

Aus der Klinik und Poliklinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie
im Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf

Direktor Prof. Dr. Gerhard Adam

**Einfluss der Effektivdosis in der Multi slice-
Computertomographie auf die Bildqualität sowie
Lagebestimmung von Osteosynthesematerial
in Wirbelkörpern**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der medizinischen Fakultät der Universität Hamburg
vorgelegt von Christian Borrmann aus Hamburg

Hamburg, 2012

Angenommen von der Medizinischen Fakultät
der Universität Hamburg am: 16.04.2012

Veröffentlicht mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, der Vorsitzende:	PD Dr. med. Jörn Lorenzen
Prüfungsausschuss: 2. Gutachter:	Prof. Dr. med. Christoph Weber
Prüfungsausschuss: 3. Gutachter:	Prof. Dr. rer. nat. Ekkehard Dikomey

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung und Fragestellung.....	6
1.1.	Ionisierende Strahlung in der Bevölkerung.....	6
1.2.	Osteosynthesematerial im klinischen Einsatz.....	7
1.3.	CT-Technologie	8
1.4.	Metall-assoziierte Artefakte in der CT.....	10
1.5.	Zielsetzung dieser Arbeit	10
2.	Material und Methoden.....	12
2.1.	Material.....	12
2.1.1.	Probanden.....	12
2.1.2.	Schraubenmaterial	12
2.1.3.	Röntgengeräte	12
2.1.4.	Programme zur Bildbetrachtung.....	13
2.2.	Methoden	13
2.2.1.	Studiendesign und Goldstandard	13
2.2.2.	Einbringen des Schraubenmaterials.....	13
2.2.3.	Durchführung der bildgebenden Verfahren	14
2.2.4.	Aufbereitung der Wirbelkörper	16
2.3.	Datenerhebung.....	16
2.3.1.	Bewertung der Schraubenlage im konventionellen Röntgen und in der CT.....	19
2.3.2.	Statistische Methoden	22
3.	Ergebnisse	23
3.1.	Intraindividuelle Qualitätsbeurteilung der CT-Bilder.....	23
3.1.1.	Individuelles Wertungsverhalten.....	23

3.1.2.	Signifikanz p einer Einflussgröße	25
3.1.3.	Beurteilung der Bildqualität im 4- und 16-Zeilen-CT	26
3.1.4.	Einfluss der effektiven Dosis auf die Qualitätsbewertung	27
3.1.5.	Dosissteigerung und Qualitätsgewinn	28
3.2.	Beurteilung der Schraubenposition im CT	31
3.2.1.	Strahlenbelastung	31
3.2.2.	Materialbruch	31
3.2.3.	Schraubenverlauf innerhalb des Pedikels	31
3.2.4.	Ventrale Penetration des Wirbelkörpers	32
3.2.5.	Laterale Penetration des Wirbelkörpers	33
3.2.6.	Schraubenposition in Bezug zum Wirbelkanal	34
3.2.7.	Penetration des Neuroforamens	35
4.	Diskussion	36
4.1.	Bildqualität im CT	36
4.2.	Lageidentifikation des Osteosynthesematerials	40
4.3.	Methodenkritik	42
5.	Zusammenfassung	43
6.	Literaturverzeichnis	44
7.	Abbildungsverzeichnis	48
8.	Tabellenverzeichnis	49
9.	Abkürzungsverzeichnis	50
10.	Curriculum vitae	52
11.	Danksagungen	53
12.	Eidesstattliche Erklärung	55

Meinen Eltern in Dankbarkeit gewidmet

1. Einleitung und Fragestellung

1.1. *Ionisierende Strahlung in der Bevölkerung*

Ionisierende Strahlung ist ein natürliches Phänomen, das gemäß der Dosis mit stochastischer Wahrscheinlichkeit eine biologische und potentiell schädigende Wirkung auf Gewebe ausübt. Die gesamte natürliche Strahlenbelastung in der Durchschnittsbevölkerung beträgt ca. 1,4 Millisievert (mSv), zu der durch externe Strahlenexposition weitere 0,7 mSv hinzukommen (Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit 2009). Gesetzlich geregelt wird die Strahlenbelastung in der Bundesrepublik Deutschland über die Strahlenschutzverordnung (StrlSchV) aus dem Jahr 2001, welche für zum Beispiel beruflich strahlenexponierte Personen maximal 20 mSv vorschreibt. Sie verpflichtet, auch unnötige Strahlenexposition zu vermeiden.

Zwischen 1996 und 2003 stieg bei konstanter Anzahl der Röntgenuntersuchungen diese mittlere effektive Dosis pro Einwohner von 1,6 mSv auf 1,8 mSv, was einem Anstieg um 12,5 % entspricht. Diese Entwicklung ist laut dem Bundesamt für Strahlenschutz auf die gesteigerte Verwendung der Computertomographie (CT) zurückzuführen (Bundesamt für Strahlenschutz 2005). Ein weiterer Faktor ist die Entwicklung weg von der Einschicht-Computertomographie (single-slice computed tomography, SSCT) hin zur Mehrschicht-CT (multi-slice computed tomography, MSCT), die mit höheren Strahlendosen einhergeht (Golding 2005).

