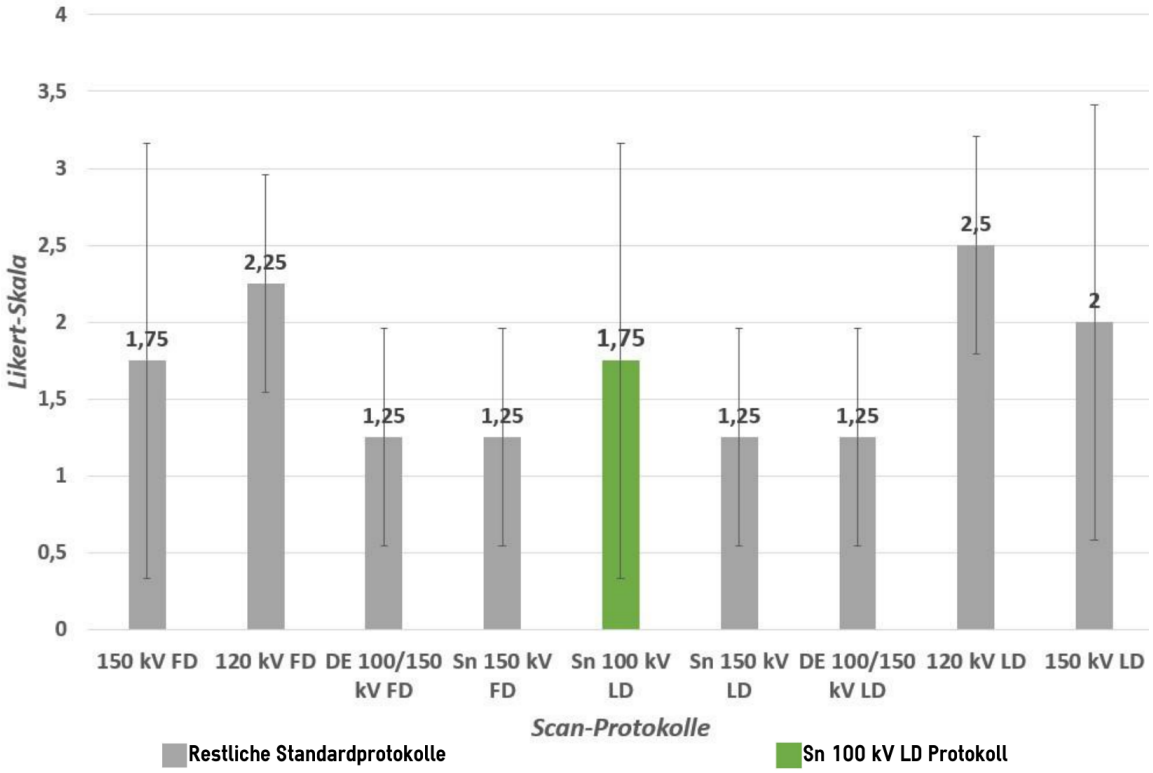


Abbildung 43: **Durchschnittliche Bewertung der Scan-Protokolle auf der Likert-Skala ohne Nachbearbeitung: Subgruppe Metallartefaktreduktion und Beurteilbarkeit Metall Beckenpräparat 2056 mit Wirbelkörperzement im LWK 4 und LWK 5 Auswerter-übergreifend. Scandatum: August 2018, Gerät: Siemens Somatom Force, Ort: BwKrhs Ulm** Legende: kV = Kilovolt, FD = Full Dose, LD = Low Dose, DE = Dual Energy, Sn = Zinnfilter, LWK = Lendenwirbelkörper, BwKrhs = Bundeswehrkrankenhaus

Bei Präparaten mit geringer Metallartefaktlast erzielt das Sn 100 kV LD Protokoll eine suffiziente Metallartefaktreduktion bei weiterhin guter Abgrenzbarkeit der knöchernen Strukturen.

3.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

In der deskriptiven Statistik führt die Verwendung einer höheren Dosis bei allen untersuchten Subgruppen und allen untersuchten Items zu einer statistisch signifikanten ($p \leq$

0,033) Verbesserung der Auswertbarkeit des generierten CT-Bildes von durchschnittlich einer zwei Drittelnote auf der Likert-Skala (Tabelle 52 und 53). Den größten Einfluss hat die Dosis in der Subgruppe: alle im Knochenfenster zu beurteilenden Items. Lediglich bei dem Item: CNR hat die Dosis keinen signifikanten Einfluss ($p = 0{,}072$).

Durch das Vorschalten eines Zinnfilters kommt es insgesamt zu einer Verbesserung der durchschnittlichen Bewertungen der CT-Bilder um ca. eine Schulnote. Bei Zinnfilter-basierten CT-Protokollen kommt es durchschnittlich um ca. 5,5 Punkte zu einer geringeren CNR. Bei dem Item: MAR verschlechtern sich die durchschnittlichen Bewertungen um ca. eine Drittelnote auf der Likert-Skala. Bei der Subgruppe: MAR und Beurteilbarkeit Metall kommt es zu keiner merklichen Änderung der deskriptiven Statistik durch das Vorschalten eines Zinnfilters. Korrelierend kommt es bei dem Item: CNR ($p = 0{,}853$), dem Item: MAR ($p = 0{,}730$) und in der Subgruppe: MAR und Beurteilbarkeit Metall ($p = 0{,}298$) zu keiner statistisch signifikanten Verbesserung der Bewertungen von Zinnfilter-basierten Protokollen. Darüber hinaus konnte bei dem Item: Beurteilbarkeit Metall ebenfalls kein statistisch signifikanter Zusammenhang bewiesen werden ($p = 0{,}108$). Bei den restlichen Items und Subgruppen führt das Vorschalten eines Zinnfilters zu einer statistisch signifikanten ($p \leq 0{,}006$) Verbesserung der Bewertungen. Den stärksten Einfluss hat der Zinnfilter auf das Item: Bildrauschen im Knochenfenster.

In der deskriptiven Statistik führt das Herausrechnen von VM CT-Bildern insgesamt zu einer durchschnittlichen Verschlechterung der Bewertungen von ca. einer Zweidrittelnote. Bei allen untersuchten knöchernen Fragestellungen wird dieser Zusammenhang auch in der dreifaktoriellen ANOVA ($p < 0{,}001$) bestätigt. VM-errechnete CT-Bilder weisen durchschnittlich eine höhere CNR ($p = 0{,}021$), eine niedrigere SD Luft ($p < 0{,}001$), eine Verbesserung der Bewertungen des Items: subjektives Bildrauschen ($p < 0{,}001$), der Subgruppe: MAR und Beurteilbarkeit Metall ($p = 0{,}034$) sowie eine effektivere MAR ($p < 0{,}001$) im Knochenfenster auf.

In der deskriptiven Darstellung kommt es durch die Nachbearbeitung der CT-Scans mit iMAR überwiegend zu einer statistisch signifikanten ($p < 0{,}001$) Verbesserung der durchschnittlichen Bewertungen. Eine Ausnahme stellen die metallfernen knöchernen Strukturen dar, bei denen die Nachbearbeitung mit iMAR zu keiner statistisch signifikanten Verbesserung ($p \geq 0{,}015$) der Bewertungen führt. Auch bei dem Item: CNR ($p = 0{,}323$), dem Item: SD Luft ($p = 0{,}120$), dem Item: Beurteilbarkeit Metall ($p = 0{,}250$) und bei dem Item: Bildrauschen ($p = 0{,}140$) konnte in der statistischen Testung kein signifikanter Unterschied bei mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bildern bestätigt werden (Tabelle 52 und 53).

Demnach führen bei knöcherner Fragestellung Protokolle mit harter Strahlung, mit erhöhter Dosis, mit Vorschalten eines Zinnfilters und mit iMAR-Nachbearbeitung zu besseren Bewertungen. Eine Ausnahme stellt die metallferne Spongiosa dar, die geringer von dem Vorschalten eines Zinnfilter profitiert und insgesamt die metallfernen knöchernen Strukturen, die nicht von der Nachbearbeitung mit iMAR profitieren. Bei isolierter Betrachtung des Metalls und der Metallartefaktreduktion positionieren sich DE Protokolle und die daraus errechneten VM CT-Bilder an erster Position. VM-errechnete CT-Bilder überzeugen auch durch ein geringes Bildrauschen. Unter den LD Protokollen überzeugt insgesamt das (iMAR) Sn 150 kV LD Protokoll, sowohl bei knöchernen Fragestellungen als auch bei Metallfragestellungen.

VM-errechnete CT-Bilder schneiden bei Betrachtung der knöchernen Strukturen durchweg am schlechtesten ab. Bei Metall-bezogenen Fragestellungen schneiden die 120 kV Protokolle am schlechtesten ab. DE Composed Bilder weisen das höchste Bildrauschen auf.

Durch das Vorschalten eines Zinnfilters und die Nachbearbeitung mit iMAR kommt es bei LD-Protokollen zu einer suffizienten MAR mit weiterhin ausreichender Beurteilbarkeit der angrenzenden knöchernen Strukturen bei lediglich einem Drittel der Strahlendosis. Limitierend bei mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bildern ist die Entstehung neuartiger, durch den Rechenalgorithmus generierte Artefakte.

Insgesamt erzielen mit iMAR nachbearbeitete FD-Protokolle, insbesondere mit Vorschalten eines Zinnfilters, die besten Ergebnisse (Tabelle 52 und 53). Limitierend bei den iMAR Protokollen sind die vom Rechenalgorithmus generierten neuen Artefakte. DE-Protokolle erreichen eine gute Metallartefaktreduktion bei jedoch schlecht abgrenzbarer Knochenfeinstruktur. DE Composed Bilder weisen ein sehr hohes Bildrauschen verglichen mit den anderen Protokollen auf. Bei VM errechneten CT-Bildern imponieren die knöchernen Strukturen eher weich und unscharf gezeichnet. LD-Protokolle profitieren besonders von der Verwendung eines Zinnfilters und der Nachbearbeitung mit iMAR.

Tabelle 52: **Grafische Zusammenfassung der Ergebnisse aller Items für die untersuchten Faktoren: Dosis, Zinnfilter, iMAR und VM bei CT-Scans von Becken mit orthopädischen Implantaten am Siemens Somatom Force im August 2018** Legende: iMAR = iterative Metallartefaktrekonstruktionsoftware, VM = Virtuell Monoenergetisch, SD = Standardabweichung, ROI = Region of Interest, CNR = Contrast to Noise Ratio, CT = Computertomografie, ↑/grün = Verbesserung der Bewertungen/Werte (Signifikanzniveau $< 0{,}05$), ↓/rot = Verschlechterung der Bewertungen/Werte (Signifikanzniveau $< 0{,}05$)

	Item: Spongiosa Metallfern	Item: Spongiosa Metallnah	Item: Kortikalis Metallfern	Item: Kortikalis Metallnah	Item: subjektives Bildrauschen
Dosis	↑	↑	↑	↑	↑
Zinnfilter	↑	↑	↑	↑	↑
iMAR	=	↑	=	↑	↑
VM	↓	↓	↓	↓	=

	Item: SD Luft	Item: ROI Knochen	Item: CNR	Item: Metallartefakt-reduktion	Item: Beurteilbarkeit Metall
Dosis	=	=	=	↑	↑
Zinnfilter	=	=	=	=	=
iMAR	=	=	=	↑	=
VM	↓	↓	↑	↑	=

Tabelle 53: **Grafische Zusammenfassung der Ergebnisse aller Subgruppen für die untersuchten Faktoren: Dosis, Zinnfilter, iMAR und VM bei CT-Scans von Becken mit orthopädischen Implantaten am Siemens Somatom Force im August 2018** Legende: iMAR = iterative Metallartefaktrekonstruktionsoftware, VM = Virtuell Monoenergetisch, CT = Computertomografie, ↑/grün = Verbesserung der Bewertungen/Werte (Signifikanzniveau $< 0{,}05$), ↓/rot = Verschlechterung der Bewertungen/Werte (Signifikanzniveau $< 0{,}05$)

	Subgruppe: Alle im Knochenfenster zu beurteilenden Items	Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah und Metallfern	Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallnah	Subgruppe: Kortikalis und Spongiosa Metallfern	Subgruppe: Beurteilbarkeit Metall und Metallartefaktreduktion
Dosis	↑	↑	↑	↑	↑
Zinnfilter	↑	↑	↑	↑	=
iMAR	↑	↑	↑	=	↑
VM	↓	↓	↓	↓	↑

4 Diskussion

4.1 Methodendiskussion

Limitierend bei der durchgeführten Studie war der größtenteils fehlende Weichteilmantel bei den verwendeten Becken der Körperspender. Da auch der Weichteilmantel Einfluss auf das emittierte Röntgenspektrum beim Durchtritt durch den Patientenkörper hat, sind CT-Bilder mit fehlendem Weichteilmantel unrealistischer. Außerdem führt direkter Kontakt von freiliegenden Komponenten des eingebrachten orthopädischen Implantats mit angrenzender Luft zu stärker ausgeprägten Metallartefakten. Daher wurde ein mit Wasser aufgefüllter, für die Studie präparierter Gewerbeabfalleimer verwendet, um den menschlichen Weichteilmantel in vitro zu simulieren. Durch Einvakuumieren der Präparate in Plastiktüten und gegebenenfalls Beschweren der Präparate mit Infusionslösungen aus NaCl wurde versucht, Metall-Luft-Kontakt zu unterbinden.

