

Aus der Klinik für Diagnostische Radiologie  
(Direktor Prof. Dr. M. Heller)  
im Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel  
an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

**NIEDRIGDOSIS-COMPUTERTOMOGRAPHIE DES OBEREN SPRUNGGELLENKES  
UND DER FUßWURZEL – EINE EX-VIVO STUDIE**

Inauguraldissertation  
zur Erlangung der Doktorwürde  
der Medizinischen Fakultät  
der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

vorgelegt von

**ANNA STEIN**

aus **KIEL**

Kiel **2011**

1. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. Bolte

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Seekamp

Tag der mündlichen Prüfung: 9.8.2011

Zum Druck genehmigt, Kiel, den 9.8.2011

gez. Prof. Dr. Biederer (Prüfer)

<b>Inhaltsverzeichnis</b>	<b>Seite</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>01</b>
1.1 Klinischer Hintergrund	01
1.2 Ätiologie, Diagnostik und Therapie von Frakturen des oberen Sprunggelenkes und der Fußwurzelknochen	01
1.3 Bildgebende diagnostische Verfahren	03
1.4 Niedrigdosis-Computertomographie	06
1.5 Ziel der Arbeit	07
<b>2 Material und Methoden</b>	<b>08</b>
2.1 Präparate	08
2.2 Datenerhebung	08
2.3 Bildrekonstruktion	10
2.4 Bildbewertung	14
2.5 Datenauswertung	17
<b>3 Ergebnisse</b>	<b>19</b>
3.1 Bewertung der anatomischen Strukturmerkmale	20
3.2 Gesamtbildqualität	23
3.3 Knochenstruktur	26
3.4 Untersuchungsparameter	30
<b>4 Diskussion</b>	<b>33</b>
4.1 MSCT und Dosis	33
4.2 Dosisreduktion durch Protokolloptimierung	34
4.3 Diskussion der vorliegenden Ergebnisse	39
4.4 Einschränkungen	42
4.5 Ausblick	43
4.6 Fazit	44
<b>5 Zusammenfassung</b>	<b>45</b>

<b>6 Literaturverzeichnis</b>	<b>47</b>
<b>7 Danksagung</b>	<b>52</b>
<b>8 Lebenslauf</b>	<b>53</b>

# **1 Einleitung**

## **1.1 Klinischer Hintergrund**

Frakturen des oberen Sprunggelenkes (OSG, lat. *Articulatio talocruralis*) sind häufig und treten zu einem überwiegenden Anteil bei jungen Patienten auf. Sie betreffen, wie auch Frakturen der Fußwurzel (lat. *Tarsus*), eine komplexe anatomische Region mit hoher statischer Belastung. Ihre Intaktheit ist eine grundlegende Voraussetzung für die Stabilität und Belastbarkeit des Fußes und somit für die physiologische Funktion der gesamten Extremität (Randt et al. 1998; Zwipp et al. 1997).

Bei komplexen Verletzungen der Knochen-, Muskel- und Sehnenstrukturen oder unzureichender Therapie besteht ein hohes Risiko für die Entwicklung sekundärer Komplikationen, wie Knochennekrosen, posttraumatischen Arthrosen, Instabilitäten und chronischen Schmerzsyndromen. Komplizierte Verläufe können in der Folge zu dauerhaften Behinderungen des einzelnen Patienten führen, was für Erwerbstätige oft den teilweisen oder kompletten Verlust der Arbeitsfähigkeit bedeutet (Parsons 2003; Kotter et al. 1997; Makki et al. 2010). Die optimale Versorgung und Rehabilitation von Frakturen des OSG und des Tarsus ist daher nicht nur von Bedeutung für die individuelle Lebensqualität, sondern auch von großem sozialökonomischen Interesse (Eastwood et al. 1993a; Zwipp et al. 1997). Grundlegende Voraussetzung für eine fachgerechte Behandlung der unterschiedlichen Verletzungen ist eine zügige und korrekte Diagnosestellung. Kernelement der Diagnostik ist neben der klinischen Untersuchung die Bildgebung mittels Röntgenaufnahmen. Bei unklaren Röntgenbefunden wird in zunehmenden Ausmaß ergänzend die Mehrschicht-Spiral-Computertomographie (MSCT) eingesetzt, um eine überlagerungsfreie Darstellung der Strukturen zu erreichen (Haapamaki et al. 2004; Kotter et al. 1997; Opherk et al. 2007).

## **1.2 Ätiologie, Diagnostik und Therapie von Frakturen des oberen Sprunggelenkes und der Fußwurzelknochen**

In der klinischen Einteilung werden Malleolarfrakturen des OSG von knöchernen Verletzungen der Fußwurzelknochen unterschieden (Dittrich und Stedtfeld, 1992).

Im OSG artikuliert das Fußskelett über das Sprungbein (lat. *Talus*) mit Schien- (lat. *Tibia*) und Wadenbein (lat. *Fibula*). Frakturen in dieser Region gehören zu den häufigsten Gelenkverletzungen des Erwachsenen und sind ätiologisch meist auf

Verletzungsmechanismen mit axialer Gewalteinwirkung und gleichzeitiger Belastung durch Biegung, Dehnung oder Zug zurückzuführen (Lauge-Hansen 1950; Mulligan 2000). Zur bildgebenden Diagnostik wird primär die Projektionsradiographie eingesetzt. Eine ergänzende Untersuchung mittels MSCT wird zur Operationsplanung bei komplizierten Frakturen mit mehreren Fragmenten und bei Pilon-tibiale-Beteiligung empfohlen, um das Ausmaß der Verletzungen detailliert erfassen zu können (Haapamaki et al. 2004). Die Therapie von OSG-Frakturen erfolgt überwiegend operativ. Lediglich distal lokalisierte, nicht-dislozierte Frakturen können konservativ durch Immobilisation zufriedenstellend behandelt werden (Richter und Muhr 2000).

Frakturen der 7 Fußwurzelknochen treten im Gegensatz zu OSG-Verletzungen selten auf. Ätiologisch sind sie meist auf Hochenergetraumen im Rahmen von Autounfällen oder Stürzen aus großer Höhe zurückzuführen (Mulligan 2000; Randt et al. 1998; Zwipp et al. 1997). Betroffen sind überwiegend männliche Patienten zwischen dem 30. und 50. Lebensjahr (Eastwood et al. 1993a; Richter und Muhr 2000; Zwipp et al. 1993). Am häufigsten resultieren Frakturen der proximal gelegenen Knochen, des Sprungbeins und Fersenbeins (lat. Calcaneus). Bei Frakturen des Talushalses können verletzungsbedingt Durchblutungsstörungen unterschiedlicher Schweregrade bis hin zu avaskulären Nekrosen auftreten (Hawkins 1970). Calcaneus-Verletzungen gehen in einer Mehrheit der Fälle mit einer Beteiligung des unteren Sprunggelenkes (USG) einher, in dem Talus und Calcaneus miteinander artikulieren (Eastwood et al. 1993a; Häberle et al. 1993). Aufgrund der besonderen statischen Belastung und vaskulären Versorgung der ossären Strukturen ist bei diesen Frakturen das Risiko für die Entwicklung posttraumatischer Komplikationen deutlich erhöht (Makki et al. 2010).

Isolierte Frakturen der distalen Fußwurzelknochen, des Kahnbeins (lat. Os naviculare), der drei Keilbeine (lat. Ossa cuneiformia: mediale, intermedium und laterale) und des Würfelbeins (lat. Os cuboideum) sind selten und resultieren in der Regel nach direkten Traumen durch Einklemmung oder Kontusion. Ätiologisch häufiger treten sie begleitend bei Luxationstraumen entlang der Chopart-Gelenklinie, zwischen proximalen und distalen Fußwurzelknochen, oder der Lisfranc-Gelenklinie, zwischen Tarsus und den Mittelfußknochen (lat. Ossa metatarsi) gelegen, auf (Klaue 2004; Opherk et al. 2007; Randt et al. 1998). Luxationen und Frakturen im Bereich der Chopart-Gelenklinie sind ernste Verletzungen mit einer erheblichen

Langzeitmorbidity (van Dorp et al. 2010). Bei 20 - 25% der Betroffenen resultiert eine dauerhafte Minderung der Erwerbsfähigkeit, was der Komplikationsrate bei Calcaneusfrakturen entspricht (Kotter et al. 1997; Makki et al. 2010).

Bei Verdacht auf Tarsus-Verletzungen erfolgt die Diagnostik primär durch Röntgenaufnahmen in 2 Ebenen (Brian und Mahraj 2005; Furlong et al. 2004; Sizensky und Marks 2004; Haapamaki et al. 2004). Aufgrund der komplexen Anatomie und zahlreichen Überlagerungen lassen sich jedoch selbst unter Einsatz von Schräg- und Zielaufnahmen oft nicht alle Strukturen ausreichend abbilden. Insbesondere Frakturen der proximalen Fußwurzelknochen und Verletzungen der Chopart- und Lisfranc-Gelenklinie werden daher im Röntgenbild häufig übersehen (Brian und Mahraj 2005; Furlong et al. 2004; Häberle et al. 93; Rammelt et al. 2002). Bei klinischem Verdacht ist deshalb auch bei unauffälligem Röntgenbefund eine ergänzende Untersuchung mittels MSCT indiziert (Brian und Mahraj 2005; Furlong et al. 2004; Haapamaki et al. 2004; Herold et al. 2004; Kotter et al. 1997; Rammelt et al. 2002; Van Dorp et al. 2010). Therapeutisch werden bei Frakturen und Dislokationen im Bereich der Fußwurzel überwiegend operative, rekonstruierende Verfahren eingesetzt, um langwierigen posttraumatischen Verläufen vorzubeugen (Eastwood et al. 1993b; Main und Jowett 1975; Makki et al. 2010; Mulligan 2000). Eine adäquate und umfassende Bildgebung ist daher sowohl für die Therapieentscheidung als auch für die Operations-Planung von grundlegender Bedeutung.

### **1.3 Bildgebende diagnostische Verfahren**

Zur bildgebenden Diagnostik von Skelettverletzungen der distalen unteren Extremität stehen unterschiedliche Modalitäten zur Verfügung. Generelle Voraussetzung für die Frakturdiagnostik ist die vollständige Darstellung des betroffenen Skelettabschnittes und der angrenzenden Gelenke. Vorwiegend werden die Projektionsradiographie, die MSCT und selten auch die Magnetresonanztomographie (MRT) eingesetzt.

Die Projektionsradiographie ist das grundlegende, bildgebende Verfahren zur Diagnostik knöcherner Verletzungen und wird auch bei Verdacht auf Frakturen im Bereich des OSG und Tarsus als primäre Methode der Wahl eingesetzt (Brian und Mahraj 2005; Furlong et al. 2004; Sizensky und Marks 2004). Die Bilderzeugung erfolgt mittels Röntgenstrahlen, die durch die zu untersuchende Körperregion gesendet werden. In Abhängigkeit von der Dichte und stofflichen Eigenschaft des zu untersuchenden Gewebes erfolgt eine örtlich unterschiedliche Abschwächung der

Strahlung. Durch geeignetes Filmmaterial oder elektronische Detektoren kann dies gemessen und als Absorptionsverteilungsbild (i.e. das sogenannte „Röntgenbild“) planar dargestellt werden (Braunschweig et al. 1997; Röntgen 1896; Rowland 1896). Da Knochengewebe aufgrund seines hohen Kalziumgehalts die Röntgenstrahlung stark abschwächt, werden Veränderungen der Gewebestruktur, wie Frakturlinien oder Dislokationen, deutlich abgebildet. Die üblichen Röntgenaufnahmen in 2 Ebenen können bei Bedarf durch Schräg-, Ziel- und gehaltene Aufnahmen ergänzt werden. Röntgengeräte stehen flächendeckend zur Verfügung und die Kosten der Untersuchung sind gering. In zunehmendem Ausmaß werden neben Film-Folien-Systemen auch optische Speichermedien und digitale Systeme als Detektoren verwendet. Die digitale Form der Radiographie ermöglicht die Anwendung spezieller Funktionen, wie Vergrößerung und Fensterung, zur Bildbetrachtung und somit einen Gewinn an diagnostischer Information (Braunschweig et al. 1997). Bedingt durch die komplexe Anatomie resultieren bei Untersuchung des Fußskelettes mittels Radiographie oft Überlagerungseffekte. Schwer einsehbare Gelenkflächen können dadurch häufig nicht lückenlos dargestellt und beurteilt werden. Die Diagnosestellung kann daher bei komplizierten Verletzungen erschwert sein (Brian und Mahraj 2005; Furlong et al. 2004; Haapamaki et al 2004). Bei unklaren Befunden sollte die Diagnostik durch weitere bildgebende Verfahren, wie die MSCT oder die MRT, ergänzt werden.

Die MSCT ist eine Weiterentwicklung der Spiral-Computertomographie (SCT), einem Schnittbildverfahren, bei dem die zu untersuchende Region durch eine Vielzahl von Schichtaufnahmen abgebildet wird. Für die Bilderzeugung werden kontinuierlich rotierende Röhren-Detektor-Systeme eingesetzt, durch deren Untersuchungsfeld der Patient auf einem Lagerungstisch hindurch bewegt wird. Bei permanenter Applikation von Röntgenstrahlen beschreibt der Verlauf des Strahlenbündels eine Spirale im Bezug zur Patientenlängsachse. Aus den verschiedenen Projektionswinkeln werden Bilddaten gewonnen, die anschließend mittels eines Rechners zu zweidimensionalen Dichteverteilungsbildern zusammengesetzt werden können (Kalender 2006). Da die Bilderzeugung mittels Röntgenstrahlung erfolgt, wird Knochen auch mit der MSCT als Hochkontrast-Struktur detailliert abgebildet.

Als Neuerung gegenüber der SCT stehen bei MSCT-Geräten mehrere Detektorreihen entlang der Longitudinalachse zur Verfügung. Diese ermöglichen die simultane Spiralaufnahme von mehreren Schichten und damit eine deutliche



Steigerungen der Untersuchungsgeschwindigkeit und der Ortsauflösung (Kalender 2006; Lawrence und Tanenbaum, 2003). Durch Zusammenschalten verschiedener Detektorelemente kann die Schichtdicke der einzelnen Aufnahmeschichten bei diesem Verfahren variiert und an den Bedarf angepasst werden. Geräte mit geringen Breiten der einzelnen Detektorelemente erlauben die simultane Aufnahme einer Vielzahl von sehr dünnen, aneinander grenzenden Schichten. So kann ein Volumendatensatz akquiriert werden, aus dem sich mittels spezieller Algorithmen Bilder in jeder beliebigen Raumebene rekonstruieren lassen. Solche Rekonstruktionen werden als „Multiplanare Reformatierungen“ (MPR) bezeichnet. Eine überlagerungsfreie, hochauflösende Darstellung von dreidimensionalen Strukturen in allen Raumebenen wird durch dieses Verfahren möglich (Buckwalter et al. 2001; Kalender 2006). Seit Einführung dieser Technik hat die Computertomographie als Modalität zur bildgebenden Diagnostik zunehmend an Bedeutung gewonnen. Die MSCT wird heute klinisch für eine Vielzahl von Fragestellungen eingesetzt. Besonders geeignet ist sie zur Untersuchung akut traumatisierter Patienten, da mittels MSCT große anatomische Abschnitte in relativ kurzer Zeit untersucht werden können. Auch erfordert die Untersuchung im Gegensatz zur Röntgendiagnostik keine spezielle, unter Umständen schmerzhafte Lagerungen des Patienten. Bei Verletzungen des OSG und des Tarsus können mit der MSCT auch radiographisch schwer abzubildende Verletzungen in vollem Ausmaß erfasst und klassifiziert werden. Ergänzend wird die MSCT daher zur Diagnostik bei unsicheren Röntgenbefunden und zur Operationsplanung bei komplizierten Frakturen eingesetzt (Bonvin et al. 2003; Furlong et al. 2004; Haapamaki et al. 2004; Kotter et al. 1997; Opherk et al. 2007; Sizensky und Marks 2004). Die Strahlenexposition für den Patienten ist bei einer solchen Untersuchung jedoch weitaus höher, als bei der Untersuchung mittels Projektionsradiographie (Kalender 2006; Prokop 2008). Während eine Bildgebung des Fußes mittels digitalen Röntgens mit einer Strahlenexposition von 0,01 - 0,02 mSV einhergeht, beträgt die Dosis für eine MSCT-Untersuchung der gleichen Region ca.1 mSV, was einer Steigerung der Strahlenexposition um Faktor 100 entspricht (Berechnung des Norddeutschen Seminars für Strahlenschutz, Kiel).