Bereits in kleinen Strahlungsbereichen verhält sich die Schadenswahrscheinlichkeit in Geweben proportional zur Strahlendosis. Der biologische Effekt beruht auf der Absorption der Energiedosis ionisierender Strahlung (Prokop et al. 2007a), aus der sich die sog. Organdosis D_T herleitet. Je nach Lage des Gewebes im Röntgenstrahl absorbieren diese unterschiedlich stark, was eine Differenz zwischen exponierter und absorbierter Energie ergibt. Die verschiedenen Gewebe reagieren außerdem im unterschiedlichen Maße auf die absorbierte Strahlung. Es wurden dementsprechend für jedes Organ bzw. Gewebe international gültige Gewichtungsfaktoren (w_T) festgelegt, die den Beitrag des einzelnen Gewebes an der Gesamtschädigung bei einer gleichmäßigen Körperbe-

strahlung angeben. In einer CT-Untersuchung ist die Strahlenexposition jedoch nicht gleichmäßig flächig, sondern konzentriert sich auf die zu untersuchende Region. Für die Abschätzung der Belastung muss die Summe der gewichteten Organ- bzw. Gewebedosiswerte $D_T \cdot w_T$ gebildet werden:

$$E = \sum_T w_T \cdot D_T \text{ mit } \sum_T w_T = 1$$

Die resultierende, hier untersuchte Einheit der absorbierten ionisierenden Strahlung, ist die sogenannte Effektivdosis E, gemessen in Sievert [Sv] bzw. in Gray [Gy]. Mit ihr werden Organdosiswerte sowie die unterschiedlichen Strahlenempfindlichkeiten berücksichtigt.

1.2. Osteosynthesematerial im klinischen Einsatz

Die osteosynthetische Versorgung von Spondylosen, degenerativen Bandscheibenläsionen, Instabilitäten und Frakturen im Bereich der Wirbelsäule mit Pedikelschrauben ist ein häufig eingesetztes Verfahren zur Stabilisierung von Wirbelkörpern. Die Erfahrung des Operateurs ist ein Faktor für die korrekte Positionierung des 5-7 mm durchmessenden Materials in die 6-18 mm durchmessenden Pedikel des Wirbelkörpers, wobei die intraoperative Bildgebung eine Rolle spielt (Reichle et al. 2002).

In einer retrospektiven Studie zeigte sich, dass die Perforation des anterioren Wirbelkörperkortex mit 2,8 Prozent am häufigsten passiert, gefolgt von Fehllagen im Sacrum. Die häufigste postoperative Komplikation mit 23 Prozent ist v.a. Unwohlsein bzw. Schmerz durch Pseudarthrosen oder Instrumentierung. Nervenwurzelirritationen wurden in 1 Prozent der Fälle beschrieben (Lonstein et al. 1999).

Die postinterventionelle konventionelle Röntgendiagnostik ist Standard, bietet jedoch eine nur unzureichende Darstellung der Pedikelschraubenlage (Bohnsack et al. 2001, Berlemann et al. 1997), was schon vor der standardmäßigen klinischen Anwendung der Computertomographie (CT) bekannt war (Weinstein et al. 1988). Bei klinischen Beschwerden, z.B. durch Irritation nervaler Strukturen mit entsprechenden neurologischen Defiziten durch das Osteosynthesematerial, sollte eine CT durchgeführt werden, um entsprechende

Fehllagen zu erkennen (Lorenzen et al. 2005, Haaker et al. 1997) und adäquat zu reagieren.

1.3. CT-Technologie

Die technische Grundlage der CT beruht auf der Erzeugung von Röntgenstrahlen durch eine Röntgenröhre als Sender und einer digitalen Detektoreinheit als Empfänger. Letztere absorbiert die je nach Gewebe unterschiedlich geschwächten Röntgenstrahlen. Im Gegensatz zum konventionellen Röntgen, bei dem sich hintereinander liegende Elemente auf eine Bildebene projizieren, ermöglicht die CT, diese Projektionsphänomene zu umgehen.

Das Prinzip der CT basiert auf der Bewegung der Patienten auf einem Tisch entlang der longitudinalen Körperachse (z-Achse), um nach jeder Exposition um einen gewissen Längenmaß (sog. Tischvorschub) für ein neues Bild bewegt zu werden. Durch die Rotation der Emmitter-Detektor-Einheit, der sog. Gantry, wird eine Schicht beziehungsweise ein bestimmter Punkt von den Röntgenstrahlen durchdrungen: Die punktuelle Strahlungsabschwächung eines Ortes wird registriert. Die ersten CT-Geräte emittierten und detektierten jeweils nur eine Schicht (single-slice computed tomography = SSCT) in linearer Anordnung. Ende der 90er Jahre kam die sog. multi-slice computed tomography (MSCT) auf den Markt. Diese erlaubte über sog. Detektorringe die simultane Aufnahme mehrerer paralleler Zeilen bzw. Schichten pro Exposition. Durch zusätzliche Verwendung der Schleifringtechnologie wurde es möglich, die Einheit aus Röntgenemitter und -detektor fast kabellos um den sich auf dem Tisch positionierten Patienten zu rotieren, um so eine Spiralbewegung relativ zum Patienten durchzuführen. Durch die MSCT und die Spiraltechnologie konnte die Einzelschicht-Akquisition der SSCT zur maximalen Volumen-Akquisition weiterentwickelt werden (Ohnesorge et al. 1999). Dieser Schritt ermöglichte eine schnellere und höherauflösende Datenakquisition entlang der z-Achse, reduzierte lange Pausen zwischen den einzelnen Scans und reduzierte die störenden Effekte von Atemexkursionen. Zusätzlich vorteilhaft sind die Bildkorrekturmöglichkeit durch die entstehenden Schichtüberlappungen und der niedrigere Einsatz von Kontrastmitteln durch kürzere Expositionszeiten. Dünner kollimierte (Submillimeter-) Schichtdicken konnten zur einer verbesserten Ortsauflösung im Volumen (z.B.