Die geringe Fallzahl der untersuchten Präparate (n = 4) stellt eine weitere methodische Schwäche dieser Studie dar. Zum Zeitpunkt der Durchführung der Studie standen jedoch nur diese in der Studie eingeschlossenen Beckenpräparate mit orthopädischen Implantaten zur Verfügung. Hierdurch wurden auch ausschließlich weibliche Präparate verwendet. Dies ist insofern bedauerlich, als dass ältere Frauen häufiger unter Osteoporose leiden als Männer und dadurch insbesondere die Spongiosa oftmals rarefiziert ist. Durch die härtere Strahlung bei Zinnfilter-basierten Protokollen wird es zudem zunehmend schwieriger, feine knöcherne Spongiosabälkchen abgrenzen zu können. Folglich könnten bessere Studienergebnisse bei der Untersuchung eines heterogeneren Studienkollektivs mit additiv eingeschlossenen männlichen Präparaten mit jüngerem Patientenalter erwartet werden.

Auf Grund lückenhafter Informationen zu den Körperspendern und den orthopädischen Implantaten ist nicht nachzuvollziehen, aus welchen chemischen Legierungen die untersuchten orthopädischen Implantate bestehen. Wie in der Einleitung dargelegt, ist die Metallzusammensetzung jedoch, neben anderen Faktoren, ausschlaggebend für die Ausprägung der Metallartefakte. Dadurch kann es insbesondere bei diesem geringen Stichprobenumfang zu verfälschten Ergebnissen kommen. Diese Informationen liegen den klinischen Radiologen jedoch zum Zeitpunkt der Untersuchung in den seltensten Fällen vor. Mit der in der Einleitung erwähnten erweiterten CT-Skala ist es teilweise möglich, eine Materialbestimmung [40] [56] durchzuführen und das eingebrachte Metall besser beurteilen zu können. Auch wird die Differenzierung zum angrenzenden Gewebe erleichtert [40]. Das Auslöschungsareal des Artefakts wird jedoch unserer Meinung nach nicht beeinflusst, da es sich bei der erweiterten CT-Skala um ein reines Nachbearbeitungswerkzeug handelt, das lediglich im bereits rekonstruierten CT-Bild eine

größere Fensterbreite ermöglicht, aber an den Rohdaten und damit an den fehlenden Photonen am Detektor in diesen Arealen nichts ändert. Zudem verliert das CT-Bild durch die Erweiterung der CT-Skala auf ca. 40000 HE an Kontrast, da die HE-Skala anstatt in den üblichen 1 HE Schritten nun in 10 HE Schritten aufgeteilt wird [40]. Dies wird auch durch Gosheger et al. bestätigt, die keine statistisch signifikante Verbesserung der Metallartefakte bei CT-Bildern mit angewandter erweiterter CT-Skala bei Tumorprothesen des Hüftgelenks gegenüber Standardrekonstruktionen beschreiben [16]. Demzufolge wurde auf die Anwendung einer erweiterten CT Skala in dieser Studie verzichtet.

Teilweise wurden die Präparate exzentrisch in der Gantry positioniert und liegen damit nicht im Zentralstrahl. Dies führt zum einen zu ausgeprägteren Metallartefakten, zum anderen bewirkt es insbesondere bei der DE-Bildgebung, dass die orthopädischen Implantate in engem Lagebezug zur Begrenzung des reduzierten DE-FOV zu liegen kommen, siehe Einleitung. Abgebildete Anteile, die außerhalb des DE-FOV liegen, können von den anschließenden vielseitigen Anwendungen der DECT Bildgebung nicht profitieren. Auch wird durch die exzentrische Positionierung der orthopädischen Implantate die Effektivität der Metallartefaktreduktion sämtlicher untersuchten Techniken, nicht nur des DECT, reduziert. Jedoch ist es im klinischen Alltag oftmals Patienten-bedingt auch nicht möglich, das orthopädische Implantat im Zentralstrahl zu lagern, beispielsweise bei adipösen Patienten oder bei Metallimplantaten insbesondere der Hüfte oder auch der Schulter. Daher wurden die Präparate bei den Versuchen möglichst realistisch gelagert - nämlich exzentrisch.

Ein großer Kritikpunkt ist, neben der fehlenden Verblindung der Auswerter bei der Beurteilung der Rekonstruktionsjobs, auch die geringe Anzahl an Auswertern. Mit den gegebenen Rahmenbedingungen war es jedoch nicht möglich, eine verblindete Auswertung durchzuführen. Bei bisher fehlenden Publikationen auf dem Gebiet der Zinnfilterbasierten Metallartefaktreduktion ist diese Studie als Pilotprojekt mit entsprechend geringer Fallzahl und entsprechend geringer Anzahl an Auswertern zu verstehen.

Die vorliegende Arbeit fokussiert sich auf die Beurteilung angrenzender knöcherner Strukturen, sodass VM-errechnete CT-Bilder und mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder im Weicheilfenster nicht erstellt wurden. Außerdem wurden die angrenzenden Weichteilstrukturen an den verwendeten Beckenpräparaten größtenteils entfernt, sodass eine Beurteilung der Weichteilstrukturen nur sehr eingeschränkt möglich gewesen wäre.

4.2 Ergebnisdiskussion der Subgruppen und Items mit knöcherner Fragestellung

Auffallend bei den Ergebnissen mit knöcherner Fragestellung ist beim Item: Beurteilbarkeit Spongiosa Metallfern, dass das Vorschalten eines Zinnfilters zwar statistisch signifikant ($p = 0{,}006$) zu einer verbesserten Auswertbarkeit der metallfernen Spongiosa führt, jedoch in geringerer Ausprägung verglichen mit anderen knöchernen Fragestellungen ($p < 0{,}001$). Zu erkennen ist diese Beobachtung auch an der Tatsache, dass das iMAR 150 kV FD Protokoll bei diesem Item das beste Ergebnis erzielt. Grund hierfür könnte die Strahlenaufhärtung durch den Zinnfilter sein. Dadurch ist es schwieriger, feinste knöcherne Strukturen, wie beispielsweise Spongiosabälkchen, abzugrenzen. Konsekutiv schneidet beispielsweise das 120 kV FD Protokoll mit einer durchschnittlichen Bewertung von 2,00 (SD: 0,479) auf der Likert-Skala bei diesem Item vergleichsweise gut ab. Insbesondere bei Osteoporose, bei der die Spongiosabälkchen ohnehin rarifiziert sind, ist dieser Sachverhalt auch generell ein Kritikpunkt von Zinnfilter-basierten Protokollen. Demgegenüber führen Zinnfilter-basierte Protokolle zu einer statistisch signifikanten ($p < 0{,}001$) Verbesserung der Bewertungen der metallnahen knöchernen Strukturen. Eine mögliche Ursache könnte sein, dass besonders metallnah stark aufgehärtete Strahlung benötigt wird, um Metallartefakte zu reduzieren, um überhaupt knöcherne Strukturen abgrenzen zu können. Dadurch wird das 120 kV FD Protokoll bei Betrachtung der metallnahen knöchernen Strukturen vergleichsweise schlecht mit 3,75 (SD: 0,645) auf der Likert-Skala bewertet.

Bei den metallfernen knöchernen Strukturen kommt es durch die Nachbearbeitung mit iMAR zu keiner relevanten Verbesserung der Bewertungen auf der Likert-Skala. Eine denkbare Ursache könnte sein, dass Metallartefakte die metallfernen knöchernen Strukturen generell weniger betreffen und dadurch der Effekt der Nachbearbeitungssoftware geringer ausfällt. Zudem ist vorstellbar, dass die durch die iterative Metallartefaktrreduktionssoftware generierten neuartigen Artefakte dadurch zunehmend an Relevanz gewinnen und knöcherne Areale, die ohne iMAR gut einsehbar waren, verfälschen.

In der deskriptiven Statistik des Items: Beurteilbarkeit Kortikalis Metallfern verbessern sich mit iMAR nachbearbeitete Protokolle formal um 0,17 auf der Likert-Skala. Demgegenüber verschlechtern sich jedoch in der grafischen Darstellung weitestgehend die einzelnen Scan-Protokolle in dieser Subgruppe mit iMAR Nachbearbeitung. In der deskriptiven Statistik wird das DE LD Protokoll mit einer durchschnittlichen Bewertung von 4,63 (SD: 0,629) bei der Berechnung des Mittelwerts der CT-Bilder ohne Nachbearbeitung berücksichtigt. Aufgrund technisch bedingter Probleme war die Nach-

bearbeitung des DE LD Protokoll mit der iMAR Software nicht möglich. Die Software ließ, aufgrund eines, beim Hersteller bereits bekannten, Softwarefehlers, isoliert bei den DE LD Protokollen die Nachberechnung mit iMAR nicht zu und brach den Rekonstruktionsjob während der Berechnung fortwährend ab. Dadurch führt die schlechte Bewertung des DE LD Protokolls zu einem scheinbar knapp schlechteren Durchschnitt der CT-Bilder ohne Nachbearbeitung verglichen mit dem Durchschnitt der CT-Bilder mit iMAR Nachbearbeitung.

Bei Betrachtung der knöchernen Strukturen platzieren sich die DE Composed Bilder und die daraus errechnete VM CT-Bilder durchweg in der hinteren Hälfte. Bei den DE Composed Bilden ist eine denkbare Ursache, dass sie unter allen 27 untersuchten CT-Protokollen das höchste subjektive (FD: 4,00 und LD: 5,00) und das höchste objektive (SD Luft: 31,75 HE FD, 45,00 HE LD) Bildrauschen mit der niedrigsten CNR (FD: 31,38, LD: 22,08) aufweisen. Dadurch können die angrenzenden knöchernen Strukturen nicht differenziert werden. Wie auch bei den mit iMAR nachbearbeiteten CT-Protokollen werden die knöchernen metallnahen Strukturen bei den DE Composed Bildern besser bewertet als die knöchernen metallfernen Strukturen. Wie bereits zuvor beschrieben ist eine mögliche Ursache die Relevanz einer suffizienten MAR, insbesondere metallnah bei ausgeprägteren Metallartefakten. VM-errechnete CT-Bilder zeichnen sich wie die DE Composed Bilder durch eine effektive MAR aus. Demgegenüber schneiden sie jedoch bei Betrachtung des subjektiven und objektiven Bildrauschens sowie der CNR durchschnittlich am besten ab. Dessen ungeachtet sind auch bei VM CT-Bildern die knöchernen Feinstrukturen am ehesten bedingt durch den Rechenalgorithmus nicht suffizient beurteilbar. Die knöchernen Strukturen imponieren insgesamt bei VM-errechneten CT-Bildern verwaschen und deutlich unschärfer.

4.3 Ergebnisdiskussion der Subgruppen und Items mit Fragestellung mit Bezug zum Osteosynthesematerial

Es kommt bei dem Item: MAR und der Subgruppe: MAR und Beurteilbarkeit Metall zwar durch die Verwendung einer höheren Dosis statistisch signifikant zu verbesserten Bewertungen, jedoch in geringerer Ausprägung ($p = 0{,}033$ (Item: MAR) und $p = 0{,}001$(Subgruppe: MAR + Beurteilbarkeit Metall) verglichen mit Items und Subgruppen mit knöcherner Fragestellung ($p < 0{,}001$). Ursächlich hierfür könnte sein, dass zum einen die schlechten Bewertungen der DE LD Protokolle bei Metall-bezogenen Fragestellungen wegfallen und zum anderen, dass LD-Protokolle, verglichen mit anderen Subgruppen, verhältnismäßig viel von der Nachbearbeitung mit iMAR profitieren, sodass sich die Bewertungen der LD-Protokolle und die der FD-Protokolle angleichen,

siehe Abbildung 26 vs. Abbildung 34.