Als bildgebendes Verfahren, das mit keinerlei Strahlenexposition verbunden ist, steht die Magnetresonanztomographie zur Verfügung (Greenspan 2007). Die MRT ist, wie die CT, ein Schnittbildverfahren. Zur Bilderzeugung wird der Patient in einem starken

Magnetfeld gelagert, was zu einer geordneten Ausrichtung der Protonen-Eigenbewegungen (Kernspins) im Körper führt. Durch Einstrahlung elektromagnetischer Wechselfelder werden die Ausrichtungen der Kernspins gezielt gestört. Die Rückbewegungen (Relaxation) der Kernspins nach Beendigung der Impulse können als elektrische Signale durch Empfangsspulen aufgenommen und ihre Intensität und Verteilung im Körper bildlich dargestellt werden (Koutcher und Burt 1984a, 1984b). Die Signalintensität und -qualität weist dabei gewebsspezifische Charaktereindrücke auf. Insbesondere Weichteilstrukturen, wie Knorpel, Bänder, Sehnen, Muskeln, Gefäße und Nerven, lassen sich mit dieser Technik qualitativ hochwertig abbilden. Die Dauer einer MRT-Untersuchung ist jedoch im Vergleich zu einer CT-Untersuchung der gleichen Region deutlich länger, was die MRT anfälliger macht für Bewegungsartefakte bei unruhigen Patienten (Greenspan 2007). Sie eignet sich daher weniger gut zur Diagnostik bei akut traumatisierten und schmerzgeplagten Patienten. Auch stehen MRT-Geräte örtlich und zeitlich deutlich eingeschränkter zur Verfügung als die CT. Dementsprechend wird die MRT selten zur Akutdiagnostik bei OSG- und Tarsusverletzungen eingesetzt. Mit ihr lassen sich ergänzend zusätzliche Informationen über das Ausmaß begleitender Weichteilverletzungen gewinnen. Auch wird die MRT zur Diagnostik okkulten Knochenverletzungen wie Stressfrakturen eingesetzt, die mit anderen bildgebenden Verfahren nicht immer zuverlässig diagnostiziert werden können (Brian und Mahraj 2005; Furlong et al. 2004).

#### **1.4 Niedrigdosis-Computertomographie**

Im Rahmen der Diagnostik und Therapie akuter knöcherner Traumata des OSG und des Rückfußes ist die MSCT bei komplizierten Verletzungen oder primär inkonklusiven Röntgenuntersuchungen die bildgebende Modalität der Wahl.

In der klinischen Situation steht der anwendende Arzt jedoch oft vor dem Dilemma, dass das primär von diesen Verletzungsmustern betroffenen Patientenkollektiv relativ jung ist. Dieses Kollektiv bedarf zum einen einer raschen Diagnostik und optimalen Versorgung zur Vermeidung sekundärer Komplikationen, zum anderen jedoch einer besonderen Sorgfalt bei Anwendung ionisierender Strahlung. Da bis heute kein Grenzwert bekannt ist, bis zu welcher Dosis Röntgenstrahlung als unbedenklich eingestuft werden kann, sollte nach dem Alara-Prinzip (engl. Akronym für „as low as reasonable achievable“) generell versucht werden, die Strahlendosis jeder einzelnen

medizinischen Untersuchung auf ein Minimum zu reduzieren. Das Alara-Prinzip wurde bereits 1977 von der internationalen Strahlenschutzkommission (International Commission on radiological protection, ICRP) formuliert und findet als Leitlinie des Strahlenschutzes allgemein Anerkennung (ICRP 2007).

Neben der korrekten und gründlichen Indikationsstellung besteht die Frage, welche technischen Möglichkeiten des Strahlenschutzes bestehen. Da Knochengewebe aufgrund seiner hohen Dichte und seines Kalziumgehalts aus strahlenphysikalischer Sicht eine Hochkontraststruktur darstellt, ist es von Interesse, ob zur Bildgebung ein Einsatz von spezifischen CT- Niedrigdosisprotokollen möglich ist, wie er bereits zur Bildgebung anderer Hochkontrast-Gewebe, wie der Lunge, Anwendung findet (Mayo et al. 1995; Ravenel et al. 2001). Erste Arbeiten zur Niedrigdosis-MSCT anderer Körperregionen konnten ein erhebliches Potential zur Dosisreduktion nachweisen (Bonel et al. 2004; Gurung et al. 2005; Mulkens et al. 2007). Durch gezielte Modifikation dosisbestimmender Untersuchungsparameter, wie Pitch-Faktor, Röhrenspannung, -strom, Kollimation, Untersuchungslänge und Rotationszeit gelang eine deutliche Senkung der Strahlenexposition bei einzelnen Untersuchungen, bei Erhalt diagnostischer Bildqualität.

Für die MSCT-Bildgebung des OSG und des Fußes liegen, trotz der hohen Verletzungshäufigkeit und der Notwendigkeit einer umfassenden Diagnostik, bei entsprechender therapeutischer Konsequenz, diesbezüglich noch keine Studien vor.

### **1.5 Ziel der Arbeit**

Mit dieser Arbeit sollte untersucht werden, ob eine adäquate Bildqualität bei MSCT-Untersuchungen des oberen Sprunggelenkes und des Rückfußes auch mit reduzierter Strahlendosis möglich ist. Das primäre Ziel war es, durch Variation dosisbestimmender Untersuchungsparameter Protokolleinstellungen zu ermitteln, die ein optimales Verhältnis von Dosisreduktion und Bildqualität gewährleisten. In einem weiteren Ansatz sollte gezielt der Einfluss der Untersuchungsparameter Pitch-Faktor, Röhrenspannung und Röhrenstromstärke auf Strahlenexposition und Bildqualität ermittelt werden, um das Potential solitärer Parameteränderungen zur Dosisreduktion evaluieren zu können.

## **2 Material und Methoden**

### **2.1 Präparate**

Für diese Arbeit wurden 21 abgesetzte Füße von anatomisch fixierten Leichnamen untersucht. Alle Präparate wurden vom Anatomischen Institut der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel zur Verfügung gestellt.

Es handelte sich um sowohl rechts- als auch linksseitige, anatomisch fixierte Präparate, deren knöcherne Strukturen bis zur Absatzstelle am Unterschenkel komplett intakt waren. Der Weichteilmantel und die Haut über den zu untersuchenden Bereichen waren ebenfalls vollständig erhalten. Identität, Alter, Geschlecht und Todesursache der einzelnen Körperspender waren den Untersuchern unbekannt. Alle Spender hatten zu Lebenszeit zugestimmt, ihren Körper posthum zu Lehr- und Forschungszwecken zur Verfügung zu stellen.

### **2.2 Datenerhebung**

Alle 21 Fußpräparate wurden an einem Mehrzeilen-Spiral-Computer-Tomographen (Somatom Sensation 16<sup>®</sup>, Siemens Healthcare AG, Erlangen, Deutschland) untersucht; einem Gerät mit 24-zeiligem Detektorarray, das die simultane Aufnahme von bis zu 16 Schichten gleicher Dicke erlaubt. Ein am MSCT verfügbares Programm zur Röhrenstrommodulation (AEC, engl. Akronym für „automatic exposure controll“) wurde bewusst ausgeschaltet, um eine Überlagerung der Ergebnisse durch die daraus entstehende präparatabhängige Varianz zu vermeiden. Für die Datenerhebung wurden die Fußpräparate in Supinationsstellung mittig auf dem CT-Tisch gelagert. Die Untersuchung erfolgte in cranio-caudaler Richtung mit einer gewählten Kollimation von 16 \* 0,75 mm. Die Präparate wurden durchnummeriert und einzeln nach 12 verschiedenen, für diese Studie entwickelten Untersuchungsprotokollen untersucht.

Als Ausgangsprotokoll und höchste Dosisstufe wurde ein Protokoll mit Pitch-Faktor 0,9, 120 kV 100 mAs gewählt, entsprechend der gerätespezifischen Herstellerempfehlung zur Untersuchung der distalen unteren Extremität. Die Untersuchungsparameter Pitch-Faktor, Röhrenspannung und Röhrenstrom-Zeit-Produkt wurden systematisch variiert. Der Pitch-Faktor wurde von 0,9 auf 1,5 gesteigert. Für die elektrische Röhrenspannung wurden Einstellungen von 120 kV und 100 kV, für das Röhrenstrom-Zeit-Produkt Werte von 100 mAs, 70 mAs und

40 mAs gewählt. In dieser Arbeit wurde das Röhrenstrom-Zeit-Produkt als elektronische mAs (i.e. effektive mAs-Wert, um den Pitch-Faktor berichtigt) angegeben. Bei konstant festgelegter Röhrenrotationszeit auf 1/s entsprach die Röhrenstromstärke (mA) dem Wert des Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs). Jede Parameterkonstellation resultierte in einer Dosisstufe. Nach Modulation eines der Einflussfaktoren folgten Untersuchungen mit Änderungen der jeweils anderen Parameter, so dass insgesamt alle Kombinationen der genannten Untersuchungsparameter umgesetzt wurden. Aus der Kombination von je zwei Variationen des Pitch-Faktors und der kV, sowie drei Variationen der Röhrenstromstärke ergaben sich 12 unterschiedliche Parameterkonstellationen (s. Tabelle 1).

**Tabelle 1:** CT-Untersuchungsprotokolle: Parameterkonstellationen bei den 12 vorgegebenen Dosisstufen, mit unterschiedlichen Einstellungen von Pitch-Faktor, Röhrenspannung (kV) und Röhrenstromstärke (mA).

Pitch-Faktor	Stromspannung (kV)	Stromstärke (mA)
0,9	100	40
		70
		100
	120	40
		70
		100
1,5	100	40
		70
		100
	120	40
		70
		100

Alle 21 Präparate wurden gemäß der vorgegebenen Protokolle untersucht, so dass eine Gesamtzahl von 252 Datensätzen akquiriert wurde. Die Untersuchungsserien wurden direkt aufeinander folgend, ohne Umlagerung der Präparate und ohne Änderung des zu untersuchenden Bereichs, durchgeführt.

Die Untersuchungslänge wurde für alle Untersuchungen auf 100 mm, der rekonstruierte Bildausschnitt (engl. „Field of View“, FOV) auf 200 mm festgelegt. Die

Rotationszeit wurde konstant mit 1/s gewählt. Die Untersuchungszeit betrug somit 12,7 s bei Pitch-Faktor 0,9, bzw. 7,8 s bei Pitch-Faktor 1,5.

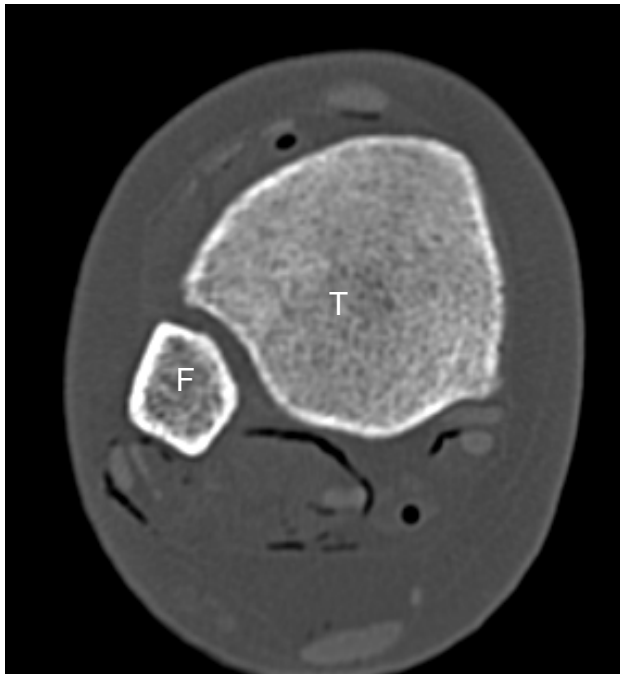
Für die spätere Messung des Bildrauschens wurde im Anschluss an die Untersuchung der Fußpräparate eine 50ml-Spritze gefüllt mit 0,9% Natrium-Chlorid-Lösung in gleicher Position auf dem CT-Tisch gelagert und nach den vorgegebenen Protokollen untersucht.

Die Strahlendosis bei den unterschiedlichen Protokolleinstellungen wurde in den CT-spezifischen Dosisgrößen CT-Dosis-Index ( $CTDI_{vol}$ , mGy) und Dosislängenprodukt (DLP,  $mGy \cdot cm$ ) nach Untersuchungsende automatisch vom Untersuchungsprogramm angegeben. Der  $CTDI_{vol}$  gibt die durchschnittliche Strahlendosis in der untersuchten Region an und wird für jedes CT-Gerät durch Messungen in vorgegebenen Standard-Ionisationskammern ermittelt (ICRP 2007; Kalender 2006). Das DLP ist ein Maß für die Gesamtdosis einer MDCT-Untersuchung und ist definiert als Produkt aus  $CTDI_{vol}$  und der Länge des untersuchten Bereiches. Ausgehend von diesen Werten wurde die effektive Dosis (E), als Maß für das Strahlenrisiko einer MSCT-Untersuchung, mit einem geeigneten Programm (CT Expo V1.6<sup>®</sup>, 2007; Stamm und Nagel, Hannover-Buchholz, Deutschland) vom Norddeutschen Seminar für Strahlenschutz, Kiel berechnet. Neben den technischen Messgrößen wurden dazu die unterschiedlichen Organempfindlichkeiten für Strahlenexposition durch Einbeziehung normierter, international gültiger Gewichtungsfaktoren berücksichtigt.

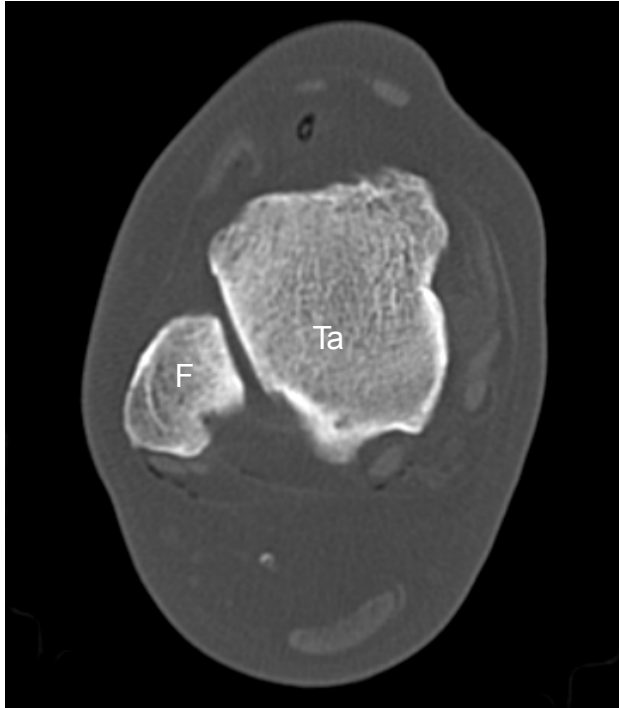
### **2.3 Bildrekonstruktion**

Für die primäre Bildrekonstruktion wurde eine Schichtdicke von 1,5 mm und ein Rekonstruktionsinkrement von 0,5 mm gewählt. Die Rekonstruktionen erfolgten somit überlappend. Gearbeitet wurde mit einem hochauflösenden Faltungskern (B70s), der vom Hersteller (Siemens Healthcare AG, Erlangen, Deutschland) für Untersuchungen der peripheren Skelettabschnitte mit dem verwendeten MSCT-Gerät (Somatom Sensation16<sup>®</sup>) empfohlen und auch in der klinischen Routine bei Untersuchungen des Fußskelettes eingesetzt wird. Die sekundäre Bildrekonstruktion erfolgte an einer geeigneten MSCT-Nachbearbeitungs-Konsole (CT-Wizard<sup>®</sup>, Siemens Healthcare AG, Erlangen, Deutschland) unter Verwendung der zugehörigen Bedienungssoftware (syngoCT 2007S<sup>®</sup>, Siemens Healthcare AG, Erlangen, Deutschland).

Aus jedem Rohdatensatz wurden sechs Standardbildebeneen rekonstruiert. In axialer Ebene wurde im Bereich des OSG je eine Bildebene durch den distalen Unterschenkel, circa 0,5 - 1 cm proximal der Tibiagelenkfläche (Axiale I) und eine weitere, durch Malleolus lateralis und Talus verlaufend (Axiale II) gelegt (s. Abb.1 und 2). Zusätzlich erfolgte eine axiale Bildrekonstruktion auf Höhe der Ossa cuneiforma und des distalen Cuboids (Axiale III, Abb. 3). Weitere sagittale und koronare Bildebenen wurden aus den erhobenen Datensätzen sekundär, als multiplanare Reformatierungen (MPR) erstellt. Die rekonstruierte sagittale Bildebene erfasste die Articulatio talo-calcaneo-naviculare, das Os naviculare und das Os cuneiforme intermedium (Sagittale, Abb. 4). Eine koronare Schicht wurde so gewählt, dass sie Tibia, Fibula und Talus auf Höhe des oberen Sprunggelenks abbildete (Koronare I, s. Abb. 5). Eine weitere parakoronare Schnittführung erfolgte durch Talus, Calcaneus, Os naviculare, Os cuboideum und möglichst große Anteile der Ossa cuneiforma (Koronare II, s. Abb. 6). Aus den 252 Datensätzen wurden somit insgesamt 1512 Bildansichten rekonstruiert.



**Abbildung 1:** Axiale I: Axiale Schicht durch den distalen Unterschenkel, 0,5 - 1 cm proximal der Tibiagelenkfläche. Abgebildet sind Tibia (T) und Fibula (F).



**Abbildung 2:** Axiale II: Axiale Schicht durch Malleolus lat. (F) und die Talusrolle (Ta).



**Abbildung 3:** Axiale III: Axiale Schicht durch Calcaneus (Ca), Os cuboideum (C) und die Ossa cuneiformia (Os cuneiforme mediale (Cm), intermedium (Ci) und laterale (Cl)). Ebenfalls abgebildet: distaler Anteil des Os naviculare (N).