bei Pankreas- oder Nierendarstellung) oder bestmöglichen zeitlichen Auflösung am Punkt (z.B. bei Cardio-CT) beitragen. Die zunehmende Rechenleistung der Computer erlaubte des Weiteren die Berechnung von multiplanaren Rekonstruktionen (MPR), die eine bildliche Darstellung in koronarer und sagittaler Ebene ermöglichte. Bis auf wenige Ausnahmen hat sich die MSCT als diagnostische Schnittbildgebung der Wahl etabliert (Hsieh 2001, Prokop et al. 2007b). Diese Vorteile werden in Kauf genommen mit einer in der MSCT erhöhten Strahlenbelastung im Vergleich zum Einzelschicht-CT.

Obschon die Zahl an CT-Untersuchungen, gemessen an der Gesamtzahl aller radiologischer Untersuchungen, mit 6% eine verhältnismäßig geringe Rolle spielt, macht sie nichtsdestotrotz einen Anteil von 50% an der Kollektivdosis aus, also an aller durch Röntgenuntersuchungen entstehender Strahlung (Prokop et al. 2007a). Aus dieser Tatsache ist eine rationale Indikationsstellung obligatorisch. Tabelle 1 soll exemplarisch die Effektivdosis einiger CT-gestützter Untersuchungen darstellen. Die für die vorliegende Arbeit betrachtete Untersuchung der Lendenwirbelsäule weist danach im Schnitt eine Effektivdosis von 8,1 mSv auf. Eine standardisierte Röntgenaufnahme des Thorax in zwei Ebenen benötigt im Vergleich dazu eine Effektivdosis von 0,1 mSv. Das entspricht in Deutschland bei einer jährlichen Gesamtexposition von ca. 2,1 mSv ca. 15 Tagen natürlicher Strahlenexposition (Strahlenschutzkommission 2008).

	U (kV)	Q _{el} (mAs)	S _{kol} (mm)	Scanlänge (cm)	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy*cm)	E (mSv)
Thorax	128	163	4,0	31,0	10,9	339	5,5
Bauch + Becken	121	200	4,3	41,9	12,6	529	9,7
Rumpf gesamt	124	194	4,0	65,4	12,8	836	14,5
Halswirbelsäule	128	243	1,7	10,0	27,0	275	2,9
Lendenwirbelsäule	130	285	2,3	13,5	32,4	441	8,1
Gehirn	122	317	5,7	13,2	60,6	813	2,2

Tabelle 1 Mittelwerte für ausgewählte Standarduntersuchungen an Mehrschicht-CT-Geräten; U: Röhrenspannung, Q_{el}: elektrisches Stromzeitprodukt, S_{kol}: Schichtkollimation, CTDI_{vol}: Volumen-CT-Dosisindex, DLP: Dosis-Längenprodukt, E: effektive Dosis (angelehnt an Prokop et al. 2007)

1.4. Metall-assoziierte Artefakte in der CT

Durch das Vorhandensein von metallenen Materialien im CT entstehen störende Artefakte. Primär hängen diese von der Metallart bzw. seiner Zusammensetzung ab, so erzeugt z.B. Titan weniger Streuartefakte (Berlemann et al. 1997). Des Weiteren bestimmen die Algorithmen der Bildrekonstruktion über Filter, die Röhrenspannung (in mAs), die Spitzenspannung bei der Strahlenerzeugung, die verwendeten CT-Geräte, die Geometrie und Lage des Metalls im Körper das Artefaktausmaß (Douglas-Akinwande et al. 2006).

1.5. Zielsetzung dieser Arbeit

Der erste Teil der vorliegenden Schrift stellt einen Zusammenhang her zwischen der Effektivdosis und der Qualitätsbeurteilung ausgewählter CT-Bilder in puncto Konturschärfe der Knochenstrukturen, Bildrauschen, Artefaktausmaß durch Osteosynthesematerial sowie Gesamtbildqualität. Dabei wurde untersucht, ob die Zunahme der Effektivdosis ab einem bestimmten Punkt ohne weiteren Qualitätszuwachs erfolgt. Ziel ist somit, die maximal nötige Strahlenbelastung für den Patienten zu ermitteln und dabei trotzdem eine hohe diagnostische (Bild-) Qualität zu gewährleisten.

Im zweiten Teil werden die einzelnen radiologischen Verfahren (konventionelles Röntgen, 4-Zeilen-CT, 16-Zeilen-CT, verschiedene CT-Projektionen) miteinander verglichen, um die einzelnen Verfahren in puncto Genauigkeit und Wertigkeit der Schraubenlage gegenüberzustellen. Ziel ist, für bestimmte Fragestellungen den richtigen Untersuchungsmodus zu identifizieren. Außerdem soll die Wertigkeit der verschiedenen Verfahren bei unterschiedlichen diagnostischen Fragestellungen identifiziert werden.