Der Zinnfilter hat bei dem Item: MAR (p = 0,730), dem Item: Beurteilbarkeit Metall (p = 0,108) und der, aus den beiden Items generierten, Subgruppe: MAR und Beurteilbarkeit Metall (p = 0,298) keinen signifikanten Einfluss auf die Bewertungen. Denkbare Gründe hierfür ist erstens das schlechte Abschneiden des Sn 100 kV LD Protokolls und zweitens das gute Abschneiden der VM-errechneten CT-Protokolle bei Metall-bezogenen Fragestellungen. Bei Betrachtung der grafischen Darstellung der Einzelprotokolle ist jedoch erkennbar, dass insbesondere das Sn 150 kV Protokoll (LD und FD) durchaus zu einer suffizienten MAR und zu einer ausreichenden Beurteilbarkeit des Metalls führt.

Bei dem Item: Beurteilbarkeit Metall (p = 0,137) führt das Herausrechnen VM CT-Bilder zu keiner signifikanten Verbesserung der Bewertungen und bei der Subgruppe: Beurteilbarkeit Metall und Metallartefaktreduktion (p = 0,034) nur in geringerer Ausprägung. Bei dem Item: Beurteilbarkeit Metall divergieren die Bewertungen des Facharztes und die des Assistenzarztes. Der Facharzt bewertet bei VM-errechneten CT-Bildern das eingebrachte Osteosynthesematerial als sehr gut beurteilbar (2,13, SD: 0,359). Der Assistenzarzt bewertet die Beurteilbarkeit des Metalls hingegen mit einer durchschnittlichen Bewertung von 4,25 (SD: 0,486) unterdurchschnittlich schlecht. Da die Subgruppe: MAR und Beurteilbarkeit zur Hälfte aus dem Item: Beurteilbarkeit Metall besteht, betrifft diese Unstimmigkeit zwischen Facharzt und Assistenzarzt auch diese Subgruppe, wenngleich in geringerer Ausprägung.

Bei der Subgruppe: MAR und Beurteilbarkeit Metall und dem Item: MAR führt die Nachbearbeitung mit iMAR bei LD-Protokollen ohne vorgeschalteten Zinnfilter zu einer stärkeren MAR verglichen mit LD-Protokollen mit vorgeschaltetem Zinnfilter. Wie im Ergebnisteil dargelegt wurde, verbessert sich das Sn 100 kV LD Protokoll um ca. 21 % und das Sn 150 kV LD Protokoll um ca. 24 % durch die Nachbearbeitung mit iMAR, wohingegen sich das 120 kV LD Protokoll um ca. 40 % und das 150 kV LD Protokoll um ca. 37 % durch die Nachbearbeitung mit iMAR verbessert. Damit scheinen Zinnfilter-basierte Protokolle bei Metall-bezogenen Fragestellungen weniger von der Nachbearbeitung mit iMAR zu profitieren, am ehesten aufgrund der bereits suffizienten MAR von Zinnfilter-basierten Protokollen ohne die Nachbearbeitung mit iMAR.

4.4 Ergebnisdiskussion der Subgruppen und Items mit Fragestellung Bildrauschen

Entgegen den subjektiven Bewertungen des Bildrauschens im Knochenfenster wirkt sich keiner der untersuchten Faktoren (Dosis, Zinnfilter, iMAR) statistisch signifikant auf der CNR aus. Bei Betrachtung der deskriptiven Statistik des Zinnfilters kommt es sogar konträr zu den anderen untersuchten Faktoren zu einer Abnahme der CNR und damit scheinbar zu einer schlechteren Bildqualität. Wie in der Einleitung dargestellt ist die CNR jedoch ein errechneter Wert, bei dem im Zähler der Mittelwert einer in der Kortikalis platzierten ROI und im Nenner die Standardabweichung einer in der Luft platzierten ROI ist. Das Vorschalten eines Zinnfilters führt zu einer Strahlenaufhärtung wodurch der Kontrast vermindert wird mit daraus resultierenden geringeren knöchernen Mittelwerten. Konsekutiv kommt es trotz der vergleichsweise geringeren Standardabweichung einer in der Luft platzierten ROI zu einer verringerten CNR. Entsprechend ist die CNR nicht als objektiver Parameter bei Zinnfilter-basierten CT-Bildern geeignet, um die Bildqualität zu beurteilen. Hier eignet sich das Bildrauschen, bzw. die Standardabweichung der Luft, besser als objektiver Parameter für die Bildqualität.

Auffallend ist auch bei Betrachtung der CNR, dass die Mittelwerte einer in der Kortikalis platzierten ROI bei LD-Protokollen höher ausfallen mit einem Durchschnitt von 1068,07 HE (SD: 150,75) als bei FD-Protokollen mit durchschnittlich 1049,67 HE (SD: 166,73). Bei der großen Standardabweichung ist diese Beobachtung jedoch zu vernachlässigen. Dies ist jedoch die Ursache für die fehlende statistische Signifikanz der daraus errechneten CNR beim Faktor Dosis.

4.5 Diskussion Metallartefaktreduktion mit DE-Technik

In der aktuellen Literatur gibt es wenige Studien bezüglich der Effektivität der MAR und der Beurteilibarkeit der angrenzenden knöchernen Strukturen, die als Endpunkt die DE Composed Bilder heranziehen. Long et al. beschreiben eine statistisch signifikant ($p < 0{,}001$) reduzierte Metallartefaktreduktion und Bildqualität von DE Composed Bildern gegenüber VM-errechneten CT-Bildern und mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bildern [41]. Demgegenüber erzielen bei Horat et al. VM-errechnete CT-Bilder zwischen 130 keV und 190 keV eine bessere Metallartefaktreduktion als DE Composed Bilder. Das VM 130 keV erzielt insgesamt auch bei Betrachtung der angrenzenden knöchernen und weichteiligen Strukturen sowie bei der Beurteilbarkeit des Metalls das beste Ergebnis. [24] Auch in der vorliegenden Beckenstudie führen VM-errechnete CT-Bilder tendenziell zu einer besseren Metallartefaktreduktion im Vergleich mit DE Composed

Bildern bei jedoch reduzierter Beurteilbarkeit der angrenzenden knöchernen Strukturen. Auch bei Magarelli et al. werden vom Scanner generierte DE Composed Bilder besser bewertet bei Betrachtung der Bildqualität als VM-errechnete CT-Bilder [42]. Wie auf den folgenden Seiten dargelegt, fokussieren sich aktuell publizierte Studien [36] [53] vielmehr auf das Herausrechnen VM CT-Bilder aus den generierten DE Datensätzen und die Bewertungen dieser.

4.5.1 CNR und Bildrauschen VM-errechneter CT-Bilder

In der vorliegenden Arbeit konnte eine statistisch signifikante ($p \leq 0{,}021$) Verbesserung des Items: CNR, des Items: SD Luft und des Items: Bildrauschen durch das Herausrechnen VM CT-Bilder aufgezeigt werden. Diese Ergebnisse werden durch eine der aktuellsten Studien von Lee et al. bestätigt, in der statistisch signifikant höhere Signal to Noise Ratio (SNR) Werte ($p < 0{,}001$) mit einem niedrigerem Bildrauschen ($p = 0{,}02$) bei VM-errechneten CT-Bildern beschrieben werden [36]. Lee et al. positionieren die ROI jedoch zentral im Metallartefakt [36], sodass eine steigende SNR als Ausdruck der suffizienten Metallartefaktreduktion bei VM-errechneten CT-Bildern nicht verwunderlich ist. Insgesamt gibt es widersprüchliche Angaben in der Literatur bezüglich der CNR bei VM-errechneten CT-Bildern. Dangelmaier et al. beschreiben bei VM-errechneten CT-Bildern höhere CNR-Werte zwischen 40 keV und 60 keV, ähnliche CNR-Werte bei 80 keV und erniedrigte CNR-Werte über 100 keV verglichen mit dem Standardprotokoll mit 120 kV [6]. Laukamp et al. messen keinen statistisch signifikanten Unterschied ($p > 0{,}05$) der CNR zwischen dem Standard 120 kV Protokoll und VM-errechneten CT-Bildern [35]. Kuchenbecker et al. beschreiben hingegen eine deutlich erniedrigte CNR bei VM-errechneten CT-Bildern verglichen mit den original polychromatischen CT-Bildern [34]. Konkordant zu den Ergebnissen dieser Studie und dem Grundsatz „kV macht grau“ [33] sinkt die CNR bei Dangelmaier et al. mit höherer keV zunehmend ab [6]. Dieser Trend wird auch durch weitere Studien bestätigt [35] [46] [39]. Denn bei steigender Röhrenspannung interagieren weniger von der Röntgenröhre emittierte Photonen mit der zu durchdringenden Materie und der Kontrast des erzeugten CT-Bildes nimmt ab [33]. Andere Studien berichten, dass nur VM-errechnete CT-Bilder mit 60 keV [35] bzw. VM-errechnete CT-Bilder mit 68 keV [46] zu statistisch signifikant höheren CNR-Werten führen, verglichen mit einem CT-Bild mit Nachbearbeitung durch eine Metallartefaktreduktionssoftware ($p < 0{,}05$) [35], bzw. verglichen mit einem Standard 120 kV CT-Bild ($p < 0{,}001$) [46].

Insgesamt problematisch ist der Vergleich der CNR dadurch, dass in unterschiedlichen Studien voneinander abweichende Formeln zur Berechnung der CNR verwendet wurden. Die in dieser Arbeit vorgestellte Studie errechnet die CNR aus der Differenz

zwischen dem Mittelwert von einer in der Kortikalis platzierten ROI und dem Mittelwert von einer in den Weichteilen platzierten ROI, geteilt durch die Standardabweichung eines in der Luft positionierten ROI. Als Ausgangswert für die Berechnung der SNR bei Lee et al. wurde eine ROI in das Weichteilgewebe (Muskel oder subkutanes Fett) in einem Streifenartefakt in der Schicht mit den ausgeprägtesten Metallartefakten platziert. Zur Ermittlung der SNR wurde anschließend der Mittelwert (HE) durch die Standardabweichung (HE) dividiert [36]. Dangelmaier et al. platzierten eine ROI in einen Knochen, in den Spinalkanal, in die Aorta und in einen paravertebralen Muskel und errechneten separat die SNR und die CNR für die untersuchten Regionen durch die Division des Mittelwerts (HE) durch die Standardabweichung (HE) (SNR) bzw. aus der Differenz des Mittelwerts (HE) der untersuchten Region und des Mittelwerts des subkutanen Fettes dividiert durch die Standardabweichung des subkutanen Fettes (CNR) [6].

In der aktuellen Literatur gibt es widersprüchliche Aussagen bezüglich des Bildrauschens bei VM-errechneten CT-Bildern. Ein Großteil der Literatur zeigt übereinstimmende Ergebnisse mit der in dieser Beckenstudie herausgearbeiteten signifikanten Reduktion des Bildrauschens bei VM-errechneten CT-Bildern. Entgegen der Ergebnisse der CNR sind die einzelnen Studienergebnisse gut miteinander zu vergleichen, denn die meisten Studien [35] [5] definieren das Bildrauschen als die Standardabweichung entweder einer in das angrenzende Weichteilgewebe platzierten ROI oder einer in der Luft positionierten ROI. Wie oben bereits erwähnt, zeigt die aktuellste Studie von Lee et al. ein signifikant erniedrigtes Bildrauschen ($p = 0{,}02$) bei VM-errechneten CT-Bildern [36]. Laukamp et al. beschreiben in ihrer Studie auch ein statistisch signifikant ($p \leq 0{,}005$) geringeres Bildrauschen von VM-errechneten CT-Bildern [35]. Park et al. vergleichen VM-errechnete CT-Bilder mit 120 kV CT-Bilder, die mittels FBP rekonstruiert wurden und erzielen auch in diesem Vergleich ein statistisch signifikant ($p \leq 0{,}028$) erniedrigtes Bildrauschen von VM-errechneten CT-Bildern [55]. Demgegenüber steht die Studie von Matsumoto et al., die nur bei 67 keV - 72 keV VM-errechneten CT-Bildern ein statistisch signifikant ($p < 0{,}014$) erniedrigtes Bildrauschen verglichen mit einem 120 keV CT-Bild beschreiben, während die restlichen, untersuchten VM-errechneten CT-Bilder zwischen 40 keV und 140 keV ein erhöhtes Bildrauschen aufweisen. Ähnlich wie in der vorgelegten Arbeit steigt mit zunehmender keV das Bildrauschen. [46] Chan et al. und Lewis et al. beschreiben demgegenüber in ihren Studien, dass VM-errechnete CT-Bilder zwischen 85 keV und 95 keV [5] bzw. zwischen 70 keV und 80 keV [39] das niedrigste Bildrauschen aufweisen und darüber hinaus ein zunehmend ansteigendes Bildrauschen beobachtet werden kann.