**Abbildung 4:** Sagittale Schicht durch Tibia (T), Articulatio talocalcaneonavicularis, Talus (Ta), Calcaneus (Ca), Os naviculare (N) und Os cuneiforme intermedium (Ci).



**Abbildung 5:** Koronare I: Koronare Schicht durch Tibia (T), Fibula (F) und Talus (Ta) auf Höhe des OSG. Ebenfalls abgebildet: Anteil des Calcaneus (Ca).



**Abb. 6:** Koronare II: Parakoronare Schicht durch Calcaneus (Ca), Talus (Ta), Os naviculare (N), Os cuboideum (C) und möglichst große Anteile der Ossa Cuneiforma, Os cuneiforme mediale (Cm), intermedium (Ci) und laterale (Cl).

## 2.4 Bildbewertung

Die zu bewertenden Bildansichten wurden randomisiert und bezüglich der Präparatnummerierung und Parameterwahl verblindet. Die Auswertung der Bilder erfolgte im Konsensus-Verfahren durch zwei erfahrene Radiologen (8 und 9 Jahre Berufserfahrung) an einer in der klinischen Diagnostik routinemäßig eingesetzten Befundungskonsole (Impax Workstation<sup>®</sup>, Agfa Healthcare GmbH, Bonn, Deutschland).

Ein eigens für diese Arbeit erstelltes Programm (Image Evaluation<sup>®</sup>, M. Sedlmair, Firma Siemens AG, Erlangen, Deutschland) gewährleistete eine Randomisierung der Ansichten nach dem Zufallsprinzip, ohne Verlust von Bildinformationen. Die Benutzeroberfläche des Auswertungsprogramms zeigte im oberen Abschnitt eine Tabelle mit vier Bewertungskategorien und Punktwerten von 1-4, die frei anwählbar waren, im unteren Abschnitt das zu bewertende Bild (s. Abb. 7).



**Abbildung 7:** Benutzeroberfläche des Auswertungsprogramms. Im Oberen Abschnitt die Bewertungstabelle mit den zu bewertenden Kategorien und Punktwerten von 1-4. Im unteren Abschnitt das zu bewertende Bild. Die gebräuchlichen Funktionen zur diagnostischen Bildauswertung, wie Fensterung und Vergrößerungsfunktion (Zoom) standen jederzeit zur Verfügung.

Anhand der 4 Punkte umfassenden Skala wurden die Abbildungsqualität der anatomischen Strukturmerkmale Corticalis, Gelenkflächen, Spongiosa und Weichteilgewebe beurteilt. Eine Punktebewertung von 1 (sehr gut) bedeutete exzellente Bildqualität und sehr gute Detailerkennbarkeit. Die Bewertung mit 2 Punkten (gut) entsprach einer guten Darstellung der anatomischen Details. Eine für die diagnostische Bildbeurteilung zufriedenstellende Bildqualität wurde mit 3 Punkten (befriedigend) bewertet. Eine Einstufung mit 4 Punkten (mangelhaft) repräsentierte eine unzureichende Erkennbarkeit der Details, also diagnostisch nicht suffiziente Bildqualität (s. Tab. 2).

**Tabelle 2:** Skala von 1-4 Punkten für die Bewertung der Abbildungsqualität.

<b>Punktebewertungen</b>	<b>Bildqualität</b>
<b>1</b>	Anatomische Details sehr gut erkennbar.
<b>2</b>	Anatomische Details gut erkennbar.
<b>3</b>	Anatomische Details zufriedenstellend erkennbar.
<b>4</b>	Diagnostisch unzureichend.

Im unteren Abschnitt der Benutzeroberfläche wurde das zu beurteilende Bild im Dicom-Format angezeigt (s. Abb. 7). Primär wurde ein Standard-Knochenfenster (Zentrum 400 HU, Weite 1500 HU) verwendet. Die gebräuchlichen Funktionen zur diagnostischen Bildauswertung, wie Fensterung und Vergrößerungsfunktion (Zoom) standen jederzeit zur Verfügung. Erst nach vollständiger Bewertung einer Bildansicht wurde in randomisierter Reihenfolge die nächste Bildansicht angezeigt. Bereits bewertete Bilder konnten nicht wieder aufgerufen werden. Vor der eigentlichen Auswertung wurde ein erster Bewertungsdurchgang mit 20 Testansichten durchgeführt, um eine Abstimmung der Untersucher bezüglich der Detail-Bewertungen zu ermöglichen. Die eigentliche Bildbewertung erfolgte in mehreren Sitzungen mit einer maximalen Dauer von je 2 Stunden.

Zusätzlich zu den Punktbewertungen wurde das Rauschniveau der Bildansichten bei unterschiedlichen Protokolleinstellungen bestimmt. Mit einem geeigneten Computerprogramm (CT Wizard®, syngoCT2007S, Siemens Medical solutions, Erlangen, Deutschland) konnte nach Platzierung eines Messpunktes, einer sogenannten „Region of Interest“ (ROI) die Dichte (angegeben in Hounsfield Units, HU) und deren Standardabweichung für einen gewählten Punkt im Bild bestimmt werden. Dieser Messpunkt wurde für alle Bilddatensätze zentral innerhalb der mit Natriumchloridlösung gefüllten Spritze, und somit in einem Bereich mit homogener Dichte gewählt. Die Standardabweichung (s) der gemessenen Dichte im Bild korrelierte daher mit dem Ausmaß des Bildrauschens (Kalender 2006). Die Standardabweichung wurde für alle Untersuchungsprotokolle bestimmt und tabellarisch aufgeführt (s. Tab. 3). Im Nachhinein erfolgte eine weitere Differenzierung der Präparate nach eu- und dystropher Knochenstruktur. Dazu wurden die Präparate anhand ihres bildlichen Eindrucks von beiden Untersuchern im Konsensus-Verfahren bewertet und eingeteilt.

## 2.5 Datenauswertung

Die Bewertungen der anatomischen Strukturmerkmale wurden getrennt gesichtet, um den Einfluss der Dosissenkung auf die Darstellung der unterschiedlichen anatomischen Details evaluieren zu können. Im Rahmen der deskriptiven Statistik wurden, bezogen auf die einzelnen Strukturmerkmale, separat für jedes Untersuchungsprotokoll die prozentualen Anteile der mit unterschiedlichen Punktzahlen bewerteten Bilder ermittelt.

Zur Evaluation des gesamten Bildeindrucks wurden im Anschluss die Ergebnisse der anatomischen Detail-Auswertung für jedes Bild summiert. Ein Schwellenwert wurde definiert, ab dem die Ansichten eine gute diagnostische Bildqualität repräsentierten. Bei Berücksichtigung aller anatomischen Strukturmerkmale betrug dieser Schwellenwert 8 Punkte. Diesem lag der Gedanke einer durchschnittlichen Bewertung der Bildqualität mit 2 Punkten zu Grunde. Zur gezielten Beurteilung der ossären Strukturen erfolgte in einem weiteren Schritt eine Summierung der Punktwerte exklusive der Weichteil-Bewertungen, also lediglich der Ergebnisse von Corticalis, Spongiosa und Gelenkflächen. Der Schwellenwert für hohe, diagnostische Bildqualität wurde bei dieser ausschließlichen Betrachtung der ossären Strukturen entsprechend auf 6 Punkte festgelegt. Auch hier wurde also von einer durchschnittlichen Bewertung der Bildqualität mit 2 Punkten ausgegangen. Für eine übersichtliche Darstellung wurden die Prozentanteile der als diagnostisch suffizient und der als nicht ausreichend bewerteten Bildansichten für alle Protokolleinstellungen ermittelt und tabellarisch aufgeführt.

Ein weiterer Grenzwert wurde definiert, ab dem die Anwendung eines Protokolls als diagnostisch sicher eingestuft werden konnte. Parameterkonstellationen wurden dann als diagnostisch sicher angenommen, wenn mindestens 95% der akquirierten Bildansichten den Schwellenwert für gute oder sehr gute diagnostische Bildqualität ( $\leq 8$  Punkte, bzw.  $\leq 6$  Punkte) erreichten. Eine 95%-Grenze wurde hier als ausreichend angesehen, da die Kriterien für hohe diagnostische Bildqualität bereits streng gewählt waren. In einem weiteren Ansatz erfolgte die Differenzierung der Präparate nach eu- und dystropher Knochenstruktur und ein anschließender Vergleich der bewerteten Bildqualität. Diese Auswertung fokussierte primär die Darstellung der ossären Strukturen. Es wurde daher mit den Punktsommen exklusive der Weichteil-Ergebnisse gearbeitet.

Abschließend wurden der Einfluss der Untersuchungsparameter Pitch-Faktor, Röhrenspannung und Röhrenstrom-Zeit-Produkt auf Dosisreduktion und resultierende Bildqualität evaluiert. Berücksichtigt wurden sowohl die Ergebnisse der Gesamtbildauswertung als auch die Bewertung nur der ossären Strukturen. Als anschauliches Beispiel wurden von der höchsten Dosisstufe ausgehend die durch Veränderung jeweils eines der Parameter entstehenden Differenzen von Dosis und Bildqualität ermittelt und miteinander verglichen.

### 3 Ergebnisse

Alle Untersuchungen der Präparate mit 12 unterschiedlichen Protokolleinstellungen lieferten Bilddatensätze, die zur sekundären Bildrekonstruktion genutzt werden konnten. Alle rekonstruierten Bildebenen waren auswertbar und ließen sich anhand der vorgegebenen Kriterien charakterisieren, so dass insgesamt 1512 Bildrekonstruktionen von 21 anatomischen Fuß-Präparaten bewertet wurden. Als Messgrößen für die resultierende Strahlendosis bei den verschiedenen Protokolleinstellungen wurden  $CTDI_{vol}$ , DLP und die effektive Dosis ermittelt und tabellarisch aufgeführt (s. Tabelle 3). Das Rauschniveau, gemessen als Standardabweichung der Dichte (SdHU) in einer homogenen Flüssigkeit, wurde ebenfalls für alle Dosistufen angegeben (s. Tabelle 3).

Tabelle 3: CT-Dosis-Index ( $CTDI_{vol}$  [mGy]), Dosislängenprodukt (DLP [mGy\*cm]), effektive Dosis (E [mSv]) und Rauschniveau (Bildrauschen [SdHU]) bei einer Untersuchungslänge von 100 mm, Röhrenrotationszeit von 1/s und unterschiedlichen Einstellungen von Pitch-Faktor, Röhrenspannung (kV) und Röhrenstromstärke (mA).

Pitch	Stromspannung (kV)	Stromstärke (mA)	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy*cm)	E (mSv)	Rauschen (Sd HU)
0,9	100	40	2,2	36	0,05	37,6
		70	3,9	63	0,08	30
		100	5,6	89	0,12	25,3
	120	40	3,5	56	0,08	31,3
		70	6,2	99	0,14	26,1
		100	8,7	139	0,19	22,7
1,5	100	40	1,4	23	0,03	50,6
		70	2,4	39	0,05	37,6
		100	3,4	57	0,08	32,9
	120	40	2,1	35	0,05	41,6
		70	3,7	61	0,08	32,8
		100	5,3	87	0,12	29,8

### 3.1 Bewertung der Anatomischen Strukturmerkmale

Die Bewertungen der einzelnen anatomischen Kategorien sind in den Tabellen 4 bis 7 separat, geordnet nach den unterschiedlichen Protokolleinstellungen, aufgeführt. In Tabelle 4 sind die Ergebnisse bezogen auf die Qualität der Corticalis-Abbildung dargestellt. Dieses Kriterium wurde bei allen Protokolleinstellungen als diagnostisch verwertbar eingestuft. Bei mehr als 99,2% aller Bildansichten wurde die Abbildungsqualität mit 1 oder 2 Punkten als „sehr gut“ oder „gut“ bewertet. Die besten Resultate erzielten die mit der höchsten Dosisstufe (Protokolleinstellung: Pitch-Faktor 0,9, 120 kV, 100 mA) durchgeführten Untersuchungen. 61,9% der so akquirierten Bilder wurden mit 1 (sehr gut) und 100% mit Werten  $\leq 2$  Punkten bewertet. Die schlechtesten Bewertungen erhielten die mit der niedrigsten Dosisstufe (Protokolleinstellung: Pitch-Faktor 1,5, 100 kV, 40 mA) durchgeführten Untersuchungen. Lediglich 7% dieser Ansichten wurden als „sehr gut“ eingestuft (s. Tabelle 4).

**Tabelle 4:** Punktebewertungen (1-4) für die Abbildungsqualität der Corticalis in % bei unterschiedlichen Einstellungen von Pitch-Faktor, Röhrenspannung (kV) und Röhrenstromstärke (mA).

Pitch	Stromspannung (kV)	Stromstärke (mA)	Corticalis, Bewertungen (%)			
			1	2	3	4
0,9	100	40	27,0	73,0	0	0
		70	45,2	54,8	0	0
		100	57,9	42,1	0	0
	120	40	35,7	64,3	0	0
		70	54,8	45,2	0	0
		100	61,9	38,1	0	0
1,5	100	40	7,1	92,1	0,8	0
		70	23,8	76,2	0	0
		100	43,7	56,3	0	0
	120	40	22,2	77,8	0	0
		70	30,2	69,8	0	0
		100	38,9	61,1	0	0



Bezogen auf das Kriterium Gelenkflächendarstellung erhielten ebenfalls alle Bildansichten Bewertungen, die einer diagnostisch suffizienten Bildqualität entsprachen. Der Großteil der Bildansichten (98,4%) wurde wiederum mit 1 oder 2 Punkten als sehr gut oder gut eingestuft. Darüber liegende Bewertungen mit 3 Punkten (befriedigende Bildqualität) resultierten bei 4 unterschiedlichen Parameterkonstellationen: Pitch-Faktor 0,9, 100 kV, 70 mA (0,8% der Ansichten), Pitch-Faktor 1,5 120 kV, 40 mA (0,8% der Ansichten) und bei Pitch-Faktor 1,5 und 100 kV sowohl bei 70 mA (0,8% der Ansichten) als auch bei 40 mA (1,6% der Ansichten). Die besten Resultate wurden bei Protokolleinstellungen mit Pitch-Faktor 0,9, 120 kV und 100 mA erreicht. Die schlechtesten Bewertungen ergaben sich wiederum bei Ansichten, die mit den Einstellungen Pitch-Faktor 1,5, 100 kV, 40 mA akquiriert wurden (s. Tabelle 5).

**Tabelle 5:** Punktebewertungen (1-4) für die Abbildungsqualität der Gelenkflächen in % bei unterschiedlichen Einstellungen von Pitch-Faktor, Röhrenspannung (kV) und Röhrenstromstärke (mA).

Pitch	Stromspannung (kV)	Stromstärke (mA)	Gelenkflächen, Bewertungen (%)			
			1	2	3	4
0,9	100	40	19,8	80,2	0	0
		70	40,5	58,7	0,8	0
		100	52,4	47,6	0	0
	120	40	32,5	67,5	0	0
		70	48,4	51,6	0	0
		100	58,7	41,3	0	0
1,5	100	40	7,1	91,3	1,6	0
		70	23,8	75,4	0,8	0
		100	40,5	59,5	0	0
	120	40	20,6	78,6	0,8	0
		70	30,2	69,8	0	0
		100	38,1	61,9	0	0

Die Ergebnisse für die Spongiosa-Darstellung sind in Tabelle 6 aufgeführt. Bewertungen einzelner Ansichten mit 3 oder mehr Punkten ergaben sich bei 8 der 12 untersuchten Protokolleinstellungen. Die besten Resultate erzielten die mit der höchsten Dosisstufe (Pitch-Faktor 0,9, 120 kV, 100 mA) akquirierten Bilder. Die schlechtesten Ergebnisse ergaben sich für die Protokolleinstellung Pitch-Faktor 1,5, 100 kV, 40 mA. 17,5% der so akquirierten Bildansichten wurden mit 3 Punkten als „ausreichend“ und 0,8% mit 4 Punkten, also als diagnostisch insuffizient bewertet (s. Tabelle 6).

**Tabelle 6:** Punktebewertungen (1-4) für die Abbildungsqualität der Spongiosa in % bei unterschiedlichen Einstellungen von Pitch-Faktor, Röhrenspannung (kV) und Röhrenstromstärke (mA).