2. Material und Methoden

2.1. Material

2.1.1. Probanden

Insgesamt wurden 5 Leichen in diese Arbeit einbezogen. Diese stammten aus dem Institut für Rechtsmedizin des Universitätsklinikums Eppendorf (UKE) und wurden durch Einverständnis der Angehörigen zu wissenschaftlichen Zwecken freigegeben. Alle Leichen waren männlich und sind eines natürlichen Todes gestorben. Weder bei der äußeren Leichenschau noch bei der Intervention bzw. der nachfolgenden Untersuchung lagen Hinweise auf ein Trauma im Bereich der untersuchten Region vor. Die Leichen waren im Durchschnitt 73 Jahre alt (SA \pm 7,5), 67,9 kg schwer (SA \pm 14,6) und 1,70 m groß (SA \pm 0,1). Nach McDowell et al. (2005) ergibt sich aus beiden letzten Daten ein durchschnittlicher Body-Mass-Index (BMI) von 23,5 kg/m² (SA \pm 5,4).

2.1.2. Schraubenmaterial

Als Osteosynthese-Material wurden Titanschrauben zu Forschungszwecken des Universal Spine System 1 (USS1)-Systems (Firma Synthes, Solothurn, Schweiz) verwendet, die mittlerweile in weiterentwickelter Form als USS II-System im Handel erhältlich sind. Das Material wurde aufgrund der gängigen Verwendung im klinischen Alltag sowie der im Vergleich zu Stahlschrauben günstigeren Artefakterzeugung gewählt (Douglas-Akinwande et al. 2006). Die Schrauben sind Prototypen für mittlerweile handelsübliche Pedikelschrauben. Die Länge betrug entsprechend klinischer Erprobtheit im Bereich des T12 45 mm, für die übrigen Wirbel 50 mm. Der Durchmesser betrug samt Gewinde 5,5 mm. Für jede Leiche wurde dasselbe Schraubenmaterial verwendet.

2.1.3. Röntgengeräte

Für die konventionellen Röntgenaufnahmen wurde mit einem digitalen Detektorsystem (DigitalDiagnost, Philips HealthCare, Hamburg, Deutschland) gearbeitet. Als CT standen einerseits ein 4 Zeilen-Gerät (Somatom Volume Zoom,

Siemens, Erlangen, Deutschland) sowie ein 16 Zeilen-CT (Mx8000-IDT, Philips HealthCare, Hamburg, Deutschland) zur Verfügung.

2.1.4. Programme zur Bildbetrachtung

Die Bilder zur Qualitätsbewertung wurden mit dem Programm IrfanView Version 4.25 (Onlineverbindung: <http://www.irfanview.com>) zu einer anonymisierten, randomisierten Serie in Originalgröße zusammengestellt. Die CT-Bilder im zweiten Teil wurden betrachtet mit MxLiteView Version 1.15 (Philips Medical Systems, Cleveland, USA).

2.2. Methoden

2.2.1. Studiendesign und Goldstandard

Es handelt bei der vorliegenden Arbeit um eine experimentelle, prospektive Studie. Es wurden einerseits die qualitativen Bewertungen (von Konturschärfe, Bildrauschen, Artefaktausmaß und Gesamtqualität) mit den jeweiligen Strahlenbelastungen positiv korreliert, andererseits die Beurteilung der Schraubenposition sowie deren Bewertungssicherheit ausgewertet.

In vielen vorangehenden Untersuchungen wurde der CT-Befund als Goldstandard festgelegt (Berlemann et al. 1997, Sapkas et al. 1999). In der vorliegenden Arbeit ist das anatomische Präparat nach Explantation und Präparation der Goldstandard. Diese Gangart wurde nach der bisher vorliegenden Literatur noch nicht gewählt. Es wurden bisher das Modell am Lebenden gewählt (Berlemann et al. 1997, Sapkas et al. 1999), ein vorher explantierter Wirbelsäulenblock untersucht (Reichle et al. 2002, Yoo et al. 1997, Castro et al. 1996) bzw. die untersuchte Region vorher und nachher im Körper belassen (Bege-
mann et al. 2006).

2.2.2. Einbringen des Schraubenmaterials

Von einem Orthopäden mit ca. 30 Jahren Berufserfahrung (Dr. med. L. Wiesner, Leiter des Spine Centers im UKE Hamburg) wurde ein dorsaler Zugang zu den Wirbelkörpern T12 bis inklusive L5 geschafft. Nach Festlegen der Eintrittsstelle, Weichteilpräparation und Anbohren des Pedikels erfolgte das Einbringen der Schrauben in die Pedikel unter Zuhilfenahme eines C-Bogens, mit dem die

Lage in zwei Ebenen kontrolliert wurde. Dabei wurde in den ersten beiden Leichen auf eine absichtlich provozierte Fehllage geachtet. Pro Wirbelkörper wurden je zwei Schrauben, insgesamt pro Leiche also 12 Pedikelschrauben, eingebracht. Die Gesamtzahl an erfassten Schrauben betrug somit 60 Stück.