4.5.2 Metallartefaktreduktion VM-errechneter CT-Bilder

Während in der vorgelegten Studie die Metallartefaktreduktion subjektiv auf einer sechsstufigen Likert-Skala bewertet wurde, verwenden einige Studien zusätzlich das Messen der HE-Abschwächung in der Schichtebene mit dem ausgeprägtesten Metallartefakt als objektiven Parameter für die Ausprägung der Metallartefakte [36] [6] [35]. Sowohl Lee et al. als auch Dangelmaier et al. zeigen in ihren Studien statistisch signifikant ($p < 0{,}001$) höhere HE-Einheiten, als Ausdruck einer effektiven Metallartefaktreduktion, im angrenzenden Weichteilgewebe in VM-errechneten CT-Bildern [36] [6]. In beiden Studien wurde das Ergebnis zudem mit statistisch signifikant ($p < 0{,}001$ [36], $p < 0{,}05$ (ab 80 keV und steigend) [6]) geringeren Metallartefakten in der subjektiven Analyse mittels Likert-Skalen bestätigt. Park et al. verwendeten, wie in der vorgelegten Arbeit auch, lediglich die subjektive Bewertung der Metallartefaktausprägung auf einer Likert-Skala als Endpunkt in ihrer Studie und beschrieben statistisch signifikant ($p < 0{,}001$) geringere Metallartefakte in VM-errechneten CT-Bildern [55]. Filograna et al. kamen in der quantitativen Analyse der Metallartefaktabschwächung (HE) zum Schluss, dass in VM 64 keV CT-Bildern und in VM 69 keV CT-Bildern Metallartefakte ausgeprägter sind als im Standardprotokoll. In VM-errechneten CT-Bildern zwischen 105 keV und 130 keV sind Metallartefakte dagegen signifikant geringer ausgeprägt und im VM 88 keV CT-Bild liegt, bezüglich der Metallartefaktausprägung, statistisch kein Unterschied zum Standardprotokoll vor. [11] Laukamp et al. verwendeten neben den HE Abschwächungsmessungen die Metallartefaktbreite als objektiven Parameter zur Quantifizierung der Metallartefaktausprägung. So zeigen insbesondere 200 keV VM-errechnete CT-Bilder statistisch signifikant ($p < 0{,}001$ (MA Breite), $p < 0{,}01$ (HE Abschwächung)) geringere Metallartefakte. Jedoch auch 140 keV VM-errechnete CT-Bilder überzeugten mit statistisch signifikant ($p = 0{,}002$ (MA Breite), $p = 0{,}029$ (HE Abschwächung)) reduzierten Metallartefakten. [35]

In der vorgelegten Studie tendieren VM-errechnete CT-Bilder mit höherer keV zu geringeren Metallartefakten, wohingegen Chan et al. aufzeigten, dass bei verschiedenen Metallimplantaten das 105 keV VM-errechnete CT-Bild statistisch signifikant ($p \leq 0{,}01$) durch geringere Metallartefakte auf einer Likert-Skala überzeugt, verglichen mit VM errechneten CT-Bildern zwischen 80 keV und 120 keV. In der aktuellen Literatur gibt es keine Studien, die als Endpunkt die Beurteilbarkeit des orthopädischen Implantats haben. Somit entfällt für die Ergebnisse dieser Studie diesbezüglich der Vergleich mit dem bisherigen Schrifttum.

4.5.3 Beurteilbarkeit der angrenzenden Strukturen

Die Beurteilbarkeit der angrenzenden knöchernen Strukturen in VM-errechneten CT-Bildern wurde in der vorgelegten Arbeit trotz einer sehr guten Metallartefaktreduktion als unzureichend bewertet. Viele der bisher diskutierten Studien, die sich mit VM-errechneten CT-Bildern beschäftigen, gehen nur auf die Metallartefaktreduktion und nicht auf die Beurteilbarkeit der angrenzenden knöchernen Strukturen ein [44] [46] [5]. Jedoch gibt es einige in der Literatur publizierte Studien, die VM-errechneten CT-Bildern eine statistisch signifikant erhöhte Bildqualität ($p < 0{,}001$) [36] bzw. eine statistisch signifikant erhöhte diagnostische Qualität ($p < 0{,}05$ bei über 80 keV VM CT-Bilder [6]) ($p < 0{,}001$ [35]) zuordnen. Bei Lee et al., bei Dangelmaier et al. und bei Filograna et al. wird die subjektive Metallartefaktreduktion zusammen mit den angrenzenden knöchernen und weichteiligen Strukturen auf einer gemeinsamen Likert-Skala bewertet [36] [6] [11]. Laukamp et al. verwendet neben Guggenberger et al. eine zweite Likert-Skala, über die die diagnostische Qualität des generierten CT-Bildes bewertet werden soll. Jedoch wird bei Laukamp et al. auch in der Likert-Skala die Metallartefaktreduktion mit einer höheren diagnostischen Qualität assoziert. [35] Dies implementiert, dass eine erhöhte Metallartefaktreduktion automatisch mit besser beurteilbaren angrenzenden Strukturen einhergeht. Wie aus den Ergebnissen der vorgelegten Studie ersichtlich, kann durchaus eine effektive Metallartefaktreduktion erzielt und gleichzeitig die Beurteilbarkeit der angrenzenden knöchernen Strukturen als unzureichend betrachtet werden. Guggenberger et al. verwendet als einziges eine Metallartefakt-unabhängige Likert-Skala, um die Beurteilbarkeit der angrenzenden knöchernen Strukturen zu vergleichen und kommt jedoch weiterhin zum Ergebnis, dass VM-errechnete CT-Bilder zu einer signifikant ($p < 0{,}001$) verbesserten Beurteilbarkeit der angrenzenden knöchernen Strukturen führen [20]. Eine weitere denkbare Ursache für das vergleichsweise gute Abschneiden der knöchernen Strukturen in VM-errechneten CT-Bildern in der Literatur ist, dass bei den meisten Studien [36] [6] [11] [35] [20] ein 120 kV Protokoll als Referenzprotokoll für VM-errechnete CT-Bilder verwendet wurde. Neben einem 120 kV Protokoll werden in der vorgelegten Studie VM-errechnete CT-Bilder auch mit einem 150 kV Protokoll und Zinnfilter-basierten Protokollen verglichen, die insgesamt sehr gute Ergebnisse erzielen und von der Bildqualität deutlich über dem Standard 120 kV Protokoll liegen.

4.6 Diskussion Metallartefaktreduktion mit Zinnfilter

In der aktuellen Literatur gibt es keine Studien, die die Metallartefaktreduktion durch die Verwendung eines Zinnfilters untersucht. Somit entfällt für die Ergebnisse der vorgelegten Studie der Vergleich mit dem bisherigen Schrifttum bei Zinnfilter-basierten Protokollen.

Einzig Zhou et al. untersuchten auch die Effektivität der Metallartefaktreduktion durch das Vorschalten eines Zinnfilter, jedoch bei einem noch in der Entwicklung befindlichen und noch nicht kommerziell verfügbaren CT-Gerät mit einem Photon-Counting Detector, einem Photonen-zählenden Detektor. Auch diese Studie kommt zum Ergebnis, dass durch das Vorschalten eines Zinnfilters Metallartefakte effektiv reduziert werden können bei einem statistisch signifikant ($p < 0{,}05$) reduzierten Bildrauschen und einer statistisch signifikant ($p < 0{,}0001$) verbesserten Beurteilbarkeit der angrenzenden knöchernen Strukturen. [73] Der Detektor des in der vorgelegten Studie verwendeten Somatom Force (Siemens Healthineers, München, Deutschland) ist jedoch der „Stellar Detector“, ein Szintillationdetektor [67], der aktuell bei den handelsüblichen CT-Geräten eingebaut ist. Aufgrund der unterschiedlichen Detektoren kann die Studie von Zhou et al. nicht als Referenz herangezogen werden.

Zinnfilter-basierte Protokolle haben sich in den vergangenen Jahren jedoch bei anderen klinischen Anwendungen aufgrund der effektiven Dosisreduktion etabliert, wie beispielsweise beim Nierensteinsuch-CT [72] [9], beim Calcium-Scoring im Herz-CT [48], beim NNH-CT mit Fragestellung chronische Sinusitis [47] oder auch bei der Detektion pulmonaler Rundherde im CT [49] [45]. Dem entsprechen die Ergebnisse der vorgelegten Beckenstudie, bei der das Sn 150 kV LD Protokoll mit lediglich einem Drittel der Strahlendosis weiterhin zu einer suffizienten Metallartefaktreduktion führt und durch eine fortwährend gute Beurteilbarkeit der angrenzenden knöchernen Strukturen überzeugt. Bei geringer Metalllast, beispielsweise bei einzelnen Schrauben oder bei einem kleinen zu durchdringenden Objekt wie bspw. das OSG ist auch das Sn 100 kV LD Protokoll ausreichend.

Korrelierend zu der vorliegenden Beckenstudie konnte in Zhang et al. sowie in Dewes et al. kein signifikanter ($p > 0{,}05$) Unterschied im CNR und im Bildrauschen zwischen Zinnfilter-basierten Protokollen und den Standardprotokollen festgestellt werden, bei jedoch um ca. 30 % ($p < 0{,}002$) [9] und ca. 55 % ($p < 0{,}001$) [72] reduzierter Dosis im Nierensteinsuch-CT. Andere Studien bestätigen die in der vorgelegten Studie ersichtliche Tendenz, dass die CNR in Zinnfilter-basierten Protokollen tendenziell sinkt ($p = 0{,}02$ [48]) ($p \leq 0{,}02$ [68]), jedoch teilweise bei einer reduzierten Dosis um ≥ 50 % [48]. Auch Lee et al. untersuchten das Bildrauschen im HWS-CT +/- vorgeschalteten Zinnfilter und kamen zum Ergebnis, dass auf Höhe des cervicothorakalen Übergangs das Bildrauschen statistisch signifikant ($p < 0{,}001$) geringer ist bei subjektiv erhöhter Bildqualität ($p < 0{,}001$) bei um ca. 50 % reduzierter Dosis ($p < 0{,}001$) [38]. Wie in der Einleitung dieser Arbeit beschrieben, kommt es auch auf Höhe des Schultergürtels zu Photon-Starvation-Artefakten und nicht nur beim Durchtritt der Strahlung durch

Metall. Somit ist gut vorstellbar, dass Zinnfilter-basierte Protokolle auch in Nachfolgestudien weiterhin zu einer guten Metallartefaktreduktion und einer guten Bildqualität bei gut beurteilbaren angrenzenden Strukturen mit niedrigerer Strahlendosis führen.

4.7 Diskussion Metallartefaktreduktion mit iMAR

4.7.1 CNR und Bildrauschen

Die aktuelle Literatur beschreibt, entsprechend den Studienergebnissen, tendenziell höhere CNR-Werte bei mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bildern [53] [69]. Während Neuhaus et al. erhöhte CNR-Werte misst ohne statistische Signifikanz [53], bestimmen Wellenberg et al. statistisch signifikant höhere ($p < 0{,}001$) CNR-Werte bei mit oMAR nachbearbeiteten CT-Bildern verglichen mit Standardrekonstruktionen [69]. oMAR ist dabei das Pendant zu iMAR bei der Firma Philips (Philips Medizin Systeme, Hamburg, Deutschland) und unterscheidet sich bezüglich der Metallartefaktreduktion und der Beurteilbarkeit der angrenzenden knöchernen Strukturen nur unmerklich gegenüber mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bildern [27]. Zu den Standardrekonstruktionen zählten bei Wellenberg et al. jedoch neben den neuesten auf dem Markt erhältlichen iterativen Rekonstruktionstechniken auch ältere, nicht so leistungsstarke iterative Rekonstruktionstechniken [69]. So entstand beispielsweise bei der Firma Siemens die neuste iterative Rekonstruktionssoftware ADMIRE [59] schrittweise aus den iterativen Rekonstruktionssoftwares IRIS (2010) [17] und SAFIRE (2012) [18]. Die CNR wurde bei Wellenberg et al. ähnlich berechnet wie in der vorgelegten Studie, durch Dividieren der Differenz des Mittelwerts im Muskel (HE) und des Mittelwerts des Fetts (HE) durch die Standardabweichung des Fetts (HE) [69]. Bei genauerer Betrachtung ist zudem keine Veränderung der CNR bei mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bildern zu erwarten, denn die Standardrekonstruktionen in der vorgelegten Studie sind wie iMAR auch iterative Rekonstruktionsalgorithmen der neusten Generation und sollten Areale ohne Metallartefakte nicht beeinflussen. Umgekehrt ist bei Studien, die bei der CNR-Berechnung Regionen mit Metallartefakten einbeziehen, durchaus von einer Verbesserung der CNR auszugehen.