Pitch	Stromspannung (kV)	Stromstärke (mA)	Spongiosa, Bewertungen (%)			
			1	2	3	4
0.9	100	40	4,0	92,9	3,2	0
		70	11,1	88,9	0	0
		100	19,8	80,2	0	0
	120	40	5,6	92,1	2,4	0
		70	16,7	83,3	0	0
		100	27,0	73,0	0	0
1,5	100	40	0,8	81,0	17,5	0,8
		70	3,2	90,5	6,3	0
		100	11,1	86,5	2,4	0
	120	40	3,2	89,7	7,1	0
		70	7,1	88,9	4,0	0
		100	7,1	92,1	0,8	0

Die Darstellung der Weichteile erhielt bei allen Parameterkonstellationen deutlich schlechtere Bewertungen als die der knöchernen Strukturen (s. Tabelle 7). Die besten Ergebnisse erzielten erneut die Untersuchungen mit den Parametereinstellungen Pitch-Faktor 0,9, 120 kV, 120 mA. 19,1% dieser Bildansichten wurden mit 1 Punkt (sehr gut), 100% mit Werten < 3 Punkten bewertet. Bewertungen mit 3 oder 4 Punkten ergaben sich bei 9 der 12 Parametereinstellungen (zwischen 2,4% und 53,1% der jeweiligen Ansichten). Die

schlechtesten Ergebnisse resultierten bei Untersuchungen der niedrigsten Dosisstufe (Parametereinstellung: Pitch-Faktor 1,5, 100 kV, 40 mA). Mehr als die Hälfte der so akquirierten Ansichten erhielt Punktebewertungen mit  $\geq 3$  Punkten. 8,7% der Reformationen wurden mit 4 Punkten als diagnostisch insuffizient eingestuft (s. Tabelle 7).

**Tabelle 7:** Punktebewertungen (1-4) für die Abbildungsqualität des Weichteilgewebes in % bei unterschiedlichen Einstellungen von Pitch-Faktor, Röhrenspannung (kV) und Röhrenstromstärke (mA).

Pitch	Stromspannung (kV)	Stromstärke (mA)	Weichteilgewebe, Bewertungen (%)			
			1	2	3	4
0,9	100	40	0,8	77,8	21,4	0
		70	7,1	90,5	2,4	0
		100	15,1	84,9	0	0
	120	40	0,8	91,3	7,9	0
		70	9,5	90,5	0	0
		100	19,0	81,0	0	0
1,5	100	40	0	46,8	44,4	8,7
		70	0	74,6	25,4	0
		100	1,6	86,5	11,9	0
	120	40	0	70,6	28,6	0,8
		70	2,4	82,5	15,1	0
		100	1,6	93,7	4,8	0

### 3.2 Gesamtbildqualität

Für die Abschätzung des Gesamtbildeindrucks wurden die Ergebnisse der Einzelparameter-Auswertung summiert. Ein Grenzwert zur Unterscheidung von diagnostisch suffizienter von mangelhafter Bildqualität wurde bei  $\leq 8$  Punkten definiert. Die Wahl eines derart strengen Schwellenwertes (durchschnittliche Bewertung der Einzelparameter mit 2 Punkten) diente der Veranschaulichung und besseren Vergleichbarkeit der Protokolle.

Die Ergebnisse der Gesamtbildauswertung sind in Tabelle 8 aufgeführt. Bei Betrachtung aller Bewertungskategorien wurden die besten Resultate mit den drei folgenden Protokolleinstellungen erzielt: Pitch-Faktor 0,9, 120 kV, 100 mA und 70 mA, sowie Pitch-Faktor 0,9, 100 kV und 100 mA. Jeweils 100% der mit diesen

Einstellungen akquirierten Bilder erreichten den Schwellenwert von  $\leq 8$  Punkten. Auch die Untersuchungen mit Pitch-Faktor 0,9, 100 kV und 70 mA erreichten zu 96,8% den Schwellenwert für diagnostisch suffiziente Bildqualität. Bei Parametereinstellungen mit Pitch-Faktor 1,5, 120 kV und 100 mA wurde mit 95% ebenfalls ein Großteil der Reformationen als diagnostisch suffizient bewertet. Die schlechtesten Ergebnisse resultierten bei der niedrigsten Dosisstufe (Parametereinstellung: Pitch-Faktor 1,5, 100 kV, 40 mA). Mit 46,8% erreichte nicht einmal die Hälfte dieser Bildansichten den Schwellenwert für hohe diagnostische Bildqualität (s. Tabelle 8).

Das beste Verhältnis zwischen Dosisreduktion und Bewahrung diagnostischer Bildqualität ergab sich bei der Parameterkonstellation Pitch-Faktor 0,9, 100 kV und 70 mA. Gegenüber den Ausgangseinstellungen konnte das Dosislängenprodukt bei dieser Dosisstufe von 139 mGy\*cm auf 63 mGy\*cm und somit um 55%, die effektive Dosis um 58% auf 0,08 mSv gesenkt werden (s. Tabelle 3).

**Tabelle 8:** Prozentualer Anteil der Bilder mit Punktsomme der Einzelparameter-Bewertungen  $\leq 8$  und  $>8$  Punkten bei unterschiedlichen Einstellungen von Pitch-Faktor, Röhrenspannung (kV) und Röhrenstromstärke (mA).

Pitch	Stromspannung (kV)	Stromstärke (mA)	Punktsomme	
			$\leq 8$ (%)	$> 8$ (%)
0,9	100	40	79,4	20,6
		70	96,8	3,2
		100	100	0
	120	40	92,1	7,9
		70	100	0
		100	100	0
1,5	100	40	46,8	53,2
		70	74,6	25,4
		100	88,1	11,9
	120	40	70,6	29,4
		70	85,7	14,3
		100	95,2	4,8

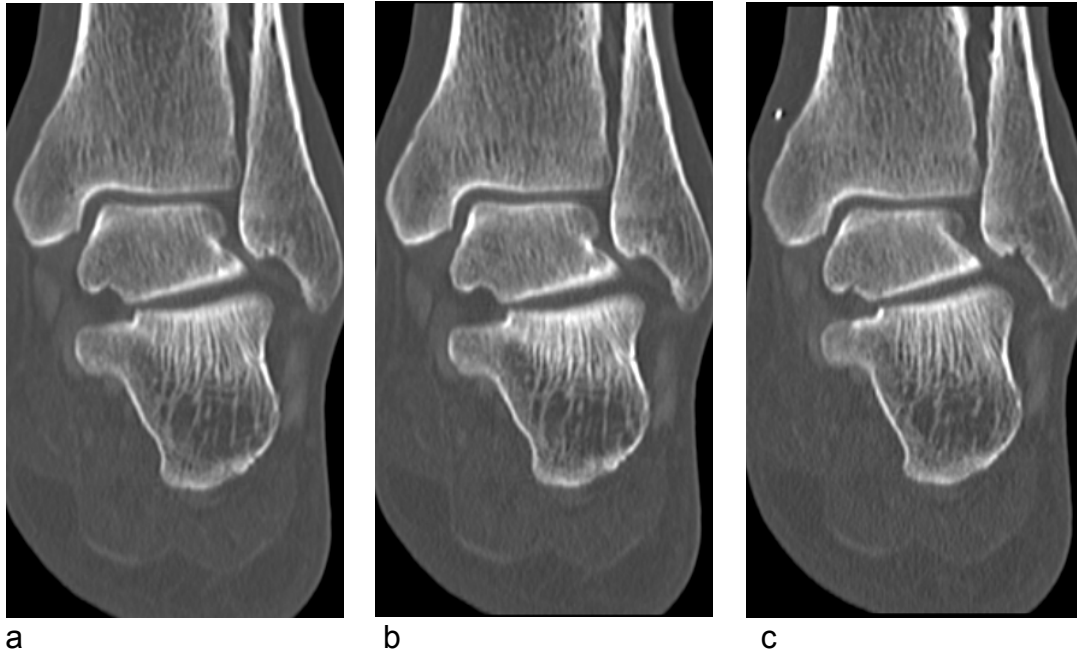
In Tabelle 9 sind die Ergebnisse der Auswertung exklusive der Weichteil-Ergebnisse aufgeführt. Der Schwellenwert für hohe diagnostische Bildqualität wurde entsprechend korrigiert und bei  $\leq 6$  Punkten definiert. Im Vergleich mit der

Gesamtbildauswertung wurde bei isolierter Betrachtung der ossären Strukturen auch nach weiterer Dosisreduktion noch diagnostisch suffiziente Bildqualität erzielt. Die besten Resultate ergaben sich bei den mit folgenden Parametereinstellungen untersuchten Bildansichten: Pitch-Faktor 0,9, 120 kV, 100 mA und 70 mA, sowie Pitch-Faktor 0,9 100 kV und 100 mA. 100% der so akquirierten Bilder wurden als diagnostisch suffizient eingestuft. Den korrigierten Schwellenwert von  $\leq 6$  Punkten erreichten außerdem 99,2% der mit Pitch-Faktor 0,9, 100 kV und 70 mA durchgeführten Untersuchungen sowie 96,4 % der mit Pitch-Faktor 0,9, 100 kV und 40 mA akquirierten Bildansichten. Weiterhin erreichten auch bei Untersuchungen mit Pitch Faktor 1,5 und zusätzlichen Einstellungen von 100 kV und 100 mA, sowie 120 kV und 70 mA über 95% der Bildansichten den korrigierten Schwellenwert für diagnostische Bildqualität. Die schlechtesten Bewertungen erhielten erneut die mit Pitch-Faktor 1,5, 100 kV und 40 mAs durchgeführten Untersuchungen (s. Tabelle 9). Als Protokollempfehlung bei ausschließlicher Fokussierung der ossären Strukturen ergaben sich Parametereinstellungen von Pitch-Faktor 0,9, 100 kV und 40 mA. Im Vergleich zum Ausgangsprotokoll konnte die Strahlenexposition bei diesen Einstellungen von 139 mGy\*cm auf 36 mGy\*cm gesenkt werden, entsprechend einer Dosisreduktion um 74%. Die effektive Dosis bei dieser Protokolleinstellung betrug 0,05 mSv (s. Tabelle 3).

**Tabelle 9:** Prozentualer Anteil der Bilder mit Punktschwellenwert der ossären Detailbewertungen (Corticalis, Gelenkflächen, Spongiosa)  $\leq 6$  und  $> 6$  Punkten bei unterschiedlichen Einstellungen von Pitch-Faktor, Röhrenspannung (kV) und Röhrenstromstärke (mA).

Pitch	Stromspannung (kV)	Stromstärke (mAs)	Punktschwellenwert	
			$\leq 6$ (%)	$> 6$ (%)
0,9	100	40	96,8	3,2
		70	99,2	0,8
		100	100	0
	120	40	97,6	2,4
		70	100	0
		100	100	0
1,5	100	40	81,7	18,3
		70	93,7	6,3
		100	97,6	2,4
	120	40	92,9	7,1
		70	96	4
		100	99,2	0,8

Als Bildbeispiel ist in Abbildung 8 eine koronare Ansicht, akquiriert mit drei unterschiedlichen Parametereinstellungen, dem Ausgangsprotokoll und den beiden Protokollempfehlungen, abgebildet.



**Abbildung 8:** Koronare Schicht eines Präparats bei Untersuchungen mit unterschiedlichen Parametereinstellungen: a) Ausgangsprotokoll: Pitch-Faktor 0,9, 120 kV, 100 mA. b) Generelle Protokoll-Empfehlung: Pitch-Faktor 0,9, 100 kV, 70 mA. c) Protokollempfehlung zur Darstellung von Skelettstrukturen: Pitch-Faktor 0,9, 100 kV, 40 mA.

### 3.3 Knochenstruktur

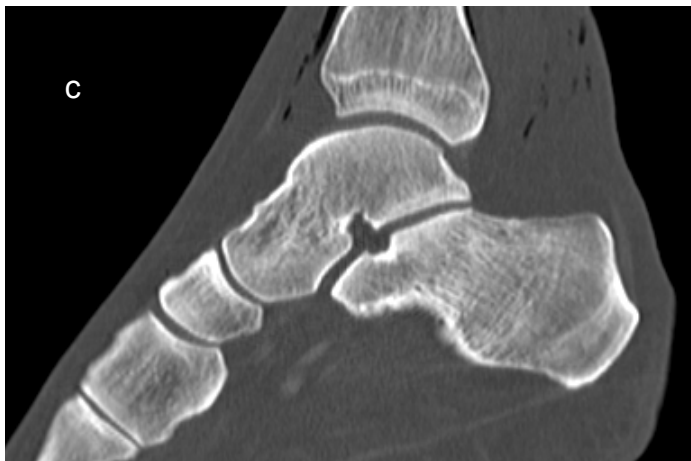
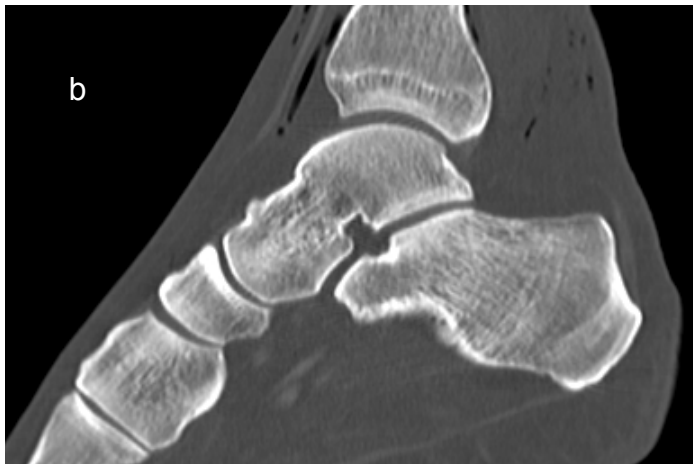
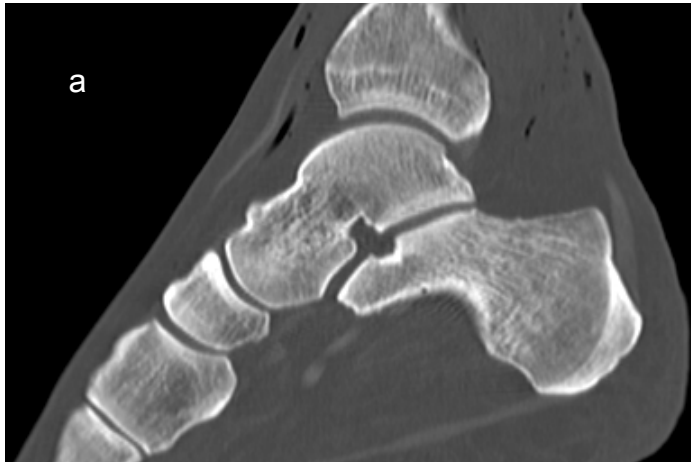
Nach Einteilung der Präparate anhand ihres bildlichen Eindrucks in solche mit eutropher und solche mit dystropher Knochenstruktur konnte der Einfluss der Knochenstruktur auf die resultierende Bildqualität evaluiert werden. 10 Präparate wurden als eutroph, 11 als dystroph eingestuft. Die Ergebnisse sind in Tabelle 10 aufgeführt. Bildbeispiele von Untersuchungen eines eutrophen und eines dystrophen Präparates mit unterschiedlichen Parametereinstellungen sind in Abbildung 9 und 10 dargestellt.

Die Auswertung erfolgte mit Fokussierung der ossären Strukturen, ausgehend von den Bildbewertungen exklusive der Weichteil-Ergebnisse und dementsprechend korrigiertem Schwellenwert von 6 Punkten. Bei allen Parameterkonstellationen mit Pitch-Faktor-Einstellungen von 0,9 erreichten sowohl bei den als eutroph als auch

bei den als dystroph eingestuften Präparaten über 95% aller Bildansichten den Schwellenwert für diagnostische Bildqualität. Auch mit Pitch-Faktor 0,9, 100 kV und 40 mA durchgeführte Untersuchungen wurden unabhängig von der Knochenstruktur als diagnostisch suffizient eingestuft. Die Differenzen zwischen den Vergleichsgruppen bei Pitch-Faktor 0,9 betragen in Abhängigkeit von den übrigen Parametereinstellungen zwischen 0% und 4,5% (s. Tabelle 10). Die Steigerung des Pitch-Faktors auf 1,5 führte bei weiterer Dosisreduktion zu einer deutlichen Zunahme dieser Unterschiede auf bis zu 12,5%. Bei Betrachtung nur der eutrophen Präparate wurde diagnostische Bildqualität auch bei Einstellungen mit Pitch-Faktor 1,5, 100 kV und 70 mA erreicht (s. Tabelle 10). Für die Protokollempfehlung war dies jedoch irrelevant, da diese Parametereinstellungen kein höheres Maß an Dosisreduktion erlaubten, als die bereits erwähnte Konstellation Pitch Faktor 0,9, 100kV und 40 mA (s. Tabelle 3).

**Tabelle 10:** Prozentualer Anteil der Bilder mit Punktsumme der ossären Detailbewertungen (Corticalis, Gelenkflächen, Spongiosa)  $\leq 6$  und  $> 6$  Punkten nach Unterscheidung von Präparaten mit eu- und dystropher Knochenstruktur, bei unterschiedlichen Einstellungen von Pitch-Faktor, Röhrenspannung (kV) und Röhrenstromstärke (mA).