2.2.3. Durchführung der bildgebenden Verfahren

Die Leichen wurden, analog zur bei diesen Eingriffen im UKE üblichen postoperativen Nachsorge, konventionell im Interventionsgebiet von a.p., von lateral sowie von 30° oblique geröntgt. Daraufhin wurde jeder Leichnam gemäß den nachstehenden Protokollen im CT untersucht (Tabelle 2). Insgesamt ergeben sich pro Leiche 35 Durchläufe im CT (10 im 4-Zeiler, 25 im 16-Zeiler) mit verschiedenen Kombinationen von Röhrenstrom und Röhrenspannung und den daraus resultierenden verschiedenen Strahlendosen.

Siemens Somatom Volume Zoom (4 Zeilen)							Philips Mx8000-IDT (16 Zeilen)						
kV	eff. mAs	Collimation [mm]	TV [mm]	Pitch [mm]	t [s]	ED [mGy]	kV	eff. mAs	Collimation [mm]	TV [mm]	Pitch [mm]	t [s]	ED [mGy]
120	30	3/1	3	1	59,7	1,26	90	30	16x0,75	3	1,2	11,9	0,40
120	60	3/1	3	1	59,7	2,52	90	60	16x0,75	3	1,2	11,9	0,80
120	90	3/1	3	1	59,7	3,80	90	90	16x0,75	3	1,2	11,9	1,20
120	120	3/1	3	1	59,7	5,08	90	120	16x0,75	3	1,2	11,9	1,60
120	150	3/1	3	1	59,7	6,34	90	150	16x0,75	3	1,2	11,9	1,94
140	30	3/1	3	1	59,7	1,86	90	180	16x0,75	3	1,2	11,9	2,34
140	60	3/1	3	1	59,7	3,74	90	210	16x0,75	3	1,2	11,9	2,74
140	90	3/1	3	1	59,7	5,60	90	240	16x0,75	3	1,2	11,9	3,14
140	120	3/1	3	1	59,7	7,48	90	270	16x0,75	3	1,2	11,9	3,54
140	150	3/1	3	1	59,7	9,34	90	300	16x0,75	3	1,2	11,9	3,94
							120	30	16x0,75	3	1,2	11,9	0,80
							120	60	16x0,75	3	1,2	11,9	1,60
							120	90	16x0,75	3	1,2	11,9	2,42
							120	120	16x0,75	3	1,2	11,9	3,24
							120	150	16x0,75	3	1,2	11,9	4,04
							120	180	16x0,75	3	1,2	11,9	4,84
							120	210	16x0,75	3	1,2	11,9	5,66
							120	240	16x0,75	3	1,2	11,9	6,46
							120	250	16x0,75	3	1,2	11,9	6,76
							140	30	16x0,75	3	1,2	11,9	1,20
							140	60	16x0,75	3	1,2	11,9	2,34
							140	90	16x0,75	3	1,2	11,9	3,54
							140	120	16x0,75	3	1,2	11,9	4,74
							140	150	16x0,75	3	1,2	11,9	5,94
							140	180	16x0,75	3	1,2	11,9	7,10

Tabelle 2 Untersuchungsprotokoll der Computertomographien im 4- und 16-Zeilen-CT:
kV = Röhrenspannung in Kilovolt, eff. mAs = effektiver Röhrenstrom in Milliampere Sekunden, TV = Tischvorschub in Millimetern, t = Messzeit. Die berechneten Effektivdosen (ED) wurden über alle Probanden gemittelt, da sie bei annähernd gleichen Scanparametern (kV, mAs, Länge, Scanzeit) kaum voneinander abweichen.

2.2.4. Aufbereitung der Wirbelkörper

Die osteosynthetisch versorgten Wirbelkörper wurden en bloc im Rahmen einer Autopsie mithilfe von Fachärzten für Rechtsmedizin und erfahrenen Präparatoren von ventral entnommen. Anschließend wurde der Block in eine Mazerationsanlage (Firma ROMEI, Rothenbrunnen, Schweiz) drei Tage eingehängt.

Die Aufbereitung erfolgte mit dem Enzymgemisch Enzyrim OSA, dem Weichhilfsmittel Mollescal C sowie dem Emulgator Supralan UF (alle Firma Bauer Handels GmbH, Adetswil, Schweiz). Am Ende der Prozedur lagen die einzelnen Wirbel samt Schraube ohne Weichteilanhaftung vor (siehe Abbildungen 1 und 2). Die Einzelwirbel wurden von kranial, kaudal, ventral, dorsal sowie rechts- und linkslateral fotodokumentiert.



**Abbildung 1 (links)
Wirbelpaket vor
Präparation**



**Abbildung 2
(rechts) Einzelwir-
bel nach Präparati-
on**

2.3. Datenerhebung

In eine Datenmaske von „Statistical Package for Social Sciences“ (SPSS) Version 16 (Firma SPSS GmbH Software, München, Deutschland) wurden folgende Grunddaten eingegeben: Die Protokolldaten der CT, die Lage der Pedikelschrauben im Wirbelkörper, die Protokolldaten jeder CT-Untersuchung sowie deren jeweilige Strahlenbelastung. Die Berechnung der Letzteren erfolgte anhand der CT-Protokolle mit dem Programm CT-Expo (CT-Expo Version 1.6 von G. Stamm und H.D. Nagel, Buchholz und Hannover, Deutschland). Die abgegebenen Bewertungen wurden in einer zweiten Sitzung ergänzt. Die zusam-

menfassende statistische Auswertung erfolgte ebenfalls mittels SPSS Version 16.