Als objektives Maß für das Bildrauschen wurde in vielen Studien die Standardabweichung einer in der Luft oder im Muskel platzierten ROI verwendet [52] [69]. Wie auch in der vorgelegten Studie ($p = 0{,}120$) konnte bei Neroladaki et al. kein signifikanter ($p \geq 0{,}48$) Unterschied im Bildrauschen zwischen CT-Bildern ohne Nachberechnung mit iMAR und mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bildern gefunden werden [52]. Andere Studien beschrieben ein signifikant ($p < 0{,}001$ - $p < 0{,}05$) reduziertes Bildrauschen bei mit iMAR (oder den entsprechenden Softwares von unterschiedlichen Herstellern) nachbearbeiteten CT-Bildern [69] [53] [23].

4.7.2 Metallartefaktreduktion

Wie auch bei VM-errechneten CT-Bildern verwendeten Neuhaus et al. Metallartefakt-bedingte Hounsfieldabschwächungen zur quantitativen Bestimmung der Metallartefaktausprägung. Es finden sich statistisch signifikant ($p < 0{,}0001$) erhöhte Hounsfield-Einheiten in der Metallartefaktregion als Ausdruck für eine effektive Metallartefaktreduktion bei mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bildern verglichen mit den Standardprotokollen ohne Nachbearbeitung. Auch in der subjektiven Auswertung überzeugten mit iMAR nachbearbeite CT-Bilder durch statistisch signifikant reduzierte Metallartefakte auf einer 5-stufigen Likert-Skala. So wurden neben hypointensen Streifenartefakten ($p < 0{,}01$) auch statistisch signifikant hyperintense Metallartefakte ($p < 0{,}0001$) suffizient reduziert. [53] Neben dieser Studie bestätigen weitere Publikationen [52] [63] die in dieser vorgelegten Arbeit beschriebene statistisch signifikante ($p < 0{,}001$) Metallartefaktreduktion. Neroladaki et al. zeigten in ihrer Studie zusätzlich eine signifikante ($p < 0{,}001$) Verbesserung der Beurteilbarkeit der Metall-Knochen-Grenzen [52]. Korrelierend dazu zeigen auch die Ergebnisse der vorgelegten Arbeit eine, jedoch statistisch nicht signifikant, ($p = 0{,}250$) verbesserte Beurteilbarkeit des Metalls.

4.7.3 Beurteilbarkeit der angrenzenden knöchernen Strukturen

Die in der vorgelegten Studie beschriebene statistisch signifikante ($p < 0{,}001$) Verbesserung der Beurteilbarkeit der angrenzenden knöchernen Strukturen wird durch diverse Studien in der Literatur belegt [53] [63] [64] [43]. So konnten kleinere knöcherne Läsionen ($p = 0.021$) insbesondere in der Nähe des eingebrachten Metalls ($p < 0{,}001$) statistisch signifikant besser in mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bildern detektiert werden [64]. iMAR wurde entwickelt, um insbesondere im Weichteilfenster eine effektive Reduktion der Metallartefakte zu erreichen. In der aktuellen Literatur untersuchen daher einige Studien die Verbesserung der Beurteilbarkeit der angrenzenden Weichteilstrukturen [52] [53] [63]. Demnach sind auch die angrenzende Weichteile statistisch signifikant ($p < 0{,}001$ [52], $p < 0{,}05$ [53]) besser zu beurteilen durch die Nachbearbeitung der CT-Scans mit iMAR. Wie auch in der vorliegenden Studie untersucht Subhas et al. die metallfernen knöchernen und weichteiligen Strukturen getrennt von den metallnahen knöchernen und weichteiligen Strukturen und kommt auch zum Ergebnis, dass durch die Nachbearbeitung mit iMAR insbesondere die metallnahen Strukturen statistisch signifikant ($p \leq 0{,}001$) besser auswertbar sind, während die Nachbearbeitung mit iMAR bei metallfernen angrenzenden Strukturen zu keiner signifikanten ($p > 0{,}1$) Verbesserung der Knochen- und Weichteilstrukturen führt [63]. LD-Protokolle profitierten in der vorgelegten Studie besonders von der Nachbearbeitung mit iMAR. Subhas et al. be-

stätigten diese Beobachtung in ihrer Studie und bewerteten LD-Protokolle mit iMAR-Nachbearbeitung mindestens gleichwertig verglichen mit FD-Standardprotokollen ohne iMAR-Nachbearbeitung [64].

Entsprechend den Ergebnissen der vorgelegten Studie beschreiben mehrere Studien das Auftreten neuartiger Artefakte, teilweise mit Aufhellungszonen im Knochen angrenzend an das Metallimplantat, durch die Anwendung der iMAR - Nachbearbeitungssoftware [52] [55] [31]. Während einige dieser Studien berichten, dass diese neuartigen Artefakte keinen Einfluss auf die diagnostische Bildqualität der mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bilder haben [55] [19], sollte jedoch bei Betrachtung der mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bilder, wie auch von Laukamp et al. empfohlen, zum einen die neuartigen Artefakte immer berücksichtigt werden und zum anderen weiterhin zum Vergleich CT-Bilder ohne iMAR-Nachbearbeitung parallel betrachtet werden [35]. Auffallend im klinischen Alltag ist darüber hinaus bei Zinnfilter-basierten Protokollen mit iMAR-Nachbearbeitung insbesondere bei Plattenosteosynthesen (in der vorliegenden Studie nicht untersucht) die Zunahme sowohl der neuartigen Artefakte als auch der Aufhellungszonen in der angrenzenden Kortikalis.

4.8 Vergleich iMAR und VM

Entsprechend den Ergebnissen der vorliegenden Studie finden auch Neuhaus et al. keinen signifikanten Unterschied zwischen der CNR VM-errechneter CT-Bilder (140 keV und 160 keV) und der CNR von mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bildern. Verglichen mit 180 keV VM-errechneten und 200 keV VM-errechneten CT-Bildern weisen mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder statistisch signifikant ($p < 0{,}03$) höhere CNR-Werte auf. [53] Dies ist auch übereinstimmend mit den Ergebnissen der vorgelegten Studie, in der es tendenziell zu sinkenden CNR-Werten bei höherer keV bei VM-errechneten CT-Bildern kommt. So ist es auch nicht überraschend, dass Laukamp et al. lediglich bei dem VM 60 keV CT-Bild signifikant ($p < 0{,}05$) höhere CNR-Werte beschreibt. Bei den restlichen untersuchten VM-errechneten CT-Bildern zwischen 80 keV - 200 keV kommt es zu keinem signifikanten Unterschied zwischen den CNR-Werten der mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bilder und VM-errechneten CT-Bildern. [35] Park et al. bestätigen in ihrer klinischen Studie die Ergebnisse der vorgelegten Arbeit, dass VM-errechnete CT-Bilder ein statistisch signifikant ($p \leq 0{,}025$) geringeres Bildrauschen aufweisen als mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder. Jedoch konnte in der Phantomstudie kein Unterschied ($p = 0{,}917$) des Bildrauschen zwischen VM-errechneten CT-Bildern und mit iMAR nachbearbeiten CT-Bildern gefunden werden. [55]

Entsprechend den Ergebnissen der vorgelegten Studie kommen Park et al. auch zu

dem Ergebnis, dass es keinen statistischen signifikanten ($p \geq 0{,}255$) Unterschied in der Metallartefaktreduktion zwischen VM-errechneten CT-Bildern und mit iMAR nachbearbeiteten Bildern gibt, jedoch beide separat und auch in der Kombination zu einer signifikanten ($p < 0{,}001$) Reduktion der Metallartefakte führen [55]. Bongers et al. schlussfolgerten, dass sowohl VM-errechnete CT-Bilder als auch mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder bei Hüft-TEP zu einer signifikanten ($p < 0{,}005$) Reduktion der Metallartefakte führen. Mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder führen im Vergleich mit VM-errechneten CT-Bildern jedoch statistisch signifikant ($p < 0{,}005$) zu einer höheren Metallartefaktreduktion. Bei Zahnimplantaten weisen nur mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder ($p < 0{,}01$) bzw. die Kombination aus iMAR und VM-errechneten CT-Bildern ($p < 0{,}0001$) eine statistisch signifikante Metallartefaktreduktion auf. [4] Auch Neuhaus et al. kommen zum Schluss, dass bei Hüft-TEP mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder bzw. die Kombination aus iMAR und VM-errechneten CT-Bildern zu einer signifikanten ($p < 0{,}05$) Reduktion der HE-Metallartefaktabschwächung führt, das Herausrechnen VM CT-Bilder alleine dagegen nicht. Die Kombination aus iMAR und VM-errechneten CT-Bildern führte jedoch bezüglich der HE-Metallartefaktabschwächung verglichen mit der Nachbearbeitung mit iMAR alleine zu keinem signifikanten Unterschied. [53] Jagoda et al. berichten sogar, dass das Herausrechnen VM CT-Bilder statistisch signifikant ($p \leq 0{,}02$) sowohl objektiv als auch subjektiv zu einer stärkeren Metallartefaktreduktion führt und dass sogar das eingebrachte Metall, entgegen den Ergebnissen der vorliegenden Studie, statistisch signifikant ($p < 0{,}01$) besser beurteilbar in VM-errechneten CT-Bildern ist, verglichen mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bildern [27].

In der aktuellen Literatur gibt es keine Studie, die zu übereinstimmenden Ergebnissen bei Betrachtung der angrenzenden knöchernen Strukturen kommt beim Vergleich von VM-errechneten CT-Bildern mit mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bildern. In der vorgelegten Arbeit sind die knöchernen Strukturen statistisch signifikant besser beurteilbar bei mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bildern, verglichen mit VM-errechneten CT-Bildern. Jagoda et al. finden keinen signifikanten Unterschied bei der Detektion von Osteolysen zwischen mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bildern und VM-errechneten CT-Bildern. Dagegen sind die angrenzenden knöchernen und weichteiligen Strukturen signifikant ($p < 0{,}05$) besser beurteilbar in VM-errechneten CT-Bildern als in mit iMAR nachbearbeiteten CT-Bildern. [27] Laukamp et al. kommen zum Schluss, dass sowohl mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder als auch VM-errechnete CT-Bilder zu einer signifikanten ($p < 0{,}001$) Verbesserung der Beurteilbarkeit der angrenzenden knöchernen und weichteiligen Strukturen führen. Mit iMAR nachbearbeitete CT-Bilder verbessern dabei insbesondere die Beurteilbarkeit der angrenzenden Weichteile, VM-errechnete CT-Bilder dagegen insbesondere die Beurteilbarkeit der angrenzenden knöchernen Strukturen. [35] Long et al. beschreiben eine signifikante ($p < 0{,}001$) Verbesse-

rung der Beurteilbarkeit der angrenzenden Weichteile und der angrenzenden knöchernen Strukturen durch das Herausrechnen VM CT-Bilder, durch die Nachbearbeitung mit iMAR und im besonderen Maße durch die Kombination von beiden Nachberechnungsalgorithmen [41].

4.9 Schlussfolgerung und Ausblick

Zinnfilter-basierte Protokolle führen bei gleicher Dosis zu einer effektiven Metallartefaktreduktion bei weiterhin guter Beurteilbarkeit der angrenzenden knöchernen Strukturen und sollten daher zunehmend in der Diagnostik eingesetzt werden. Während das Sn 100 kV Protokoll bei einer geringen zu erwartenden Metallartefaktlast überzeugt, führen Sn 150 kV Protokolle auch bei ausgeprägten Metallartefakten zu einem suffizienten Ergebnis. Insbesondere das Sn 150 kV LD Protokoll mit nur einem Drittel der Strahlendosis bietet, verglichen mit anderen LD-Protokollen, weiterhin eine ausreichende Bildqualität. In nachfolgenden Studien gilt es nun, den Zinnfilter als neue innovative Methode zur Metallartefaktreduktion zu etablieren.

Auch die Nachbearbeitung mit iMAR führt zu einer überzeugenden Metallartefaktreduktion und insbesondere metallnah zu einer verbesserten Beurteilbarkeit der knöchernen Strukturen. Neuartige Artefakte, generiert durch den Nachbearbeitungsalgorithmus, können Pathologien, wie beispielsweise Pseudoosteolysen, vortäuschen. Dadurch ist es weiterhin erforderlich, CT-Bilder mit iMAR-Nachbearbeitung nur als Zusatz zu den üblichen iterativen Bildrekonstruktionen zu verwenden. Die kombinierte Verwendung des Zinnfilters und der iMAR-Nachbearbeitungssoftware führt potenziell zu einer Verstärkung der neuartigen, durch den Rechenalgorithmus generierten, Artefakte. Auch dies gilt es in Folgestudien noch genauer zu untersuchen.