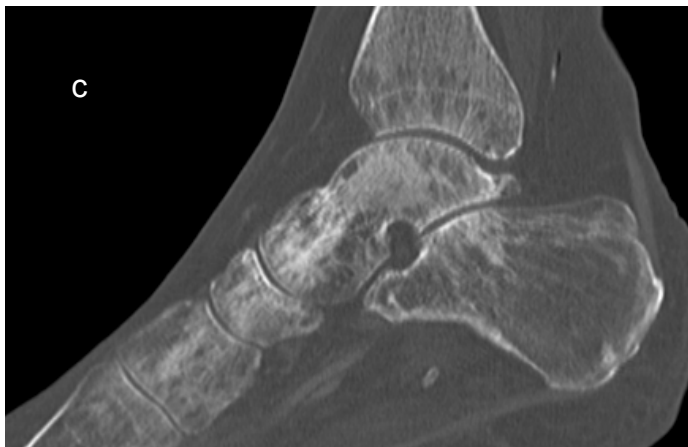
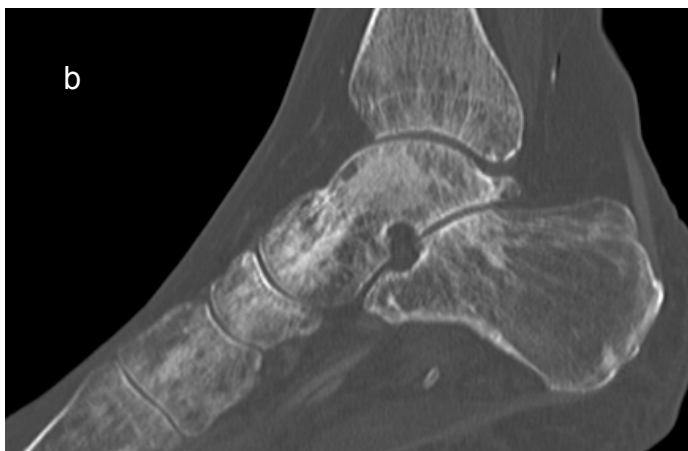
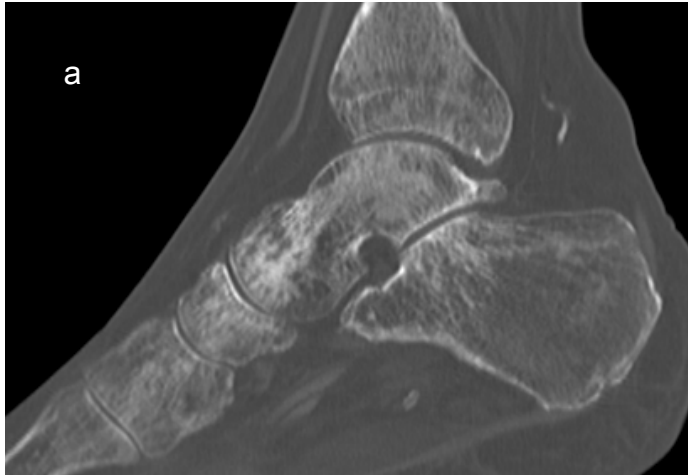
Pitch	Stromspannung (kV)	Stromstärke (mAs)	Eutrophe		Dystrophe	
			$\leq 6$ Pkt. (%)	$> 6$ Pkt. (%)	$\leq 6$ Pkt. (%)	$> 6$ Pkt. (%)
0,9	100	40	98,3	1,7	95,5	4,5
		70	98,3	1,7	100	0
		100	100	0	100	0
	120	40	100	0	95,5	4,5
		70	100	0	100	0
		100	100	0	100	0
1,5	100	40	88,3	11,7	75,8	24,2
		70	96,7	3,3	90,9	9,1
		100	100	0	95,5	4,5
	120	40	95	5	90,9	9,1
		70	100	0	92,4	7,6
		100	100	0	98,5	1,5



**Abbildung 9:** Sagittale Schicht eines eutrophen Präparats bei unterschiedlichen Protokolleinstellungen:

a) Ausgangsprotokoll: Pitch-Faktor 0,9, 120 kV, 100 mA. b) Generelle Protokoll-Empfehlung: Pitch-Faktor 0,9, 100 kV, 70 mA. c) Protokollempfehlung zur ausschließlichen Darstellung von Skelettstrukturen: Pitch-Faktor 0,9, 100 kV, 40 mA.





**Abbildung 10:** Sagittale Schicht eines dystrophen Präparates bei unterschiedlichen Protokolleinstellungen:

a) Ausgangsprotokoll: Pitch-Faktor 0,9, 120 kV, 100 mA. b) Generelle Protokoll-Empfehlung: Pitch-Faktor 0,9, 100 kV, 70 mA. c) Protokollempfehlung zur ausschließlichen Darstellung von Skelettstrukturen: Pitch-Faktor 0,9, 100 kV, 40 mA.

### 3.4 Untersuchungsparameter

Der Einfluss der Untersuchungsparameter Pitch-Faktor, Röhrenstromstärke und Röhrenspannung auf die resultierende Strahlendosis und Bildqualität wurde separat ausgewertet und evaluiert. Primär wurden die resultierenden Auswirkungen bei Variation eines einzelnen Parameters und sonst maximalen Einstellungen der anderen Parameter registriert. Berücksichtigt wurden neben den Punktbewertungen auch Veränderungen des DLPs, der effektiven Dosis und des Bildrauschens.

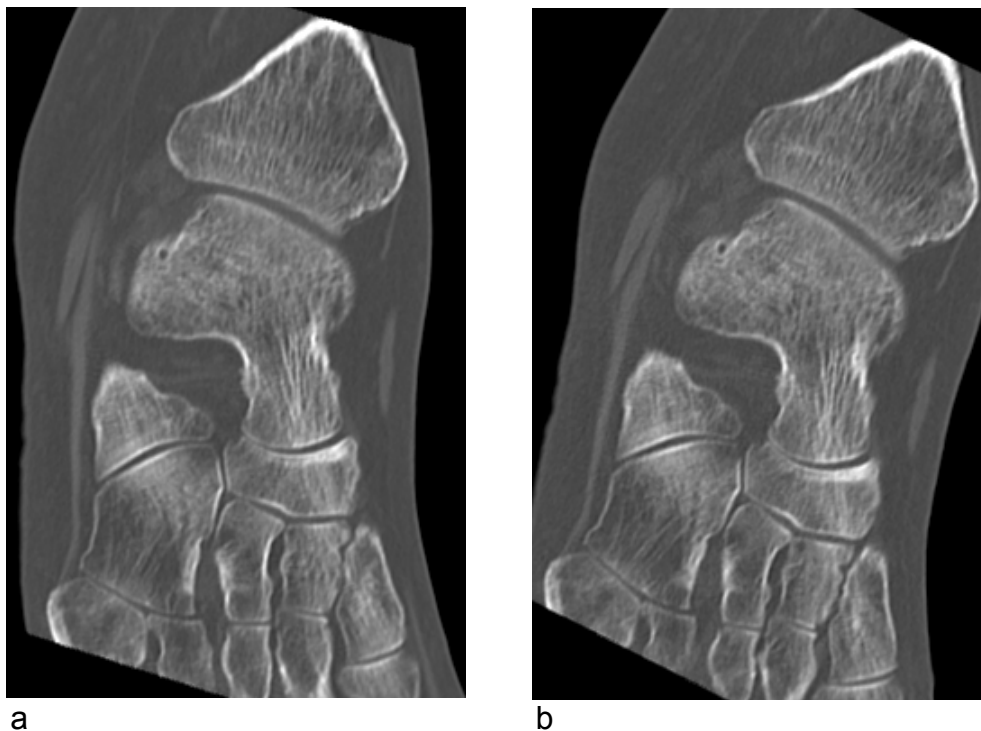
Durch die alleinige Steigerung des Pitch-Faktors konnte, von der höchsten Dosisstufe ausgehend, eine Senkung des DLP von 139 mGy\*cm auf 87 mGy\*cm und somit eine Reduktion der Strahlenexposition um bis zu 37,3% erreicht werden (s. Tabelle 3). Parallel resultierte ein Anstieg des Bildrauschens um 31,1%. Bei beiden Pitch-Faktor-Einstellungen und maximaler Höhe von mA und kV (120 kV, 100 mA) wurden über 95% der Bildansichten als diagnostisch suffizient bewertet. Auswirkungen auf die resultierende Bildqualität wurden erst bei weiterer Dosisenkung deutlich (s. Tabelle 8 und 9).

Durch die Reduktion der Röhrenspannung von 120 kV auf 100 kV, gelang eine Senkung des DLP um 35,8%, bei wesentlich geringerer Beeinträchtigung des Bildrauschens, welches um 11,5% zunahm (s. Tabelle 3). Sowohl bei 120 kV als auch bei 100 kV wurden bei Parametereinstellungen von Pitch-Faktor 0,9 und 100 mA alle Bildansichten als diagnostisch suffizient eingestuft (s. Tab. 8 und 9). Die effektive Dosis konnte mit 36,8% in etwa gleichem Ausmaß gesenkt werden, wie durch Pitch-Faktor-Steigerung (s. Tabelle 3).

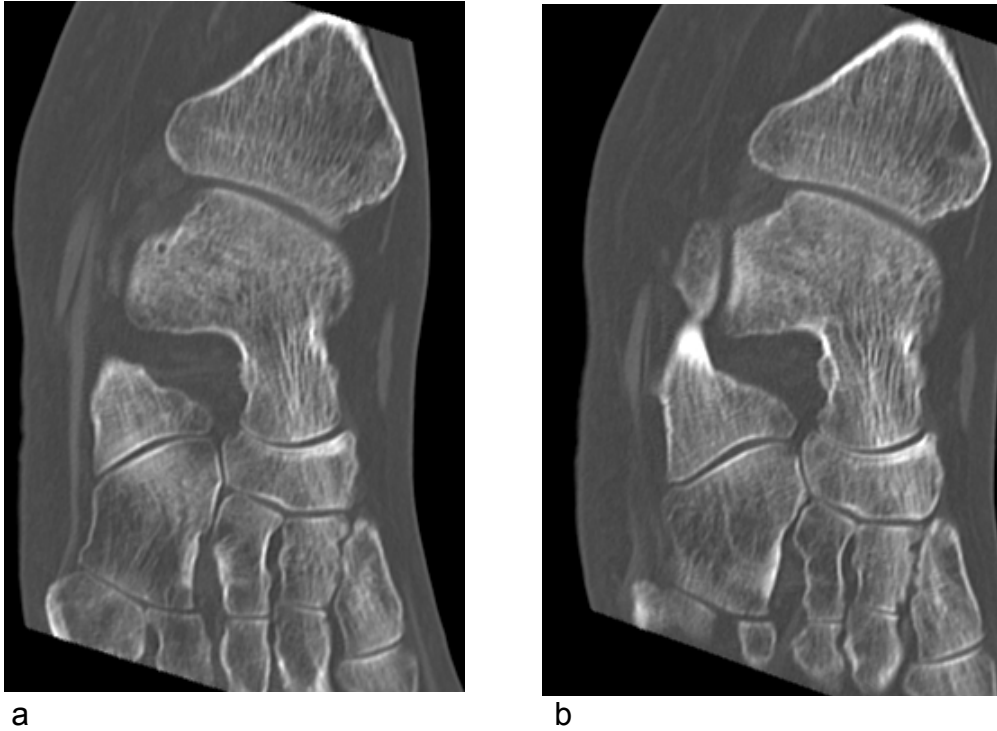
Die isolierte Absenkung der Röhrenstromstärke von 100 mA auf 70 mA, bei sonst höchsten Protokolleinstellungen führte zu einer Reduktion der Strahlendosis um 29,1% auf 99 mGy\*cm; die weitere Herabsetzung auf 40 mA zu einer Reduktion um 59,7% auf 56 mGy\*cm. Gleichzeitig resultierte eine Zunahme des Bildrauschens um 14,9% bei 70 mA und um 37,9% bei 40 mA. Bei Untersuchungen mit 100 mA und 70 mA und sonst hohen Parametereinstellungen (Pitch-Faktor 0,9, 120 kV) erreichten 100% aller Reformationen den Schwellenwert für hohe diagnostische Bildqualität. Die weitere Reduktion auf 40 mA führte zu einem Anstieg der als diagnostisch nicht verwertbar eingestuften Bildansichten (s. Tabelle 8 und 9). In der Gesamtbildauswertung inklusive der Weichteil-Ergebnisse erreichten weniger als 95% der so durchgeführten Untersuchungen den Schwellenwert von  $\leq 8$  Punkten. Diese Parameterkonstellation wurde damit als diagnostisch unzureichend eingestuft

(s. Tabelle 8). Bei ausschließlicher Fokussierung auf die ossären Strukturen erzielten auch bei den mit 40mA (Pitch-Faktor 0,9, 120 kV) durchgeführten Untersuchungen 97,6% der Bildansichten Punktebewertungen für ausreichende diagnostische Bildqualität. Diesbezüglich wurde die Dosisstufe also als diagnostisch anwendbar gewertet (s. Tabelle 9).

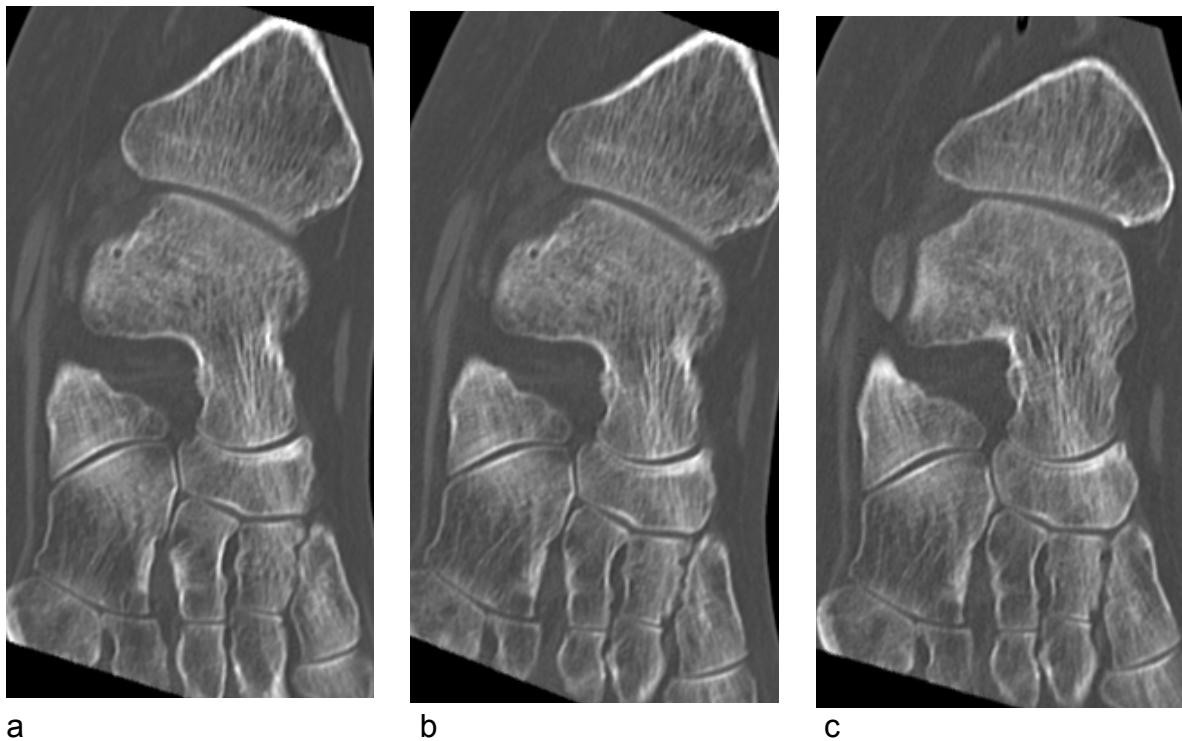
Im Vergleich wurde durch Reduktion der Röhrenspannung von 120 kV auf 100 kV das beste Verhältnis zwischen Dosisreduktion und Steigerung des Bildrauschens erreicht.



**Abbildung 11:** Parakoronare Schicht durch OSG und Tarsus bei unterschiedlichen Protokolleinstellungen: a) Ausgangsprotokoll: Pitch-Faktor 0,9, 120 kV, 100 mA. b) Nach Pitch-Faktor-Steigerung: Pitch-Faktor 1,5, 120 kV, 100 mA.



**Abbildung 11:** Parakoronare Schicht durch OSG und Tarsus bei unterschiedlichen Dosisstufen: a) Ausgangsprotokoll: Pitch-Faktor 0,9, 120 kV, 100 mA. b) nach kV-Reduktion: Pitch- Faktor 0,9, 100 kV, 100 mA.



**Abbildung 12:** Parakoronare Schicht durch OSG und Tarsus bei unterschiedlichen Dosisstufen: a) Ausgangsprotokoll: Pitch-Faktor 0,9, 120 kV, 100 mA. b) Nach mA-Reduktion auf 70 mA: Pitch-Faktor 0,9, 120 kV, 70 mA. c) Nach mA-Reduktion auf 40 mA: Pitch-Faktor 0,9, 120 kV, 40 mA.

## 4 Diskussion

### 4.1 MSCT und Dosis

Die Wahl des Themas der vorliegenden Arbeit erfolgte vor dem Hintergrund des häufigen, insbesondere junge Patienten betreffenden Dilemmas, der Notwendigkeit einer suffizienten akuten Trauma-Bildgebung mittels MSCT, in Abwägung der hiermit assoziierten Strahlenexposition.