Die Analyse der CT-Untersuchungen gliederte sich in zwei Teile: Die der Bildqualität sowie die der Bewertung der Schraubenlage. Für die Bewertung der Bildqualität wurden von jedem der fünf Leichenprobanden 34 Bilder gezeigt: Aus 17 CT-Untersuchungen mit unterschiedlicher kV, mAs und Zeilenzahl wurde je ein Bild mit und eines ohne Osteosynthesematerial gewählt. Hierbei wurden im Scanprotokoll benachbarte Untersuchungen übersprungen, um eine unterscheidbare Graduierung in den Bildern zu gewährleisten. Als einheitliche Schnitthöhe wurde einerseits das liegende Osteosynthesematerial auf Höhe des L4, andererseits das Os sacrum ohne Schraubenmaterial gewählt. Insgesamt wurden 170 Bilder selektiert, anonymisiert, von Bildinformationen befreit und dem jeweiligen Auswerter randomisiert gezeigt. Abbildung 3 zeigt eine Auswahl der Ausschnitte 16 Zeilen-CT.

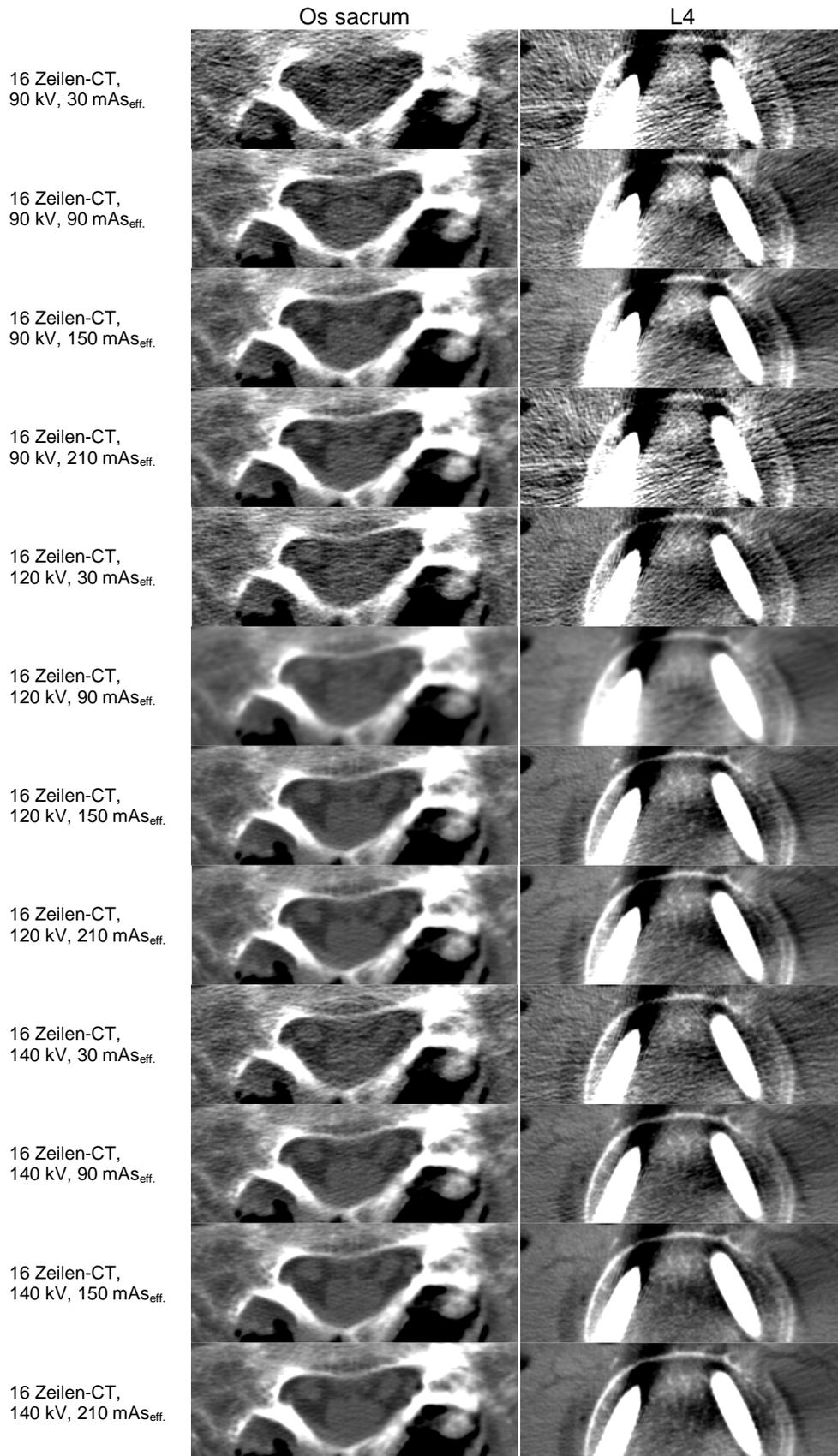


Abbildung 3 Exemplarische Auswahl aus den Schnittbildern zur Qualitätsbewertung des 16 Zeilen-CT: Linke Spalte auf Höhe des Os sacrum, rechte Spalte auf Höhe L4

Es wurden insgesamt vier voneinander unabhängige Auswerter befragt: Ein Facharzt für diagnostische Radiologie mit 10 Jahren Berufserfahrung (PD Dr. med. J. Lorenzen), ein Facharzt für diagnostische Radiologie mit ca. 6 Jahren Berufserfahrung (Dr. med. M. Lorenzen), ein Ausbildungsassistent für diagnostische Radiologie mit ca. 3 Jahren Berufserfahrung (Dr. med. R. Merten) sowie ein Laie ohne medizinische Vorkenntnisse.