Die DE Composed Bilder führen aufgrund des hohen Bildrauschens trotz der effektivsten Metallartefaktreduktion zu einer unzureichenden Beurteilbarkeit der angrenzenden knöchernen Strukturen. Auch die aus den DE Datensätzen errechneten VM CT-Bilder sind, trotz der sehr guten Metallartefaktreduktion und des geringen Bildrauschens mit konsekutiv erhöhter CNR, bei fehlender Abgrenzbarkeit der feinen knöchernen Strukturen unserer Meinung nach nicht geeignet, um eine suffiziente Befundung zu ermöglichen.

Aufgrund der in der Literatur verwendeten unterschiedlichen Berechnungsmöglichkeiten der CNR ist die einfacher zu erhebende Standardabweichung der Luft als Maß für das Bildrauschen unserer Meinung nach besser geeignet, um objektiv CT-Bilder vergleichen zu können.

5 Zusammenfassung

In der Computertomografie (CT) kommt es nach Einbringen von orthopädischen Implantaten zu Metallartefakten, die die Beurteilbarkeit des erzeugten CT-Bildes teilweise erheblich einschränken. Ziel der Studie war es, zu untersuchen, wie in der CT eine Verbesserung der Bildqualität bei Metallimplantaten bei möglichst geringer Strahlenbelastung des Patienten erreicht werden kann, insbesondere unter Anwendung von neuartigen Vorfiltertechniken (Zinn), unterschiedlicher Röhrenspannungen, Dual-Energy-CT sowie iterativer Metallartefaktreduktion (iMAR). Es soll eine bessere Beurteilung der Spongiosa angrenzend an eingebrachtes Osteosynthesematerial erreicht werden, um eventuelle Materiallockerung oder andere Pathologien früher zu detektieren und konsekutiv zu behandeln.

Es wurden vier humane Becken mit dem unteren Teil der Lendenwirbelsäule von Körperspendern mit orthopädischen Implantaten (Hüfttotalendoprothese, proximaler Femurnagel, Wirbelkörperzement) mit 9 verschiedenen Protokollen getestet. Es wurden sowohl Full Dose (FD) Protokolle (Computed Tomography Dose Index: 10 Milligray) sowie Low Dose (LD) Protokolle (Computed Tomography Dose Index: 3,3 Milligray) unter Verwendung eines Zinnfilters, der Dual-Energy-Technik und konventionellen Scans an einem 3. Generations-Dual-Energy-Scanner durchgeführt. Die Auswertung erfolgte anhand von sieben Kriterien (Bildrauschen, Metallartefaktreduktion, Beurteilbarkeit Metall, Beurteilbarkeit Spongiosa metallnah/metallfern, Beurteilbarkeit Kortikalis metallnah/metallfern), die mittels einer subjektiven sechsstufigen Likert-Skala (1 = sehr gut - 6 = ungenügend) ausgewertet wurden. Als objektives Kriterium wurde die CNR (Contrast to Noise Ratio) und die Standardabweichung der Luft bestimmt. Für die statistische Testung wurden der T-Test, die ANOVA (Analysis of Variance) und der Dunnett-Test verwendet.

Bei Betrachtung der knöchernen Strukturen erzielte das FD 150 Kilovolt (kV) Zinnfilter (Sn) Protokoll insgesamt die besten Bewertungen mit einer durchschnittlichen Bewertung von 1,75 (150 kV FD Protokoll: 1,78; Sn 150 kV LD Protokoll: 2,56; FD Dual Energy (DE): 3,38). Bei isolierter Betrachtung der effektivsten Metallartefaktreduktion erzielten sowohl das FD DE Protokoll als auch das LD DE Protokoll die besten Ergebnisse (FD: 1,63; LD: 1,88) gefolgt von den Sn 150 kV Protokollen (FD: 2,25; LD: 2,63). Die DE Protokolle zeigten jedoch im Vergleich zu den anderen Protokollen gemittelt über alle vier Präparate das höchste Bildrauschen auf. Unter Einbeziehung der Nachbearbeitungsalgorithmen (iMAR und virtuell monoenergetische (VM) Bilder der DE Protokolle) konnte mittels dreifaktorieller ANOVAs gezeigt werden, dass die Verwendung einer höheren Dosis, das Vorschalten eines Zinnfilters und die Nachbearbeitung

mit iMAR insgesamt zu einer statistisch signifikanten ($p < 0{,}001$) Verbesserung der subjektiven Bildbewertung führten. Entsprechend erzielte das Sn 150 kV FD Protokoll mit Nachbearbeitung durch iMAR die besten Bewertungen mit einer durchschnittlichen Bewertung von 1,5 auf der Likert-Skala. Das Herausrechnen VM CT-Bilder führt zu einer signifikanten ($p < 0{,}001$) Verschlechterung der Beurteilbarkeit der angrenzenden knöchernen Strukturen aufgrund der schlechten Auflösung der knöchernen Feinstrukturen.

Zinnfilter-basierte Protokolle führen zu einer effektiven Metallartefaktreduktion bei guter Beurteilbarkeit der angrenzenden knöchernen Strukturen und sollten daher im klinischen Alltag häufiger Anwendung finden. Das Sn 150 kV LD Protokoll ist mit nur einem Drittel der Dosis bei weiterhin ausreichender Bildqualität hervorzuheben und daher insbesondere bei jungen Patienten zu bevorzugen. Bei Osteoporosepatienten ist der Zinnfilter durch die aufgehärtete Strahlung nur eingeschränkt anwendbar. Aufgrund der geringen Fallzahl dieser Studie muss dieses Ergebnis noch in repräsentativeren Studien bestätigt werden. Bei fehlender Literatur entfällt für Zinnfilter-basierte Protokolle die Diskussion mit dem Schrifttum.

Entsprechend der aktuellen Literatur profitieren insbesondere LD-Protokolle von der Nachbearbeitung mit iMAR, deren diagnostische Auswertbarkeit auf Grund stark reduzierter Metallartefakte ansteigt und Dosis dadurch eingespart werden kann. Insgesamt schneiden CT-Bilder, die mit der iMAR nachbearbeitet wurden, in der Literatur überwiegend positiv ab. Limitierend für die diagnostische Auswertbarkeit sind jedoch, wie in der Literatur auch mehrfach beschrieben, die Entstehung neuartiger Artefakte. Insbesondere bei Verwendung in Kombination mit einem Zinnfilter treten verhältnismäßig viele, durch den Rechenalgorithmus generierte, neuartige Artefakte auf. Auch dies muss in Folgestudien weiter untersucht werden.

Bei den DE Composed CT-Bildern sind trotz der effektivsten Metallartefaktreduktion die feinen knöchernen Strukturen nicht abgrenzbar, am ehesten aufgrund eines erhöhten Bildrauschens. Auch bei VM-errechneten CT-Bildern sind feine knöcherne Strukturen trotz effektiver Metallartefaktreduktion und reduziertem Bildrauschen nicht abgrenzbar, am ehesten bedingt durch den Rechenalgorithmus. Die diagnostische Bildqualität ist dadurch eingeschränkt. Diese Ergebnisse widersprechen überwiegend der aktuellen Literatur, in der nur selten Kritik an VM-errechneten CT-Bildern ausgeübt wird.

6 Literaturverzeichnis

[1] Alkadhi, H., Leschka, S., Stolzmann, P., Scheffel, H. Wie funktioniert CT? Eine Einführung in Physik, Funktionsweise und klinische Anwendungen der Computertomtographie. Springer, Berlin Heidelberg, S. 32 (2011)

[2] Alkadhi, H., Leschka, S., Stolzmann, P., Scheffel, H. Wie funktioniert CT? Eine Einführung in Physik, Funktionsweise und klinische Anwendungen der Computertomtographie. Springer, Berlin Heidelberg, S. 168-169 (2011)

[3] Barrett, J. F., Keat, N. Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. RadioGraphics, 24: 1679–1691 (2004)

[4] Bongers, M. N., Schabel, C., Thomas, C., Raupach, R., Notohamiprodjo, M., Nikolaou, K., Bamberg, F. Comparison and combination of dual-energy- and iterative-based metal artefact reduction on hip prosthesis and dental implants. PLoS ONE, 10: 1–12 (2015)

[5] Chan, W., Tsang, J., Wong, W., Chu, P., To, V., Lee, C., Yeung, T., Leung, O., Sin, N., Li, O., Yuen, M. Metal Artefact Reduction by Dual-energy Computed Tomography Using Monoenergetic Extrapolation: In-vitro Determination of Optimal Monoenergetic Level with Different Metallic Implants Using a Phantom Body. Hong Kong Journal of Radiology, 19: 35–42 (2016)

[6] Dangelmaier, J., Schwaiger, B. J., Gersing, A. S., Kopp, F. F., Sauter, A., Renz, M., Riederer, I., Braren, R., Pfeiffer, D., Fingerle, A., Rummeny, E. J., Noël, P. B. Dual layer computed tomography: Reduction of metal artefacts from posterior spinal fusion using virtual monoenergetic imaging. European Journal of Radiology, 105: 195–203 (2018)

[7] de Winter, J. C. F., Dodou, D. Five-point Likert items: t Test versus Mann-Whitney-Wilcoxon. Practical Assessment, Research & Evaluation, 15: 1–12 (2012)

[8] Desai, N., Singh, A., Valentino, D. J. Practical evaluation of image quality in computed radiographic (CR) imaging systems. Medical Imaging 2010: Physics of Medical Imaging: 1 – 10 (2010)

[9] Dewes, P., Frellesen, C., Scholtz, J. E., Fischer, S., Vogl, T. J., Bauer, R. W., Schulz, B. Low-dose abdominal computed tomography for detection of urinary stone disease - Impact of additional spectral shaping of the X-ray beam on image quality and dose parameters. European Journal of Radiology, 85: 1058–1062 (2016)

[10] F Edward, B., Dominik, F. CT artefacts: Causes and reduction techniques. Imaging in Medicine, 4: 229–240 (2012)

[11] Filograna, L., Magarelli, N., Leone, A., Guggenberger, R., Winklhofer, S., Thali, M. J., Bonomo, L. Value of monoenergetic dual-energy CT (DECT) for artefact reduction from metallic orthopedic implants in post-mortem studies. Skeletal Radiology, 44: 1287–1294 (2015)

[12] Flohr, T. G., McCollough, C. H., Bruder, H., Petersilka, M., Gruber, K., Süß, C., Grasruck, M., Stierstorfer, K., Krauss, B., Raupach, R., Primak, A. N., Küttner, A., Achenbach, S., Becker, C., Kopp, A., Ohnesorge, B. M. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. European Radiology, 16: 256–268 (2006)

[13] Gilbert, P. Iterative methods for the three-dimensional reconstruction of an object from projections. Journal of Theoretical Biology, 36: 105–117 (1972)

[14] Gordic, S., Morsbach, F., Schmidt, B., Allmendinger, T., Flohr, T., Husarik, D., Baumueller, S., Raupach, R., Stolzmann, P., Leschka, S., Frauenfelder, T., Alkadhi, H. Ultralow-Dose Chest Computed Tomography for Pulmonary Nodule Detection. Investigative Radiology, 49: 465–473 (2014)

[15] Gordon, R., Bender, R., Herman, G. T. Algebraic Reconstruction Techniques (ART) for three-dimensional electron microscopy and X-ray photography. Journal of Theoretical Biology, 29: 471–481 (1970)

[16] Gosheger, G., Ludwig, K., Hillmann, A., Meier, N., Boettner, F., Winkelmann, W. Extended-field CT-Technik zur Evaluation von periprothetischen Knochenläsionen - In-vitro-Untersuchung. RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren, 173: 1099–1103 (2001)

[17] Grant, K., Flohr, T. Iterative Reconstruction in Image Space (IRIS). https://static.healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_ssxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@us/@imaging/documents/download/mdaw/ndq2/~edisp/low_dose_iris_whitepaper-00308416.pdf: (12.11.2019)

[18] Grant, K., Raupach, R. SAFIRE : Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction. https://static.healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_ssxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@global/@imaging/@ct/documents/download/mdaw/ndmw/~edisp/ct_safire_white_paper-00306520.pdf: (12.11.2019)

[19] Große Hokamp, N., Neuhaus, V., Abdullayev, N., Laukamp, K., Lennartz, S., Mpotsaris, A., Borggrefe, J. Reduction of artifacts caused by orthopedic hardware in the spine in spectral detector CT examinations using virtual monoenergetic

image reconstructions and metal-artifact-reduction algorithms. Skeletal Radiology, 47: 195–201 (2018)

[20] Guggenberger, R., Winklhofer, S., Osterhoff, G., Wanner, G. A., Fortunati, M., Andreisek, G., Alkadhi, H., Stolzmann, P. Metallic artefact reduction with monoenergetic dual-energy CT: Systematic ex vivo evaluation of posterior spinal fusion implants from various vendors and different spine levels. European Radiology, 22: 2357–2364 (2012)