Die Entwicklung der MSCT und die damit einhergehende Verbesserung der diagnostischen Kapazität hat generell zu einer vermehrten Anwendung der CT in der klinischen Routine geführt (Galanski et al. 2001). Sowohl die Anzahl der zugelassenen Geräte als auch die Frequenz der MSCT-Untersuchungen hat seit Einführung der neuen Technik stetig zugenommen (Galanski et al. 2001; Brix et al. 2003; Nagel et al. 2004). Die relativ hohe Strahlenbelastung einer CT-Untersuchung im Vergleich zur Projektionsradiographie erklärt, dass die CT in den letzten Jahren mit einem Anteil von nur 3 - 6% an allen radiologischen Untersuchungen einen Großteil (40 - 50%) zur kollektiven Strahlenbelastung durch medizinische Diagnostik beitrug (Galanski et al. 2001; Kalender 2006). Die Einführung der MSCT ermöglichte zwar eine Senkung der durchschnittlichen Strahlendosis je Untersuchung. Bei kontinuierlich steigenden Untersuchungsfrequenzen muss jedoch mit einem weiteren Anstieg der kollektiven Strahlenexposition durch die MSCT gerechnet werden (Galanski et al. 2001; Brix et al. 2003; Kalender 2006).

Damit verbundene Risiken für den einzelnen Patienten sind nur schwer abzuschätzen. Bekannt ist, dass Röntgenstrahlung in Abhängigkeit von Dosis und Expositionszeit biologische Veränderungen und Schäden im Erbgut hervorrufen kann (Kuefner et al. 2010). Für CT-Untersuchungen von Kindern konnte eine Korrelation zwischen kumulativer Strahlenexposition und kanzerogenem Risiko nachgewiesen werden (Brenner et al. 2001; Nievelstein et al. 2010). Arbeiten über die langfristige Wirkung diagnostischer Strahlendosen beim Erwachsenen legen ebenfalls eine Steigerung des kanzerogenen Risikos durch erhöhte diagnostische Strahlenexposition nahe, jedoch in weitaus geringerem Maße, und mit steigendem Lebensalter weiter abnehmend (Berrington de Gonzalez et al. 2007; Smith-Bindman et al. 2009). Generell wird daher empfohlen, die Strahlendosis bei medizinischen Untersuchungen auch unterhalb geltender Richtlinien so gering wie möglich zu

halten. Die geltenden Referenzdosiswerte für die MSCT-Untersuchung unterschiedlicher Körperregionen basieren auf den Vorgaben der europäischen Atomgemeinschaft (Euratom) von 1997. Diese wurden in der Bundesrepublik Deutschland mit der Strahlenschutzverordnung 2002 und der Röntgenverordnung 2003 in nationales Recht umgesetzt, nachdem zuvor nur eine einzige Höchstdosisgrenze für alle CT-Untersuchungen galt (Bundesamt für Strahlenschutz 2001 und 2003).

Um dem Bedürfnis nach weiterer Dosisreduktion bei MSCT-Untersuchungen gerecht zu werden, werden ständig neue Möglichkeiten zur Optimierung der Dosiseffizienz diskutiert und erforscht. Neu entwickelte digitale Filter und Algorithmen zur Bildrekonstruktion ermöglichen eine Reduktion des Rauschniveaus in Messdaten und Bildern, und tragen somit zur effektiveren Dosisausnutzung bei (Kalra et al. 2005; Kalender 2006). Auch wurden neue Systeme zur automatischen Stromstärkemodulation eingeführt, die eine Adaption der Strahlung an die individuelle Patienten-anatomie gewährleisten. Bei diesen Verfahren wird der Röhrenstrom, bei konstant gehaltenem Bildrauschen an die, sich mit dem Projektionswinkel ändernde Strahlenabsorption angepasst, was Dosisersparungen in einer Größenordnung von 30 - 50% ermöglicht (Galanski et al. 2001; Kalra et al. 2005; Mulkens et al. 2007). Von ärztlicher Seite wird generell eine verantwortungsvolle und gründliche Indikationsstellung für CT-Untersuchungen gefordert, um unnötig hohe Strahlenexpositionen zu vermeiden (Brix et al. 2003; Hamberg et al. 2003; Imhof et al. 2002). Bei jeder MSCT-Untersuchung sollte außerdem eine Anpassungen der Untersuchungsparameter an die individuelle Patienten-anatomie und an die, für die jeweilige Fragestellung benötigte Bildqualität erfolgen, um die individuelle Dosis so gering wie möglich zu halten (Kalender 2006; McCollough et al. 2009). Durch Entwicklung von Niedrigdosis-Protokollen konnte die Strahlenexposition bei der MSCT-Untersuchungen einzelner Körperregionen bereits deutlich gesenkt werden (Brix et al. 2003; Bonel et al. 2005; Kalender 2006).

#### **4.2 Dosisreduktion durch Protokolloptimierung**

Durch Modifikation von Untersuchungsprotokollen für die MSCT-Bildgebung einzelner Körperregionen konnte in früheren Arbeiten ein erhebliches Potential zur Dosisreduktion nachgewiesen werden.

Zu den Untersuchungsparametern mit dem größten Einfluss auf die resultierende Strahlendosis zählen die Länge des untersuchten Abschnittes, die Röhrenspannung, die Röhrenstromstärke, die Röhrenrotationszeit, und der Pitch-Faktor (Hamberg et al 2003; Imhof et al. 2003; Kalender 2006; McCollough et al. 2009). Sowohl Röhrenspannung als auch die Röhrenstromstärke stellen wichtige Einflussgrößen bei der Erzeugung von Röntgenstrahlung in der Röntgenröhre dar. Als Rotationszeit wird die Belichtungszeit pro 360°-Drehung des Röntgenröhren-Detektor-Systems bezeichnet. Eine Steigerung führt zu einem Anstieg der Strahlendosis, da hierdurch die Untersuchungszeit und damit die Dauer der Strahlenexposition erhöht wird (Kalender 2006). Der Pitch-Faktor wird definiert als Quotient aus Tischvorschub pro 360°-Röhrenrotation und der sogenannten Gesamtkollimation. Die Gesamtkollimation wird durch die Breite des eingblendeten Strahlenfächers und die Anzahl der aktiven Detektorelemente bestimmt. Eine Dosissteigerung resultiert bei Untersuchungen in feinen Schichten, also einer höheren Ortsauflösung entlang der Longitudinalachse. Analog wird eine Dosisenkung durch die Wahl größerer Schichten bei Herabsetzung der Ortsauflösung erreicht (Hamberg et al. 2003; Kalender 2006; Mc Collough et al. 2009).

Eine Senkung der Strahlendosis durch Modifikation der oben genannten Untersuchungsparameter beeinflusst direkt die Bildaufnahme und somit auch die resultierende Bildqualität (Hamberg et al. 2001; Kalender 2006). Diese wird außerdem durch die Wahl der Rekonstruktionsparameter, wie der sichtbaren Bildbreite („Field of view“), des Rekonstruktionsinkrements, des Faltungskernes und der rekonstruierten Schichtdicke, mit bestimmt (Kalender 2006). Die sichtbare Bildbreite gibt den maximal möglichen Bildausschnitt an, der mit dem vom Gerät vorgegebenen Bildpunktraster angezeigt werden kann. Als Faltungskern wird der Rekonstruktionsalgorithmus bezeichnet, mit dem die Bildpunktinformationen aus dem Rohdatensatz errechnet und je nach Bedarf gefiltert werden können. Generell werden glättende von hochauflösenden Faltungskernen unterschieden. Das Rekonstruktionsinkrement beschreibt den bei der Bildrekonstruktion wählbaren Abstand der Bildmitten, also indirekt die Überlappung der aufgenommenen Schichten, während die rekonstruierte Schichtdicke die Bildtiefe der rekonstruierten Bilder angibt. Überlappende Rekonstruktionen gehen mit einer verbesserten Ortsauflösung und einer Steigerung der diagnostischen Sicherheit einher (Hamberg et al. 2003; Kalender 2006).

Als objektiver Messwert und Anhaltspunkt zur Beurteilung der Bildqualität kann das Signal-Rausch-Verhältnis („Signal to noise ratio“) bestimmt werden. Als Bildpunktrauschen werden Abweichungen der Signalwerte bezeichnet, die nicht durch Gewebeunterschiede zu erklären sind. Ursächlich führen durch Zufall bedingte Schwankungen der Röntgenquanten-Anzahl im Detektor zu Abweichungen der CT-Werte innerhalb eines Auswertungsbereiches (Kalender 2006; Mc Collough et al. 2009). Das Signal-Rausch-Verhältnis schließlich kann als Quotient aus dem Signal und der Standardabweichung des Bildrauschens bestimmt werden. Eine Verschiebung des Signal-Rausch-Verhältnisses zugunsten des Bildrauschens resultiert bei Senkung des Röhrenstroms oder der Röhrenspannung und Untersuchungen mit geringer Schichtdicke (Kalender 2006). Auch Bildrekonstruktionen mit hochauflösendem Faltungskern tragen zu einer Steigerung des Rauschniveaus bei. Dieser Effekt kann durch Rekonstruktion von Bildern, deren Schichtdicke größer ist, als die der Daten im Volumendatensatz, teilweise ausgeglichen werden (Brix et al. 2003; Kalender 2006; Prokop 2003). Bei erhöhtem Rauschniveau wird die Detailerkennbarkeit von Strukturen beeinträchtigt. Dies betrifft insbesondere die Bildgebung von Geweben mit ähnlichen strahlenabsorbierenden Eigenschaften, also niedrigem Kontrast im Röntgenbild, beispielsweise parenchymatösen Organen.

Erste Untersuchungen zu Niedrigdosisprotokollen konzentrierten sich daher auf die Bildgebung von Hochkontrast-Strukturen wie der Lunge, deren Abbildungsqualität durch Erhöhung des Rauschniveaus nicht in gleichem Maße beeinträchtigt wird. Studien an Patienten haben gezeigt, dass bei der MSCT der Lunge eine Senkung der Strahlendosis um 40% bis 50% ohne Einschränkungen der diagnostischen Güte der Untersuchung möglich ist (Mayo et al. 1995; Ravenel et al. 2001). Zur Niedrigdosis-MSCT des Skelettes, dass im CT ebenfalls als Hochkontrast-Struktur abgebildet wird, finden sich in der Literatur nur einige wenige Arbeiten. Diese konzentrierten sich auf die Bildgebung von Schädel, Wirbelsäule, Becken und Hand und zeigen ebenfalls ein deutliches Potential zu weiterer Dosisreduktion in einer Größenordnung von 33 - 70% auf (Bonel et al. 2004; Cohnen et al. 2000; Gurung et al. 2005; Mulkens et al. 2007).

Cohnen et al. untersuchten die MSCT-Bildgebung des Kopfes und des Halses bei Dosisreduktion durch Senkung von Röhrenspannung und Röhrenstrom. Ein Kopfpräparat eines Leichnams wurde dazu an 2 unterschiedlichen CT-Geräten im



Tomographie- und Spiralmodus untersucht. Die vorab definierten Protokolle sahen je CT-Gerät und Untersuchungsmodus 2 -3 unterschiedliche Einstellungen für die Röhrenspannung und 3 - 4 unterschiedlichen Einstellungen der Röhrenstromstärke vor. Die Oberflächendosis der Untersuchungen wurde durch Messungen mit Dosimetern über dem Tuber frontale, den Augenlinsen und der Glandula thyreoidea bestimmt. Die Auswertung der randomisierten und bezüglich der Untersuchungsparameter verblindeten Untersuchungsserien erfolgte einzeln durch fünf unterschiedliche Untersucher, zwei Radiologen, 2 Neuroradiologen und einen Neurochirurgen. Subjektiv sollten die Untersuchungen bezüglich der Bildqualität geordnet werden. Eine deutliche Beeinträchtigung der Bildqualität zeigte sich lediglich bei den niedrigsten Dosistufen. In Abhängigkeit von CT-Gerät und Untersuchungsmodus gelang durch eine kombinierte Senkung von kV und mA eine Dosisreduktion im Bereich von 40% ohne nennenswerte Beeinträchtigung der diagnostischen Bildqualität (Cohnen et al. 2000).

In der Arbeit von Gurung et al. zur Niedrigdosis-CT des Beckens wurde eine Dosisreduktion durch alleinige Senkung der Röhrenstromstärke erreicht. Dazu wurden die Beckenregionen von 12 Leichnamen an einem 16-Zeilen MSCT-Gerät nach vorab definierten Protokollen mit konstant gewählter Untersuchungslänge (21 - 23 cm), Kollimation (16\*1,5 cm), Röhrenrotationszeit (0,42 s), Pitch-Faktor (1,0), Röhrenstromspannung (120 kV) und Variation der Röhrenstromstärke zwischen 113, 80, 56, 40 und 28 mA untersucht. Für die einzelnen Einstellungen wurde das DLP und die effektive Dosis ermittelt. Bildrekonstruktionen in axialer und koronarer Ebene (Rekonstruktionsinkrement: 1,5 mm für die koronaren Rekonstruktionen, 5mm für die axialen Schichten. Schichtdicke: axial 5 mm, koronar 3 mm) wurden erstellt, bezüglich der Parameterwahl verblindet und randomisiert. Die Auswertung erfolgte durch drei Untersucher, die unabhängig voneinander die Parameter Cortex, Spongiosa, Bildqualität, Bildrauschen, Acetabulum-Darstellung und Darstellung des Iliosakralgelenkes anhand einer 5 Punkte umfassenden Skala bewerteten. Adäquate diagnostische Bildqualität für alle Parameter wurde bei Parametereinstellungen mit 120 kV und 80 mA erreicht. Bei weiterer Senkung der Röhrenstromstärke auf 56 mA, 40 mA und 28 mA führte die Zunahme des Bildrauschens zu einer Einschränkung der diagnostischen Güte und somit entsprechend insuffizienten Bewertungen. Gegenüber dem Ausgangsprotokoll konnte die effektive Dosis von 8,7 mSv auf 4,4 mSv gesenkt werden. Gegenüber der durchschnittlichen Strahlenexposition bei

Beckenuntersuchungen in Deutschland wurde eine Reduktion um 33% erreicht (Gurung et al. 2005).

In der von Mulkens et al. durchgeführten Untersuchung zur Niedrigdosis-MSCT der Halswirbelsäule erfolgte eine Dosisreduktion allein durch die Senkung der Röhrenspannung. In der In-vivo-Studie wurden 191 Patienten an 2 unterschiedlichen CT-Geräten, einem 6-Zeilen-MSCT und einem 16-Zeilen-MSCT nach vorab definierten Protokollen untersucht. Bei vorgegebenen anderen Parameter-einstellungen (am 6-Zeiler: Kollimation 6\*1 mm, Rotationszeit 0,6 s, Pitch-Faktor 0,66, effektives Röhrenstrom-Zeit-Produkt 175 mAs; am 16-Zeiler: Kollimation 16\*5 mm, Rotationszeit 0,5 s, Pitch-Faktor 1, effektives Röhrenstromzeit-Produkt 250 mAs) wurde die Röhrenspannung am 6-Zeilen-CT von 130 kV auf 110 kV und am 16-Zeilen-CT von 120 kV auf 100 kV reduziert. Im Anschluss wurden Niedrigdosisuntersuchungen mit gleichen Einstellungen und zusätzlicher Anwendung des zugehörigen Röhrenstrom-Modulationsprogramms durchgeführt. Aus allen Rohdatensätzen wurden sagittale und koronare Bildebenen rekonstruiert (Rekonstruktionsinkrement 1 mm, rekonstruierte Schichtdicke 2,5 mm). Die effektive Dosis der einzelnen Untersuchungen wurde berechnet und das Rauschniveau als Standardabweichung des Bildrauschens bestimmt. Die Auswertung der randomisierten und bezüglich der Parameterwahl verblindeten Bildansichten erfolgte durch 4 Untersucher, 2 mit 12 Jahren Erfahrung, 1 mit einem Jahr Erfahrung und einem in der CT-Diagnostik unerfahrenen Untersucher anhand einer 5 Punkte-Skala. Nach objektiven Messungen führte die Dosisreduktion zu einer Verschiebung des Signal-Rausch-Verhältnisses zugunsten des Bildrauschens. Bei der Bewertung der diagnostischen Bildqualität durch die verschiedenen Untersucher zeigten sich jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen den Dosisstufen. Nahezu alle Bildansichten wurden als diagnostisch suffizient eingestuft (Mulkens et al. 2007). Bei Anwendung des Programms zur Röhrenstrom-Modulation ergab sich gegenüber den Ausgangsprotokollen eine deutliche Dosisreduktion um 50 - 57% am 16-Zeiler und um bis zu 61% am 6-Zeiler. Durch zusätzliche Reduktion der kV konnte die effektive Dosis am 16-Zeiler weiter bis auf 1 mSv gesenkt werden, was einer Reduktion der Strahlenexposition um 71% entsprach und gleichzeitig eine deutliche Annäherung der Strahlenexposition an die Dosiswerte in der Radiographie bedeutete.