Pro Bild wurden jeweils vier Fragen in Bezug auf die Bildqualität vorgelegt: Konturschärfe, Stärke des Bildrauschens und Artefaktausmaß wurden mittels einer vierstufigen Ordinalskala, die Bildqualität mittels einer sechsstufigen numerischen Ratingskala erhoben (siehe Abbildung 4). Die Skalen wurden so gewählt, dass keine enthaltende Bewertung in Form einer „neutralen Mitte“ gewählt werden konnte (Porst R 1998).

Bild	Die Konturschärfe der Knochenstrukturen ist...				Die Stärke des Bildrauschens ist...				Die Ausmaße durch Artefakte des Osteosynthesematerials bewerte ich als...				Ich bewerte die Bildqualität insgesamt mit der Schulnote...					
	gering	mittelmäßig	stark	sehr stark	gering	mittelmäßig	stark	sehr stark	gering	mittelmäßig	stark	sehr stark	1	2	3	4	5	6
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Abbildung 4 Auszug aus dem Bewertungsbogen zur Qualitätsbewertung (hier gezeigt: Bewertungen für ein zu bewertendes Bild)

2.3.1. Bewertung der Schraubenlage im konventionellen Röntgen und in der CT

Im zweiten Teil bewerteten zwei Fachärzte für diagnostische Radiologie unabhängig voneinander die Schraubenlage. Von den fünf aufbereiteten Wirbelsäulenpaketen wurden zwei mit signifikanten, den Auswertern nicht bekannten Fehllagen des Schraubenmaterials ausgewählt. Insgesamt wurden also 24 Schrauben beurteilt. Der genaue Ablauf ist Abbildung 5 zu entnehmen.

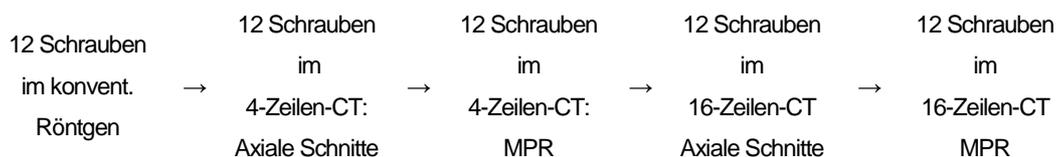


Abbildung 5 Ablauf der Bewertung der CT-Bilder für jeden Leichenprobanden

Zuerst wurden die konventionellen Röntgenbilder entsprechend der Abbildung 6 bewertet.

1. Es besteht ein Materialbruch.	ja 0	nein 0	unklar 0
2. Die Position der Schraube ist...	korrekt 0	extrakortikal 0	unklar 0
3. Die Schraube verläuft komplett innerhalb des Pedikels.	ja 0	nein 0	unklar 0
4. Es besteht eine <u>ventrale</u> Penetration der Wirbelkörper-Kortikalis.	ja 0	nein 0	unklar 0
5. Es besteht eine <u>laterale</u> Penetration der Wirbelkörper-Kortikalis.	ja 0	nein 0	unklar 0
6. Es liegt eine Penetration des Wirbelkanals vor.	ja 0	nein 0	unklar 0
7. Es liegt eine Penetration des Neuroforamens vor.	ja 0	nein 0	unklar 0
8. Es liegt ein freies Knochenfragment vor.	ja 0	nein 0	unklar 0

Abbildung 6 Auszug aus dem Bewertungsbogen der Schraubenposition im konventionellen Röntgen (Bewertungsitems für je eine Schraube)

Die Bewertung der CT-Bilder schloss die Bilder des 4- und 16-Zeilen-CT mit ein. Von den durchgeführten CT-Untersuchungen wurden die mit konstanter und im Institut für diagnostische Radiologie des UKE gängigen Parametern (140 kV und 150 mAs) zur Lageevaluation von Pedikelschrauben beurteilt. Die Spitzenspannung von 140 kV orientierte sich ebenfalls an Arbeiten mit vergleichbarer Zielsetzung (Douglas-Akinwande et al. 2006). Dabei wurden den Untersuchern die jeweiligen Datensätze als jeweils ein Proband dargeboten. Es wurden pro Leiche 48 (12 Schrauben im 4- und 16-Zeiler jeweils axial und im MPR), also insgesamt 96 Schraubenbewertungen vorgenommen. Den Auswertern wurden keinerlei Angaben zur Probandenzahl, CT-Art oder entstandenen Effektivdosis gegeben. Gestaffelt wurden zuerst die 4-Zeilen-CT-Bilder mit axialer Schnitfführung, dann die MPR. Analog wurden dann die 16-Zeilen-Bilder gezeigt.