[21] Haramati, N., Staron, R. B., Mazel-Sperling, K., Freeman, K., Nickoloff, E. L., Barax, C., Feldman, F. CT scans through metal scanning technique versus hardware composition. Computerized Medical Imaging and Graphics, 18: 429–434 (1994)

[22] Heeren, T., D'Agostino, R. Robustness of the two independent samples t-Test when applied to ordinal scaled data. Statistics in Medicine, 6: 79–90 (1987)

[23] Higashigaito, K., Angst, F., Runge, V. M., Alkadhi, H., Donati, O. F. Metal Artifact Reduction in Pelvic Computed Tomography With Hip Prostheses. Investigative Radiology, 50: 828–834 (2015)

[24] Horat, L., Hamie, M. Q., Huber, F. A., Guggenberger, R. Optimization of Monoenergetic Extrapolations in Dual-Energy CT for Metal Artifact Reduction in Different Body Regions and Orthopedic Implants. Academic Radiology, 26: e67–e74 (2019)

[25] Hounsfield, G. N. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. British Journal of Radiology, 46: 1016 – 1022 (1973)

[26] Hubbell, J. H. Photon Cross Sections, Attenuation Coefficients, and Energy Absorption Coefficients From 10 keV to 100 GeV. NSRDS-NBS, 29: 21 – 40 (1969)

[27] Jagoda, P., Schmitz, D., Wagenpfeil, S., Bücker, A., Minko, P. Comparison of Metal Artifact Reduction in Dual- and Single-Source CT: A Vertebral Phantom Study. American Journal of Roentgenology, 211: 1298–1305 (2018)

[28] Joseph, P. M., Spital, R. D., Stockham, C. D. The effects of sampling on CT images. Computerized Tomography, 4: 189–206 (1980)

[29] Kachelrieß, M., Krauss, A. Iterative Metal Artifact Reduction (iMAR): Technical Principles and Clinical Results in Radiation Therapy. https://static.healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_ssxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@de/@imaging/documents/download/mda1/nje2/~edisp/de_cdv_imar_dg2_2609_cr_whitepaper_imar_rz_k1_149621276_1-02584499.pdf: (30.07.2019)

[30] Katsura, M., Sato, J., Akahane, M., Kunimatsu, A., Abe, O. Current and Novel Techniques for Metal Artifact Reduction at CT: Practical Guide for Radiologists. RadioGraphics, 38: 450–461 (2018)

[31] Kidoh, M., Nakaura, T., Nakamura, S., Tokuyasu, S., Osakabe, H., Harada, K., Yamashita, Y. Reduction of dental metallic artefacts in CT: Value of a newly developed algorithm for metal artefact reduction (O-MAR). Clinical Radiology, 69: e11–e16 (2014)

[32] Klotz, E., Kalender, W., Sokiranski, R., Felsenberg, D. Algorithms for the reduction of CT artefacts caused by metallic implants. SPIE Med Imag, 1234: 642 – 650 (1990)

[33] Krumm, M., Sauerwein, C., Hämmerle, V., Knupe, G. Macht kV wirklich grau ? – Eine Vergleichsstudie zu 600 kV Computertomografiesystemen. http://jt2013.dgzfp.de/Portals/jt2013/BB/mo3a2.pdf: (26.10.2019)

[34] Kuchenbecker, S., Faby, S., Sawall, S., Lell, M., Kachelrieß, M. Dual energy CT: How well can pseudo-monochromatic imaging reduce metal artifacts? Medical Physics, 42: 1023–1036 (2015)

[35] Laukamp, K. R., Lennartz, S., Neuhaus, V. F., Große Hokamp, N., Rau, R., Le Blanc, M., Abdullayev, N., Mpotsaris, A., Maintz, D., Borggrefe, J. CT metal artifacts in patients with total hip replacements: for artifact reduction monoenergetic reconstructions and post-processing algorithms are both efficient but not similar. European Radiology, 28: 4524–4533 (2018)

[36] Lee, K. Y. G., Cheng, H. M. J., Chu, C. Y., Tam, C. W. A., Kan, W. K. Metal artifact reduction by monoenergetic extrapolation of dual-energy CT in patients with metallic implants. Journal of Orthopaedic Surgery, 27: 230949901985117 (2019)

[37] Lee, M.-J., Kim, S., Lee, S.-A., Song, H.-T., Huh, Y.-M., Kim, D.-H., Han, S. H., Suh, J.-S. Overcoming Artifacts from Metallic Orthopedic Implants at High-Field-Strength MR Imaging and Multi-detector CT. RadioGraphics, 27: 791–803 (2007)

[38] Lee, S. M., Choo, H. J., Lee, S. J., Kim, S. K., Lee, I. S., Kim, D. W., Baek, J. W., Heo, Y. J. Cervical spine CT using spectral shaping: Can it be a solution to overcome artifacts in the lower cervical spinal region? Korean Journal of Radiology, 20: 469–478 (2019)

[39] Lewis, M., Reid, K., Toms, A. P. Reducing the effects of metal artefact using high keV monoenergetic reconstruction of dual energy CT (DECT) in hip replacements. Skeletal Radiology, 42: 275–282 (2013)

[40] Link, T. M., Berning, W., Scherf, S., Joosten, U., Joist, A., Engelke, K., Daldrup-Link, H. E. CT of Metal Implants: Reduction of Artifacts Using an Extended CT Scale Technique. Journal of Computer Assisted Tomography, 24: 165–172 (2000)

[41] Long, Z., DeLone, D. R., Kotsenas, A. L., Lehman, V. T., Nagelschneider, A. A., Michalak, G. J., Fletcher, J. G., McCollough, C. H., Yu, L. Clinical assessment of metal artifact reduction methods in dual-energy CT examinations of instrumented spines. American Journal of Roentgenology, 212: 395–401 (2019)

[42] Magarelli, N., De Santis, V., Marziali, G., Menghi, A., Burrofato, A., Pedone, L., Del Prete, D., Iezzi, R., de Waure, C., D'andrea, M., Leone, A., Colosimo, C. Application and advantages of monoenergetic reconstruction images for the reduction of metallic artifacts using dual-energy CT in knee and hip prostheses. Radiologia Medica, 123: 593–600 (2018)

[43] Mahnken, A. H., Raupach, R., Wildberger, J. E., Jung, B., Heussen, N., Flohr, T. G., G??nther, R. W., Schaller, S. A New Algorithm for Metal Artifact Reduction in Computed Tomography. Investigative Radiology, 38: 769–775 (2003)

[44] Mangold, S., Gatidis, S., Luz, O., König, B., Schabel, C., Bongers, M. N., Flohr, T. G., Claussen, C. D., Thomas, C. Single-Source Dual-Energy Computed Tomography. Investigative Radiology, 49: 788–793 (2014)

[45] Martini, K., Higashigaito, K., Barth, B. K., Baumueller, S., Alkadhi, H., Frauenfelder, T. Ultralow-dose CT with tin filtration for detection of solid and sub solid pulmonary nodules: A phantom study. British Journal of Radiology, 88 (2015)

[46] Matsumoto, K., Jinzaki, M., Tanami, Y., Ueno, A., Yamada, M., Kuribayashi, S. Virtual Monochromatic Spectral Imaging with Fast Kilovoltage Switching: Improved Image Quality as Compared with That Obtained with Conventional 120-kVp CT. Radiology, 259: 257–262 (2011)

[47] May, M. S., Brand, M., Lell, M. M., Sedlmair, M., Allmendinger, T., Uder, M., Wuest, W. Radiation dose reduction in parasinus CT by spectral shaping. Neuroradiology, 59: 169–176 (2017)

[48] McQuiston, A. D., Muscogiuri, G., Schoepf, U. J., Meinel, F. G., Canstein, C., Varga-Szemes, A., Cannao', P. M., Wichmann, J. L., Allmendinger, T., Vliegenthart, R., De Cecco, C. N. Approaches to ultra-low radiation dose coronary artery calcium scoring based on 3rd generation dual-source CT: A phantom study. European Journal of Radiology, 85: 39–47 (2016)

[49] Messerli, M., Kluckert, T., Knitel, M., Wälti, S., Desbiolles, L., Rengier, F., Warschkow, R., Bauer, R. W., Alkadhi, H., Leschka, S., Wildermuth, S. Ultralow dose CT for pulmonary nodule detection with chest x-ray equivalent dose – a prospective intra-individual comparative study. European Radiology, 27: 3290–3299 (2017)

[50] Meyer, E., Raupach, R., Lell, M., Schmidt, B., Kachelrieß, M. Normalized metal artifact reduction (NMAR) in computed tomography. Medical Physics, 37: 5482–5493 (2010)

[51] Meyer, E., Raupach, R., Lell, M., Schmidt, B., Kachelrieß, M. Frequency split metal artifact reduction (FSMAR) in computed tomography. Medical Physics, 39: 1904–1916 (2012)

[52] Neroladaki, A., Martin, S. P., Bagetakos, I., Botsikas, D., Hamard, M., Montet, X., Boudabbous, S. Metallic artifact reduction by evaluation of the additional value of iterative reconstruction algorithms in hip prosthesis computed tomography imaging. Medicine, 98: e14341 (2019)

[53] Neuhaus, V., Grosse Hokamp, N., Zopfs, D., Laukamp, K., Lennartz, S., Abdullayev, N., Maintz, D., Borggrefe, J. Reducing artifacts from total hip replacements in dual layer detector CT: Combination of virtual monoenergetic images and orthopedic metal artifact reduction. European Journal of Radiology, 111: 14–20 (2019)

[54] Omoumi, P., Becce, F., Racine, D., Ott, J., Andreisek, G., Verdun, F. Dual-Energy CT: Basic Principles, Technical Approaches, and Applications in Musculoskeletal Imaging (Part 1). Seminars in Musculoskeletal Radiology, 19: 431–437 (2015)

[55] Park, J., Kim, S. H., Han, J. K. Combined application of virtual monoenergetic high keV images and the orthopedic metal artifact reduction algorithm (O-MAR): effect on image quality. Abdominal Radiology, 44: 756–765 (2019)

[56] Paulis, L. E., Kroll, J., Heijnens, L., Huijnen, M., Gerretsen, R., Backes, W. H., Hofman, P. A. Is CT bulletproof? On the use of CT for characterization of bullets in forensic radiology. International Journal of Legal Medicine: 1869–1877 (2019)

[57] Pessis, E., Sverzut, J. M., Campagna, R., Guerini, H., Feydy, A., Drapé, J. L. Reduction of Metal Artifact with Dual-Energy CT: Virtual Monospectral Imaging with Fast Kilovoltage Switching and Metal Artifact Reduction Software. Seminars in Musculoskeletal Radiology, 19: 446–455 (2015)

[58] Primak, A. N., Ramirez Giraldo, J. C., Liu, X., Yu, L., McCollough, C. H. Improved dual-energy material discrimination for dual-source CT by means of additional spectral filtration. Medical Physics, 36: 1359–1369 (2009)

[59] Ramirez-Giraldo, J. C., Grant, K. L., Raupach, R. AD-MIRE : Advanced Modeled Iterative Reconstruction. https://static.healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_ssxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@global/@imaging/@ct/documents/download/mda4/ntq4/~edisp/ct_whitepaper_admire-05678345.pdf: (12.11.2019)

[60] Schofield, R., King, L., Tayal, U., Castellano, I., Stirrup, J., Pontana, F., Earls, J., Nicol, E. Image reconstruction: Part 1 – understanding filtered back projection, noise and image acquisition. Journal of Cardiovascular Computed Tomography (2019)

[61] Siemens. Healthineers GmbH. https://www.siemens-healthineers.com/computed-tomography/technologies-innovations/ct-dual-energy/technical-specifications: (29.11.2019)

[62] Siemens. Healthineers GmbH. https://www.siemens-healthineers.com/de/computed-tomography/technologies-innovations/tin-filter: (29.11.2019)

[63] Subhas, N., Polster, J. M., Obuchowski, N. A., Primak, A. N., Dong, F. F., Herts, B. R., Iannotti, J. P. Imaging of Arthroplasties: Improved Image Quality and Lesion Detection With Iterative Metal Artifact Reduction, a New CT Metal Artifact Reduction Technique. American Journal of Roentgenology, 207: 378–385 (2016)

[64] Subhas, N., Pursyko, C. P., Polster, J. M., Obuchowski, N. A., Primak, A. N., Dong, F. F., Herts, B. R. Dose Reduction With Dedicated CT Metal Artifact Reduction Algorithm: CT Phantom Study. American Journal of Roentgenology, 210: 593–600 (2018)

[65] Sutter, R., Dietrich, T. Reduktion von Metallartefakten in der muskuloskelettalen Bildgebung. Radiologie up2date, 16: 127–144 (2016)