Zur Protokoll-Optimierung bei MSCT-Untersuchungen der Extremitäten konnte lediglich eine Arbeit zur Niedrigdosis-MSCT des Handgelenkes gefunden werden

(Bonel et al. 2004). In dieser Arbeit wurden 30 anatomische Handpräparate nach vorab definierten Protokollen an einem 4-Zeilen-MSCT-Gerät untersucht. Systematisch variiert wurden die Untersuchungsparameter Kollimation (0,5 – 1,0 mm), Rotationszeit (0,5 - 1,0 s), Pitch-Faktor (1,0 – 2,0), Röhrenspannung (80 – 140 kV) und Röhrenstrom (80 - 200 mA). Unter Verwendung eines hochauflösenden Faltungskerns wurden aus den Rohdatensätzen koronare und axiale Bildansichten mit der Schichtdicke 1,0 mm und 0,5 mm rekonstruiert. Die Bewertung der randomisierten und für die Parameterwahl verblindeten Bilder erfolgte getrennt durch drei Untersucher anhand einer 5-Punkte umfassenden Bewertungsskala. Ausgehend von den Ergebnissen ihrer Arbeit empfahlen die Autoren zur Untersuchung des Handskelettes eine Kollimation von 0,5 mm und eine rekonstruierten Schichtdicke von 1,0 mm. Das größtmögliche Ausmaß an Dosisreduktion bei Bewahrung diagnostisch suffizienter Bildqualität wurde bei Untersuchungen mit Rotationszeit größer 0,75s, Pitch-Faktor 1,5, 80 kV und 100 mAs erreicht. Bei diesen Protokolleinstellungen ergab sich eine Senkung der Strahlendosis um 77% gegenüber dem Ausgangsprotokoll. Die Reduktion der Röhrenspannung auf 80 kV erwies sich als besonders geeignet zur Senkung der Strahlendosis, weil bei Modifikation dieses Parameters sowohl eine deutliche Reduktion der Strahlendosis als auch eine leichte Steigerung des ossären Kontrastes im Bild resultierte (Bonel et al. 2004).

#### **4.3 Diskussion der vorliegenden Ergebnisse**

Das primäre Ziel dieser Arbeit war es, durch systematische Variation von Untersuchungsparametern Protokolleinstellungen zu bestimmen, mit denen diagnostisch suffiziente CT-Untersuchungen des OSG und der Fußwurzel mit möglichst geringer Strahlendosis durchgeführt werden können. Eine Reduktion der Strahlendosis wurde durch Variation des Pitch-Faktors, der Röhrenspannung und der Röhrenstromstärke bei konstant gewählten übrigen Parametereinstellungen (Kollimation 0,75 mm, Rotationszeit 1/s. Rekonstruktion mit Rekonstruktionsintervall 0,5 mm, Schichtdicke 1,5 mm) erreicht.

Das beste Verhältnis zwischen Dosisreduktion und Bewahrung diagnostischer Bildqualität ergab sich bei der Parameterkonstellation Pitch-Faktor 0,9, 100 kV und 70 mA. Bei diesen Einstellungen konnte das Dosislängenprodukt gegenüber dem Ausgangsprotokoll von 139 mGy\*cm auf 63 mGy\*cm, und somit um 55%, die

effektive Dosis um 58% auf 0,08 mSv gesenkt werden. Bei ausschließlicher Fokussierung der ossären Strukturen wurde auch bei Parametereinstellungen mit Pitch-Faktor 0,9, 100 kV und 40 mA diagnostisch suffiziente Bildqualität erreicht. Im Vergleich zu den Ausgangseinstellungen konnte die Strahlenexposition bei dieser Dosisstufe von 139 mGy\*cm auf 36 mGy\*cm gesenkt werden, entsprechend einer Dosisreduktion um 74%. Die effektive Dosis bei dieser Protokolleinstellung betrug 0,05 mSv. Dieser Wert bedeutet eine klare Annäherung an die Dosiswerte der digitalen Projektionsradiographie, die für die Untersuchungen des Fußskelettes in 2 Ebenen im Bereich von 0,01 - 0,02 mSv liegen, bei Erstellung zusätzlicher Aufnahmen entsprechend höher (Berechnung des Norddeutschen Seminars für Strahlenschutz, Kiel). In Übereinstimmung mit den Ergebnissen von Bonel et al. und Mulkens et al. konnte somit auch in dieser Arbeit zur Niedrigdosis-MSCT der distalen unteren Extremität ein erhebliches Potential zur Dosisreduktion, bei erhaltener diagnostischer Bildqualität, nachgewiesen werden.

Neben einer Protokollempfehlung war ein weiteres Ziel der Arbeit, einen einzelnen Parameter definieren zu können, dessen Reduktion das bestmögliche Verhältnis zwischen Erhalt der Bildqualität und Dosisenkung erlaubte. Das Resultat sollte eine Empfehlung für eine übersichtliche Form der Dosisreduktion darstellen.

Die Auswertung der Untersuchungsparameter zeigte, dass eine Senkung der Strahlendosis um 36% allein durch Reduktion der Röhrenspannung ohne relevante Beeinträchtigung der Bildqualität möglich war. Bei Minderung der Röhrenstromstärke von 100 mA auf 70 mA resultierte ebenfalls nur eine geringe Beeinträchtigung der bewerteten Bildqualität, bei gleichzeitiger Senkung der Strahlendosis um 30%. Die Steigerung des Pitch-Faktors hatte, bei einer Dosisreduktion von 37% den größten negativen Einfluss auf die bewertete Bildqualität. Objektiv ergab sich bei Pitch-Faktor-Steigerung von 0,9 auf 1,5 ein deutlich höherer Anstieg des Bildrauschens (um 31,3%), als bei Senkung der Röhrenspannung (11,5%) und Reduktion der Röhrenstromstärke von 100 mA auf 70 mA (14,9%). Die Variation des Pitch-Faktors schien daher am wenigsten geeignet zur Dosisreduktion. Die Modifikation der Röhrenspannung bot als Einzelparameter das beste Verhältnis zwischen Dosisreduktion und Beeinträchtigung der Bildqualität. Die effektivste Senkung der Strahlenexposition bei gleichzeitiger Bewahrung der diagnostischen Bildqualität wurde durch kombinierte Reduktion sowohl der mA als auch der kV erreicht.

Die unterschiedliche Beeinträchtigung der Bildqualität lässt sich darauf zurückführen, dass bei Variation der einzelnen Untersuchungsparameter verschiedene Einflussgrößen der Bildqualität, mit unterschiedlicher Relevanz für die MSCT-Bildgebung des Skelettes, beeinträchtigt werden. Neben dem Signal-Rausch-Verhältnis, das durch alle Parameteränderungen beeinflusst wird, wird die Bildqualität wesentlich bestimmt durch die Merkmale Ortsauflösung und Kontrast. Die Ortsauflösung, also die räumlich getrennte Darstellung von Strukturen in der Aufnahmeebene ( $x$ ,  $y$ ) und entlang der Longitudinalachse ( $z$ ), wird beeinträchtigt bei grob gewählter Kollimation oder Steigerung des Pitch-Faktors, also geringerer Überlappung der untersuchten Schichten (Imhof et al. 2003; Hamberg et al. 2003; Kalender 2006; Prokop 2002). Für die Detektion und Darstellung von Skelettverletzungen, bei denen eine detaillierte Darstellung der Strukturen von entscheidender Bedeutung ist, sind diese Parametermodifikationen daher nur bedingt zur Dosisreduktion geeignet.

Variationen von Röhrenstrom- und -spannung dagegen beeinflussen direkt die Qualität der Röntgenstrahlen und somit indirekt den resultierenden Kontrast im Bild. Der Kontrast stellt sich im Bild als Signalunterschied zwischen benachbarten Geweben dar und ermöglicht die Differenzierung von Geweben unterschiedlicher Dichte. Da Knochengewebe mittels CT als Hochkontrast-Struktur abgebildet wird, wird die Abbildungsqualität bei Variation von Röhrenstrom und -spannung nicht in gleichem Maße beeinträchtigt, wie bei Niedrigkontrast-gebenden Strukturen, beispielsweise dem Weichteilgewebe. Bei MSCT-Untersuchungen des Skelettes bieten daher Variation von Röhrenspannung und Röhrenstrom das größte Potential zur Dosisreduktion, bei relativ geringer Beeinträchtigung der resultierenden Bildqualität. Eine Senkung der kV führt zu einer exponentiellen Abnahme der Strahlenexposition, während eine Minderung der Röhrenstromstärke mit einer linearen Dosisreduktion einher geht (Hamberg et al. 2003; Kalender 2006; McCollough et al. 2009). Bei Reduktion der Röhrenspannung resultiert auch eine Änderung der biologischen Strahlenqualität mit einer erhöhten Absorption der Strahlung durch das zu untersuchende Gewebe. Bei CT-Untersuchungen von Hochkontraststrukturen, wie Knochengewebe führt dies zum einen zu einer Zunahme der Kontraste im Bild, zum anderen resultiert eine potentiell ungünstigere biologische Strahlenwirkung, da der Anteil der absorbierten Strahlung zunimmt (Photo-Effekt) (Hamberg et al. 2003; Kalender 2006; McCollough et al. 2009). Die

kV-Reduktion zur Protokoll-Optimierung wird daher nur bei MSCT-Untersuchungen von Strukturen mit geringem Durchmesser und nicht zur Untersuchung strahlungssensibler Organe empfohlen. Gerade für die MSCT der Extremitäten bietet sie jedoch ein hohes Potential zur Dosisreduktion. Eine weitere Senkung der Strahlenexposition kann durch zusätzliche Modifikation der Röhrenstromstärke erreicht werden.

#### **4.4 Einschränkungen**

Die Arbeit unterliegt verschiedenen Limitationen, welche im Folgenden erörtert werden sollen. Im vorliegenden Ex-vivo-Versuch wurden keine Patienten sondern intakte anatomische Präparate untersucht. Da Weichteil-Mantel und Haut über den zu untersuchenden Bereichen noch vollständig erhalten waren, entsprachen der anatomische Aufbau und das Gewebevolumen der Präparate einer Situation am Patienten. Ob und in welchem Ausmaß die durch die anatomische Fixierung entstandenen Veränderungen die Bildgebung mittels MSCT beeinflussten, kann jedoch nicht abschließend beantwortet werden. Studien zu dieser Fragestellung lagen nicht vor. Auch wurde in dieser Studie lediglich die Bildgebung intakter anatomischer Strukturen bewertet. Die Abbildung von Pathologien, speziell unterschiedlichen Frakturtypen, wurde nicht untersucht. Ob mit den Niedrigdosisprotokollen auch sehr feine Frakturlinien ausreichend erfasst werden können, kann daher nicht abschließend beantwortet werden. Die vorliegenden Ergebnisse sind somit nicht vorbehaltlos auf die klinische Situation übertragbar.

Die Daten für diese Arbeit wurden an einem einzigen 16-Zeilen-MSCT-System erhoben. Die Bildqualität von CT-Untersuchungen ist jedoch immer auch abhängig von gerätespezifischen Faktoren, wie zum Beispiel dem Scanneraufbau und der Detektor-Geometrie. Zu beachten ist außerdem, dass sich die Protokollempfehlungen dieser Arbeit auf elektronische mAs beziehen und nicht auf die von einigen CT-Herstellern verwendete „effektive mAs“, einen um den Pitch-Faktor korrigierten Wert ( $\text{effektive mAs} = \text{elektronische mAs} / \text{Pitch-Faktor}$ ). Eine Übertragung der Ergebnisse auf andere 16-Zeilen-Systeme oder Geräte mit mehr Detektorelementen kann daher nur unter Vorbehalt erfolgen (Hamberg et al. 2003). Zur Bildrekonstruktion wurde nur ein einziger Algorithmus eingesetzt. Inwieweit die Wahl des Faltungskernes die Ergebnisse beeinflussen kann, wurde nicht untersucht. Auch andere für die Strahlendosis relevante Parameter, wie Kollimation und

Röhrenrotationszeit, wurden in dieser Arbeit nicht weiter untersucht. Das am CT verfügbare Programm zur Stromstärkereduktion für diese Studie ausgeschaltet. Die Einstellungen am Gerät entsprachen in diesem Punkt also nicht der klinischen Routine.

Die Bewertung der Bildqualität im 2-Beobachter-Konsensus-Schema erfolgte ausschließlich durch erfahrene Radiologen mit Facharztkenntnissen. In wieweit Ärzte mit weniger Erfahrungen oder aus anderen Fachrichtungen die gleichen Bildansichten als diagnostisch beurteilbar einstufen würden, wurde nicht untersucht. Weitere Limitationen gelten für die Unterteilung der Präparate in solche mit eutropher und dystropher Knochenstruktur. Die Differenzierung erfolgte ausschließlich anhand des Bildeindrucks nach normaler und vermindert erscheinender Mineralisation. Eine standardisierte Messung des Kalksalzgehaltes zur Objektivierung dieser Strukturunterschiede wurde nicht durchgeführt.

#### **4.5 Ausblick**

Die aus den Ergebnissen erarbeiteten Untersuchungsprotokolle stellen erstmals einen Vorschlag zur Dosisoptimierung bei der MSCT-Untersuchung des Fußes dar. Andere Arbeiten könnten darauf abzielen, die Eignung der Niedrigdosisprotokolle zur bildlichen Darstellung von Pathologien zu bewerten.

Bei der MSCT-Untersuchung der anatomischen Präparate wurden bis zu einer Dosisenkung von 74% noch diagnostisch verwertbare Ergebnisse erzielt. Eine weitere Reduktion, bei diagnostisch ausreichender Bildqualität wäre, bei Ausnutzung der gegebenen technischen Möglichkeiten zur Dosisreduktion denkbar. Die Untersuchungen für diese Arbeit erfolgten ohne Einsatz von Dosisautomatik oder Entrauschungs-Algorithmen um Überlagerungen durch Geräte- und Programmspezifische Gegebenheiten möglichst gering zu halten. Durch zusätzliche Anwendung dieser laut Studien sehr effizienten Techniken, könnte die für die MSCT-Untersuchung des Fußskelettes erforderliche Strahlendosis noch einmal reduziert werden (Kalra et al. 2005).

Da von Herstellerseite unterschiedliche Technologien zur Dosisreduktion angewandt werden, gehen gleiche Protokolleinstellungen an verschiedenen CT-Geräten nicht automatisch mit gleicher Strahlenintensität und qualitativ gleichwertiger Bildqualität einher. Weitere Studien sind daher notwendig, um auch für andere 16-Zeilen-MSCT-Geräte und für Systeme mit einem anderen Detektordesign die Protokolle mit dem

besten Verhältnis zwischen Dosisreduktion und Beeinträchtigung der Bildqualität zu bestimmen.

Die Ergebnisse dieser Arbeit legen nahe, dass eine Niedrigdosis- Untersuchung der peripheren Extremitäten mittels MSCT bei erhaltener diagnostischer Bildqualität möglich ist. Um die Strahlenbelastung durch den Einsatz der MSCT weiter zu senken, sollten auch für die Bildgebung anderer Abschnitte des muskuloskelettalen Systems die Möglichkeiten zur Dosisreduktion erforscht werden.

#### **4.6 Fazit**

Mit dieser Arbeit konnte erstmals gezeigt werden, dass Niedrigdosis-Untersuchungen des OSG und der Fußwurzel bei Erhalt diagnostischer Bildqualität generell möglich sind.

Nach den vorgegebenen Kriterien und Grenzwerten konnte bei Parametereinstellungen von Pitch-Faktor 0,9, Röhrenspannung 100 kV und Röhrenstromstärke 70 mA in allen Bereichen diagnostische Bildqualität erreicht werden. Bei Fokussierung nur der ossären Strukturen war diagnostisch suffiziente Bildgebung auch noch mit Einstellungen von Pitch-Faktor 0,9, 100 kV und 40 mA möglich. Gegenüber dem Ausgangsprotokoll konnte die Strahlendosis einer Untersuchung bei Anwendung dieser Protokolleinstellungen um 54,5% bzw. 73,9% gesenkt werden. Die effektive Dosis konnte bis auf 0,05 mSv reduziert werden, was eine klare Annäherung an die Dosiswerte der Radiographie (0,01-0,02 mSv) bedeutet.

In der Parameteranalyse bot die Röhrenspannung als Einzelparameter das größte Potential zur Dosisreduktion bei Erhaltung diagnostisch suffizienter Bildqualität. Bei kV-Reduktion resultierte durch Änderung der Strahlenqualität ein erhöhter Kontrast im Bild, aber auch eine ungünstigere biologische Strahlenwirkung mit erhöhter Absorption der Strahlung im Gewebe. Diese Form der Dosisreduktion sollte daher nicht für die Untersuchung strahlensensibler Organe oder großer Patientendurchmesser erfolgen, jedoch ist sie sehr wohl für die Untersuchungen der peripheren Skelettabschnitte geeignet. Durch zusätzliche Reduktion der Röhrenstromstärke konnte die Untersuchungs-dosis bei Erhalt einer diagnostischer Bildqualität weiter gesenkt werden.



## 5 Zusammenfassung

Ziel der vorgelegten Arbeit war es, einen Protokollvorschlag für MSCT-Niedrigdosis-Untersuchungen des OSG und des Fußskelettes zu erarbeiten. In einem weiteren Schritt sollte das Potential solitärer Änderungen der Untersuchungsparameter Pitch-Faktor, Röhrenspannung und -stromstärke zur Dosisreduktion evaluiert und miteinander verglichen werden.

Für diese Arbeit wurden 21 anatomisch fixierte Fußpräparate an einem 16-Zeilen-MSCT-Gerät nach 12 unterschiedlich definierten Protokollen untersucht. Bei sonst konstant gewählten Untersuchungsparametern wurden die Einstellungen für den Pitch-Faktor zwischen 1,5 und 0,9, für die Röhrenspannung zwischen 120 kV und 100 kV und für das Röhrenstrom-Zeit-Produkt zwischen 100 mAs, 70 mAs und 40 mAs systematisch variiert. Aus den Rohdatensätzen wurden je 6 Bildansichten (3 axiale Schichten, 1 sagittale, 1 koronare, 1 para-koronare Schicht) nach vorgegebenen Kriterien rekonstruiert. Bei 21 Präparaten und je 12 Dosisstufen resultierten somit 1512 Bildansichten, die verblindet, randomisiert und anschließend hinsichtlich ihrer diagnostischen Bildqualität bewertet wurden. Die Auswertung erfolgte durch 2 erfahrene Radiologen im Konsensus-Verfahren. Anhand einer 4 Punkte umfassenden Bewertungsskala (1=sehr gut, 2=gut, 3=befriedigend, 4=mangelhaft) wurde jeweils die Abbildungsqualität der anatomischen Strukturmerkmale Corticalis, Spongiosa, Gelenkflächen und Weichteilstrukturen bewertet. Für eine Einschätzung der Gesamtbildqualität wurden die Einzelbewertungen summiert. Ein Grenzwert für gute diagnostische Gesamtbildqualität wurde willkürlich bei einer durchschnittlichen Punktbewertung der Strukturen mit 2 Punkten festgelegt. Eine zusätzliche Schwelle, ab der ein Untersuchungsprotokoll als diagnostisch sicher anwendbar einzustufen war, wurde bei einem Anteil von 95% als diagnostisch gut gewerteten Bildansichten definiert. Ergänzend erfolgte ein Vergleich der Ergebnisse von Präparaten mit eu- und dystropher Knochenstruktur.

Als Protokollempfehlung mit dem besten Verhältnis zwischen Dosissenkung und Erhalt der diagnostischen Bildqualität ergaben sich Parametereinstellungen von Pitch-Faktor 0,9, 100 kV und 70 mAs. Die effektive Dosis konnte bei diesen Einstellungen um 55% auf 0,08mSv gesenkt werden. Bei ausschließlicher Fokussierung der ossären Strukturen wurde auch bei weiterer Dosissenkung und der Parameterkonstellation Pitch-Faktor 0,9, 100 kV und 40 mAs gute diagnostische

Bildqualität erreicht, was eine Reduktion der Strahlenexposition um 74% auf 0,05 mSv und eine Annäherung der Dosiswerte an die der Projektionsradiographie (0,01-0,02mSv) bedeutete.

In der Parameteranalyse resultierte nur durch Senkung der Röhrenspannung bereits eine Dosisreduktion um 36%, ohne Beeinträchtigung der Bildqualität. Variationen der anderen Untersuchungsparameter führten im Vergleich zu einem deutlicheren Anstieg des Bildrauschens und einer Verschlechterung der Bildqualität. Am stärksten beeinträchtigt wurde die diagnostische Güte der Untersuchungen durch Steigerung des Pitch-Faktors von 0,9 auf 1,5 und Reduktion des Röhrenstrom-Zeit-Produktes von 100 mAs auf 40 mAs. Die Reduktion der Röhrenspannung war als Einzelparameter am besten zur Dosisreduktion geeignet. Die hierdurch bedingte Änderung der Strahlenqualität mit einem höheren Anteil an absorbierter Energie stellt jedoch eine Limitation für die Untersuchung von strahlensensiblen Organen oder großen Patientendurchmessern dar. Bei der getrennten Auswertung von Präparaten mit eu- und dystropher Knochenstruktur konnten bezüglich der Bildqualität nach Dosisreduktion keine relevanten Unterschiede nachgewiesen werden.

Insgesamt konnte in dieser Arbeit ein erhebliches Potential zur Dosisreduktion bei erhaltener diagnostischer Bildqualität für MSCT-Untersuchung des OSG und des Tarsus nachgewiesen werden.

## 6 Literaturverzeichnis

Berrington de González A, Mahesh M, Kim KP, Bhargavan M, Lewis R, Mettler F, Land C (2009): Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007. *Arch Intern Med* 169, 2071-2077

Bonel HM, Jöger L, Frei KA, Galiano S, Srivastav SK, Flohr T, Reiser MF, Dinkel HP (2004): Optimization of MDCT of the wrist to achieve diagnostic image quality with minimum radiation exposure. *AJR* 185, 647-654

Bonvin F, Montet X, Copercini M, Martinoli C, Bianchi S (2003): Imaging of the lateral process of the talus, a frequently missed diagnosis. *Eur J Radiol* 47, 64-70

Brenner D, Elliston C, Hall E, Berdon W (2001): Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *AJR* 176, 289-96

Brian PL, Mahraj R (2005): Imaging of the Clacaneus. *Foot ankle Clin* 10, 443-461

Brix G, Nagel HD, Stamm G, Veit R, Lechel U, Griebel J, Galanski M (2003): Radiation exposure in multi-slice versus single-slice spiral CT: results of a nationwide survey. *Eur Radiol* 13, 1979-1991

Braunschweig R, Klose HJ, Neugebauer E, Busch HP (1997): Digital radiography. Results of a survey (part A) and a consensus conference (part B). *Eur. Radiol.* 7, Suppl.3, 94-101

Buckwalter K, Rydberg J, Kopecky KK, Crow K, Yang EL (2001): Musculoskeletal imaging with multislice CT. *Am J Roentgenol* 176, 979-986

Bundesamt für Strahlenschutz (2001): Verordnung über den Schutz vor Schäden durch ionisierende Strahlen (Strahlenschutzverordnung – StrlSchV), vom 20. Juli 2001 (BGBl. I S. 1714; 2002 I S. 1459), zuletzt geändert durch Art. 2 G v. 29.8.2008 (BGBl. I S.1793)

Bundesamt für Strahlenschutz (2003): Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung - RöV) vom 8. Januar 1987 (BGBl. I S. 114) in der Fassung der Bekanntmachung vom 30. April 2003 (BGBl. I S 604)

Cohnen M, Fischer H, Hamacher J, Lins E, Kötter R, Mödder U (2000): CT of the head by use of reduced current and kilovoltage: relationship between image quality and dose reduction. *Am J Neuroradiol* 21, 1654-60

Dittrich V, Stedtfeld HW (1992): Manual der Frakturklassifikation. Deutscher Ärzte-Verlag, Köln, Deutschland

- Eastwood DM, Gregg PJ, Atkins RM (1993a): Intra-articular fractures of the calcaneum-part I: pathological anatomy and classification. *J Bone Joint Surg* 75, 189-195
- Eastwood DM, Langkamer VG, Atkins RM (1993b): Intra-articular fractures of the Calcaneum-part II: open reduction and internal fixation by the extended lateral transcalcaneal approach. *J Bone Joint Surg* 75, 189-195
- Furlong J, Morrison WB, Carrino JA (2004): Imaging of the talus. *Foot Ankle Clin N Am* 9, 685-701
- Galanski M, Nagel HD, Stamm G. (2001): CT-Expositionspraxis in der Bundesrepublik Deutschland. Ergebnisse einer bundesweiten Umfrage im Jahre 1999. *Rofo* 173 (10), R1-66
- Greenspan A (2007): *Skelettradiologie*, 4. Auflage. Elsevier GmbH, München, Deutschland
- Gurung J, Khan MF, Maataoui A, Herzog C, Bux R, Bratzke H, Ackermann H, Vogl TJ (2005): Multislice CT of the pelvis: dose reduction with regard to image quality using 16-row CT. *Eur Radiol* 15, 1898-9105
- Haapamaki V, Kiuru MJ, Koskinen SK (2004): Ankle and foot injuries: analysis of MDCT findings. *Am J Roentgenol* 183, 615-622
- Häberle HJ, Minholz R, Bader C, Tomczak R, Rilinger N, Friedrich JM, Bauer G, Mutschler W (1993): CT-Klassifikation intrartikulärer Kalkaneusfrakturen. *RoFo* 159, 548-554
- Hamberg LM, Rhea JT, Hunter GJ, Thrall JH (2003): Multi-detector row CT: radiation dose characteristics. *Radiology* 226, 762-772
- Hawkins LG 1970: Fractures of the neck of the talus. *J Bone Joint Surg Am* 52, 991-1002
- Herold T, Folwaczny EK, Stürmer KM, Grabbe E, Funke M (2004): Diagnostik und Klassifikation von Kalkaneusfrakturen in der Computertomographie. *Rofo* 176, 1271-1277
- Imhof H, Schibany N, Ba-Ssalamah A, Czerny C, Hojreh A, Kainberger F, Krestan C, Kudler H, Nöbauer I, Nowotny R (2003): Spiral CT and radiation dose. *Eur J Radiol* 47, 29-37
- International Commission on Radiological Protection (ICRP) 2007: Recommendations of the international comission on radiological protection, ICRP publication 103

Kalender W (2006): Computertomographie: Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. 2. Aufl. Publics Corporate Publishing, Erlangen, Deutschland.

Kalra MK, Naz N, Rizzo SMR, Blake MA (2005): Computed tomography radiation dose optimization: scanning protocols and clinical applications of automatic exposure control. *Curr Probl Diagn Radiol* 34, 171-181

Klaue K (2004): Chopart fractures. *Injury* 35, B64-B70

Kotter A, Wieberneit J, Braun W, Rüter A (1997): Die Chopart-Luxation: Eine häufig unterschätzte Verletzung und ihre Folgen. Eine klinische Studie. *Unfallchirurg* 100, 737-741

Koutcher JA, Burt CT (1984): Principles of imaging by nuclear magnetic resonance. *J Nucl Med* 25, 371-382

Koutcher JA, Burt CT (1984): Principles of nuclear magnetic resonance. *J Nucl Med* 25, 101-111

Kuefner MA, Grudzenski S, Hamann J, Achenbach S, Lell M, Anders K, Schwab SA, Häberle L, Löbrich M, Uder M (2010): Effect of CT scan protocols on x-ray-induced DNA double-strand breaks in blood lymphocytes of patients undergoing coronary CT angiography. *Eur Radiol online* 13.7.2010

Lauge-Hansen N (1950): Fractures of the ankle: combined experimental-surgical and experimental-roentgenologic investigations. *Arch Surg* 60, 957-985

Lawrence N, Tanenbaum MD (2003): Multichannel helical CT of the musculoskeletal system. *Applied Radiology* 32 (5), 15-22

Magid D, Michelson JD, Ney DR, Fishman EK (1989): Adult ankle fractures: Comparison of plain films and interactive two- and three-dimensional CT scans. *Am J Roentgenol* 154, 1017-1023

Makki D, Alnajjar HM, Walkay S, Ramkumar U, Watson AJ, Allen PW (2010): Osteosynthesis of displaced intra-articular fractures of the calcaneum. A long-term review of 47 cases. *J Bone Joint Surg (Br)* 92-B 693-700

Main BJ, Jowett RL (1975): Injuries of the midtarsal joint. *J Bone Joint Surg Br.* 57, 89-97

Mayo JR, Hartman TE, Lee KS, Primack SL, Vedal S, Müller NL (1995): CT of the chest: minimal tube current required for good image quality with the least radiation dose. *AJR* 164, 603-607

McCullough CH, Primak AN, Braun N, Kofler J, Yu L, Christner J (2009): Strategies for reducing radiation dose in CT. *Radiol Clin North Am* 47, 27-40

Mulkens TH, Marchal P, Daineffe S, Salgado R, Bellinck P, te Rijdt B, Kegelaers B, Termote JL (2007): Comparison of low-dose with standard-dose multidetector CT in cervical spine trauma. *AJNR Am J Neuroradiol* 28, 1444-1450

Mulligan ME (2000): Ankle and foot trauma. *Semin Musculoskelet Radiol* 4, 241-253

Nagel HD, Blobel J, Brix G, Ewen K, Galanski M, Höfs P, Loose R, Prokop M, Schneider K, Stamm G, Stender HS., Süß C, Türkay S, Vogel H, Wucherer M (2004): 5 Jahre konzentrierte Aktion Dosisreduktion CT-was wurde erreicht, was ist noch zu tun? *Rofo* 176, 1683-1694

Nivelstein RAJ, Van Dam IM, Van der Molen AJ (2010): Multidetector CT in children: current concepts and dose reduction strategies. *Pediatr Radiol* 40: 1324-1344

Opherk JP, Rosenthal H, Galanski M (2007): MDCT-Klassifikationen knöcherner Verletzungen des oberen Sprunggelenks und des Fußes. *Radiologe* 47, 224-230

Parsons SJ (2003): Relation between the occurrence of bony union and outcome for fractures of the lateral process of the talus. *Br J Sports Med* 37, 274-276

Prokop M (2002): Überblick über Strahlendosis und Bildqualität in der Computertomographie. *Rofo* 174, 631-636

Prokop M (2008): Strahlendosis in der Computertomographie. Risiko und Herausforderung. *Radiologe* 48, 229-242

Rammelt S, Grass R, Schikore H, Zwipp H (2002): Verletzungen des Chopart-Gelenks. *Unfallchirurg* 105, 371-385

Randt T, Schikore H, Dahlen C, Zwipp H (1998): Verletzungen der Fußwurzel und des Mittelfußes. *Unfallchirurg* 101, 935-949

Ravenel JG, Scalzetti EM, Huda W, Garrisi W (2001): Radiation exposure and image quality in chest CT examinations. *AJR* 177, 279-284

Richter J, Muhr G (2000): Sprunggelenksfrakturen des Erwachsenen. *Chirurg* 71, 489-502

Röntgen (1896): Eine neue Art von Strahlen, aus dem Sitzungsbericht der Würzburger Physik-med. Gesellschaft 1896, Würzburg S. 11-17.

Rowland, S (1896): The X rays and their application to practice and diagnosis. *BMJ* 2, 925-926

Sizensky JA, Marks RM (2004): Imaging of the navicular. *Foot ankle Clin N Am* 9: 181-209

Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R, Kim KP, Mahesh M, Gould R, Berrington de González A, Miglioretti DL (2009): Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch Intern Med* 169, 2078-2086

van Dorp, KB, de Vries MR, van der Elst M, Schepers T (2010): Chopart joint injury: a study of outcome and morbidity. *J Foot Ankle Surg.* 49, 541-545

Zwipp H, Dahlen C, Randt T, Gavlik JM (1997): Komplextrauma des Fußes. *Orthopade* 26, 1046-1056

## **7 Danksagung**

Ganz herzlich danke ich meinem Doktorvater Herrn PD Dr. Hendrik Bolte für die sehr engagierte Betreuung während der Fertigstellung dieser Arbeit, die vielen konstruktiven Anregungen und die investierte Zeit.

Darüber hinaus möchte ich mich bei den Mitarbeitern der Klinik für Diagnostische Radiologie und des anatomischen Instituts am UK-SH, Campus Kiel für die gute Zusammenarbeit und die freundliche Unterstützung bedanken.

Insbesondere gilt mein Dank Herrn Arne Jochens für die Unterstützung bei der Bild- und Datenauswertung sowie Frau Dr. Ilona Röger und Frau Dr. Eva-Maria Sattler für die freundschaftliche Zusammenarbeit.

Bedanken möchte ich mich auch bei Herrn Prof. Dr. M. Heller, Direktor der Klinik für Diagnostische Radiologie, für die Möglichkeit die vorliegende Arbeit in seiner Abteilung durchführen zu können.

Danken möchte ich außerdem meiner Familie und meine Freunden, die mich während der Fertigstellung dieser Arbeit auf vielfältige Weise unterstützt haben.

**DANKE!**



## 8 Lebenslauf

### Persönliche Daten

Name: Anna Stein  
Adresse: John-Risoens-Gate 113, 5527 Haugesund, Norwegen  
Telefon: 0049-(0)1577-2984230  
E-mail: anna\_stein@gmx.net  
Geburtsdatum & -ort: 23.11.1983, Kiel

### Schulbildung

1990 – 1994 Grundschule Mühlenberg, Quickborn  
1994 – 2002 Dietrich-Bonhoeffer-Gymnasium, Quickborn,  
Abschluss: Abitur (1,1)

### Studium

10.2002 – 07.2006 Medizinstudium an der Christian-Albrechts-Universität, Kiel  
08.2006 – 02.2007 Auslandsstudium an der Norwegian University of Technology and Science (NTNU), Trondheim, Norwegen  
02.2007 – 05.2009 Fortsetzung des Medizinstudiums an der Christian-Albrechts-Universität, Kiel. Abschluss mit der ärztlichen Prüfung, bestanden mit gut (2,5)

### Forschung

Seit 04.2006 Doktorandin, Klinik für Diagnostische Radiologie, UK-SH, Campus Kiel, Betreuung durch Herrn PD Dr. Hendrik Bolte

**Ärztliche Tätigkeit**

- 08.2009 – 02.2010 Turnusärztin, Abteilung für Innere Medizin, kommunales Krankenhaus, Haugesund, Norwegen.
- 02.2010 – 08.2010 Turnusärztin, Abteilung für Chirurgie, kommunales Krankenhaus, Haugesund Norwegen
- 08.2010 – 02.2011 Turnusärztin, kommunale Allgemeinarztpraxis, Egersund, Norwegen