[66] Tayal, U., King, L., Schofield, R., Castellano, I., Stirrup, J., Pontana, F., Earls, J., Nicol, E. Image reconstruction in cardiovascular CT: Part 2 – Iterative reconstruction; potential and pitfalls. Journal of Cardiovascular Computed Tomography, 57: xv (2019)

[67] Ulzheimer, S., Freund, J. The Stellar Detector (White Paper). https://static.healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_ssxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@global/@imaging/@ct/documents/

download/mda2/mjkw/~edisp/computed-tomography_machine-technology_stellar-detector_whitepaper-03369873.pdf: (30.07.2019)

[68] Weis, M., Henzler, T., Nance, J. W., Haubenreisser, H., Meyer, M., Sudarski, S., Schoenberg, S. O., Neff, K. W., Hagelstein, C. Radiation dose comparison between 70 kVp and 100 kVp with spectral beam shaping for non-contrast-enhanced pediatric chest computed tomography. Investigative Radiology, 52: 155–162 (2017)

[69] Wellenberg, R. H., van Osch, J. A., Boelhouwers, H. J., Edens, M. A., Streekstra, G. J., Ettema, H. B., Boomsma, M. F. CT radiation dose reduction in patients with total hip arthroplasties using model-based iterative reconstruction and orthopaedic metal artefact reduction. Skeletal Radiology, 4 (2019)

[70] Wuest, W., May, M., Saake, M., Brand, M., Uder, M., Lell, M. Low-Dose CT of the Paranasal Sinuses: Minimizing X-Ray Exposure with Spectral Shaping. European Radiology, 26: 4155–4161 (2016)

[71] Yazdi, M., Beaulieu, L. Artifacts in spiral X-ray CT scanners: problems and solutions. Proceedings of World Academy of Science, Engineering and Technology, 26: 376–380 (2007)

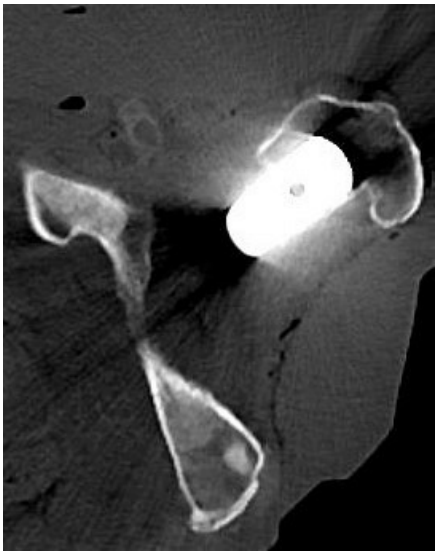
[72] Zhang, G. M. Y., Shi, B., Sun, H., Xue, H. D., Wang, Y., Liang, J. X., Xu, K., Wang, M., Wang, M., Xu, M., Jin, Z. Y. High-pitch low-dose abdominopelvic CT with tin-filtration technique for detecting urinary stones. Abdominal Radiology, 42: 2127–2134 (2017)

[73] Zhou, W., Bartlett, D. J., Diehn, F. E., Glazebrook, K. N., Kotsenas, A. L., Carter, R. E., Fletcher, J. G., McCollough, C. H., Leng, S. Reduction of Metal Artifacts and Improvement in Dose Efficiency Using Photon-Counting Detector Computed Tomography and Tin Filtration. Investigative radiology, 54: 204–211 (2019)

Anhang



(a) **150 kV FD Hüft-TEP links axial**



(b) **120 kV FD Hüft-TEP links axial**

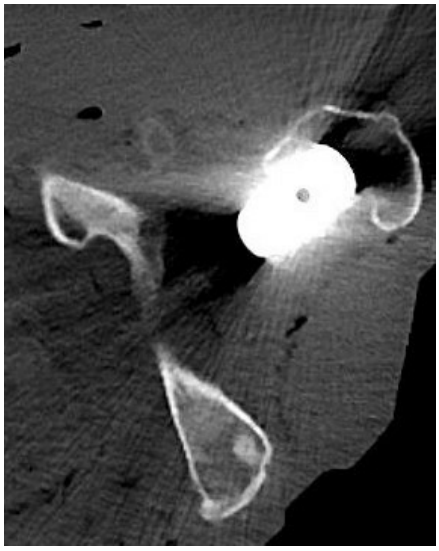


(c) **Dual Energy FD Hüft-TEP links axial**



(d) **Sn 150 kV FD Hüft-TEP rechts axial**

Abbildung 44: **Beispiel CT-Bild des Studienprotokolls a) 150 kV FD, b) 120 kV FD, c) DE FD und d) Sn 150 kV FD. August 2018 am Siemens Somatom Force am BwK Ulm** Legende: Sn = Zinnfilter, kV = Kilovolt, FD = Full Dose, Hüft-TEP = Hüfttotalendoprothese



(a) **Sn 100 kV LD Hüft-TEP links axial**



(b) **Sn 150 kV LD Hüft-TEP links axial**



(c) **Dual Energy LD Hüft-TEP links axial**



(d) **120 kV LD Hüft-TEP rechts axial**

Abbildung 45: **Beispiel CT-Bild des Studienprotokolls a) Sn 100 kV LD, b) Sn 150 kV LD, c) DE LD und d) 120 kV LD. August 2018 am Siemens Somatom Force, BwK Ulm** Legende: Sn = Zinnfilter, kV = Kilovolt, LD = Low Dose, Hüft-TEP = Hüfttotalendoprothese



(a) **150 kV LD Hüft-TEP links axial**



(b) **iMAR 150 kV FD Hüft-TEP links axial**



(c) **iMAR 120 kV FD Hüft-TEP links axial**



(d) **iMAR DE FD Hüft-TEP rechts axial**

Abbildung 46: **Beispiel CT-Bild des Studienprotokolls a) 150 kV LD, b) iMAR 150 kV FD, c) iMAR 120 kV FD und d) iMAR DE FD. August 2018 am Siemens Somatom Force, BwK Ulm** Legende: kV = Kilovolt, FD = Full Dose, LD = Low Dose, Hüft-TEP = Hüfttotalendoprothese, DE = Dual Energy, iMAR = iterative Metallartefaktreduktionssoftware



(a) **iMAR Sn 150 kV FD Hüft-TEP links axial**



(b) **iMAR Sn 100 kV LD Hüft-TEP links axial**



(c) **iMAR Sn 150 kV LD Hüft-TEP links axial**



(d) **iMAR 120 kV LD Hüft-TEP rechts axial**

Abbildung 47: **Beispiel CT-Bild des Studienprotokolls a) iMAR Sn 150 kV FD, b) iMAR Sn 100 kV LD, c) iMAR Sn 150 kV LD und d) iMAR 120 kV LD. August 2018 am Siemens Somatom Force, BwK Ulm** Legende: Sn = Zinnfilter, kV = Kilovolt, FD = Full Dose, LD = Low Dose, Hüft-TEP = Hüfttotalendoprothese, iMAR = iterative Metallartefaktreduktionssoftware



(a) **iMAR 150 kV LD Hüft-TEP links axial**



(b) **VM 100 keV FD Hüft-TEP links axial**

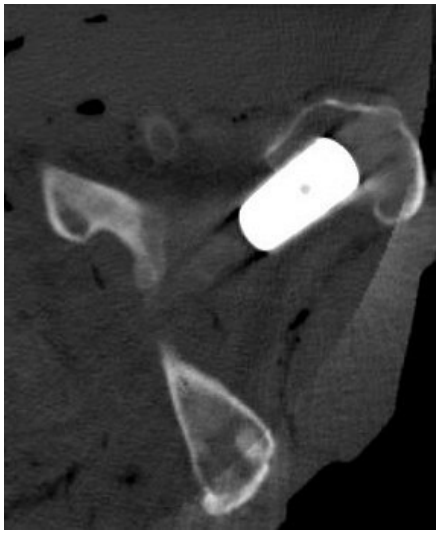


(c) **VM 120 keV FD Hüft-TEP links axial**



(d) **VM 140 keV FD Hüft-TEP rechts axial**

Abbildung 48: **Beispiel CT-Bild des Studienprotokolls a) iMAR 150 kV LD, b) VM 100 keV FD, c) VM 120 keV FD und d) VM 140 keV FD. August 2018 am Siemens Somatom Force, BwK Ulm** Legende: kV = Kilovolt, keV = Kiloelektronenvolt, FD = Full Dose, LD = Low Dose, Hüft-TEP = Hüfttotalendoprothese, VM = Virtuell Monoenergetisch, iMAR = iterative Metallartefaktreduktionssoftware



(a) **VM 150 kV FD Hüft-TEP links axial**



(b) **VM 160 keV FD Hüft-TEP links axial**



(c) **VM 100 keV LD Hüft-TEP links axial**



(d) **VM 120 keV LD Hüft-TEP rechts axial**

Abbildung 49: **Beispiel CT-Bild des Studienprotokolls a) VM 150 keV FD, b) VM 160 keV FD, c) VM 100 keV LD und d) VM 120 keV LD. August 2018 am Siemens Somatom Force, BwK Ulm** Legende: keV = Kiloelektronenvolt, FD = Full Dose, LD = Low Dose, Hüft-TEP = Hüfttotalendoprothese, VM = Virtuell Monoenergetisch



(a) **VM 140 kV LD Hüft-TEP links axial**



(b) **VM 150 keV LD Hüft-TEP links axial**



(c) **VM 160 keV LD Hüft-TEP links axial**

Abbildung 50: **Beispiel CT-Bild des Studienprotokolls a) VM 140 keV LD, b) VM 150 keV LD und c) VM 160 keV LD. August 2018 am Siemens Somatom Force, BwK Ulm** Legende: keV = Kiloelektronenvolt, LD = Low Dose, Hüft-TEP = Hüfttotalendoprothese, VM = Virtuell Monoenergetisch

Tabelle 54: **Akquisitionsparameter CT-Scans der Beckenstudie Siemens Somatom Force August 2018 BwK Ulm** Legende: Sn = Zinnfilter, FD = Full Dose, LD = Low Dose, kV = Kilovolt, keV = Kiloelektronenvolt, mm = Millimeter, mAs = Milliamperesekunden, CTDI = Computed Tomography Dose Index, mGy = Milligray, cm = Zentimeter

Protokoll	Röhrenstrom (mAs)	CTDI (mGy)	DLP (mGy*cm)	Pitch	Detektor-konfiguration (mm)	Rotationszeit (1/s)
150 kV FD	87	9,88	272,1	0,8	192 x 0,6	1
120 kV FD	149	9,96	269,9	0,8	192 x 0,6	1
DE 100/150 kV FD	96/192	9,97	270,2	0,5	128 x 0,6	0,5
Sn 150 kV FD	342	9,96	268,5	0,8	192 x 0,6	1
Sn 100 kV LD	960	3,33	89,6	0,8	192 x 0,6	1
Sn 150 kV LD	113	3,29	88,5	0,8	192 x 0,6	1
DE 100/150 kV LD	32/64	3,27	88,7	0,5	128 x 0,6	0,5
120 kV LD	49	3,26	88,5	0,8	192 x 0,6	1
150 kV LD	28	3,15	86,8	0,8	192 x 0,6	1

Tabelle 55: **Rekonstruktionsparameter CT-Scans der Beckenstudie Siemens Somatom Force August 2018 BwK Ulm** Legende: Sn = Zinnfilter, FD = Full Dose, LD = Low Dose, kV = Kilovolt, mm = Millimeter, keV = Kiloelektronenvolt, KN = Knochenfenster, WT = Weichteilfenster

Protokoll	Faltungskern KN 2 mm	Faltungskern KN 0,6 mm	Faltungskern WT 3 mm	Faltungskern WT 0,6 mm	Inkrement KN 2 mm	Inkrement KN 0,6 mm	Inkrement WT 3 mm	Inkrement WT 0,6 mm
150 kV FD	Br59	Br59	Br36	Br36	2	0,5	3	0,5
120 kV FD	Br59	Br59	Br36	Br36	2	0,5	3	0,5
DE 100/150 kV FD	Br59	Qr59	Br36	Qr36	2	0,5	3	0,5
Sn 150 kV FD	Br59	Br59	Br36	Br36	2	0,5	3	0,5
Sn 100 kV LD	Br59	Br59	Br36	Br36	2	0,5	3	0,5
Sn 150 kV LD	Br59	Br59	Br36	Br36	2	0,5	3	0,5
DE 100/150 kV LD	Br59	Qr59	Br36	Qr36	2	0,5	3	0,5
120 kV LD	Br59	Br59	Br36	Br36	2	0,5	3	0,5
150 kV LD	Br59	Br59	Br36	Br36	2	0,5	3	0,5

Danksagung

Die Danksagung wurde aus Gründen des Datenschutzes entfernt.

Lebenslauf

Der Lebenslauf wurde aus Gründen des Datenschutzes entfernt.