Es lagen zwei getrennte Fragebögen zur Schraubenlagenbewertung in der CT vor, die in sich der Schnitfführung (axial und MPR) unterschieden. Die Schraubenlage wurde über eine gestaffelte Nominalskala, die abschließende Konturschärfe mit deutschen Schulnoten über eine Ratingskala eingeschätzt (siehe Abbildung 7 und 8). Im Anschluss wurden die Auswerter nach dem Qualitätseindruck gefragt. Anlehnend an vergleichbare Auswertungssettings lag definiti-

onsgemäß eine Penetration der Kortikalis ab einem Durchbruch des Osteosynthesematerial von mehr als 2 mm durch die Kortikalis vor (Belmont et al. 2001).

1. Es besteht ein Materialbruch.	ja 0	nein 0	unklar 0			
2. Die Position der Schraube ist...	korrekt 0	extrakortikal 0	unklar 0			
3. Die Schraube verläuft komplett innerhalb des Pedikels.	ja 0	nein 0	unklar 0			
4. Es besteht eine <u>ventrale</u> Penetration der Wirbelkörper-Kortikalis.	ja 0	nein 0	unklar 0			
5. Es besteht eine <u>laterale</u> Penetration der Wirbelkörper-Kortikalis.	ja 0	nein 0	unklar 0			
6. Es liegt eine Penetration des Wirbelkanals vor.	ja 0	nein 0	unklar 0			
7. Es liegt eine Penetration des Neuroforamens vor.	ja 0	nein 0	unklar 0			
8. Es liegt ein freies Knochenfragment vor.	ja 0	nein 0	unklar 0			
9. Die Konturschärfe der Pedikelschraube bewerte ich mit der Schulnote...	1 0	2 0	3 0	4 0	5 0	6 0

Abbildung 7 Frageitem zur Bewertung der Schraubenposition im CT bzw. anschließend in der MPR (Bewertungsitem für je eine Schraube)

1. Die Konturschärfe der Knochenstrukturen ist...	gering 0	mittelmäßig 0	stark 0	sehr stark 0		
2. Die Stärke des Bildrauschens ist...	gering 0	mittelmäßig 0	stark 0	sehr stark 0		
3. Die Ausmaße durch Artefakte des Osteosynthesematerials bewerte ich als...	gering 0	mittelmäßig 0	stark 0	sehr stark 0		
4. Ich bewerte die Bildqualität <u>insgesamt</u> mit der Schulnote...	1 0	2 0	3 0	4 0	5 0	6 0
5. Bräuchten Sie für eine sicherere Beurteilung zusätzlich multiplanare CT-Rekonstruktionen?	ja 0			nein 0		

Abbildung 8 Frageitem zur Bewertung der Bildqualität im CT (Bewertungsitem für die jeweilige gesamte Untersuchung)

2.3.2. Statistische Methoden

Alle Effektivdosen für die ausgewählten CT-Untersuchungen wurden mit dem bereits erwähnten Programm CT-Expo (CT-Expo Version 1.6 von G. Stamm und H.D. Nagel, Buchholz und Hannover, Deutschland) berechnet.

Im ersten Teil der Arbeit wurden die Bewertungen gemittelt, die Standardabweichung und Varianz berechnet sowie Signifikanz und Konfidenzintervalle der Einflussgrößen bestimmt. Es wurden ferner die Durchschnittsnote und die Varianz aller Noten jedes Bewerter mit deren Berufserfahrung tabellarisch dargestellt, die individuellen Daten pro Bewertungsmerkmal und Untersucher in einem Balkendiagramm graphisch aufgeschlüsselt und das Signifikanzniveau der Einflussgrößen (Konturschärfe der Knochenstrukturen, Bildrauschen, Artefaktausmaß durch Osteosynthesematerial sowie Gesamtbildqualität) auf die Bewertungen bestimmt. Abschließend wurden die vier Auswertungskriterien der Bilder mit Osteosynthesematerial als Variable gegen die unabhängige Variable der Effektivdosis als Wertepaar in einem Quantil-Quantil-Diagramm (sog. Q-Q-Plot) abgetragen. Dazu wurden die Werte einer sog. Loess- oder Lowess-Regression (eine lokale lineare Regression) unterzogen, in der jeweils 50% der Werte, ausgewählt mit einem gleitenden Dosisfenster, für die Berechnung eines Punktes verwendet werden. Durch diesen mathematischen Prozess wird eine Glättung der graphisch abgetragenen Werte erzielt.

Im zweiten Teil wurden die di- bzw. trichotom bewerteten Schraubenlagen zur reell vorliegenden Schraubenlage korreliert und deren absolute und relative Trefferquote berechnet. Die einzelnen Verfahren wurden auf signifikante Unterschiede geprüft und das Signifikanzniveau bestimmt.

Das Signifikanzniveau wurde in beiden Teilen mit $p < 0,05$ als Grenze zur statistischen Bedeutung festgelegt.

3. Ergebnisse

3.1. Intraindividuelle Qualitätsbeurteilung der CT-Bilder

3.1.1. Individuelles Wertungsverhalten

Die Bewertung des Gesamteindrucks der CT-Bilder zeigte ein heterogenes Muster der Notenvergabe, die anscheinend unabhängig von der Berufserfahrung des Auswerters sind. Die durchschnittliche Benotung aller Bewerter betrug 3,4.

In Abbildung 9 und 10 repräsentiert jeder der grauen Kästen 1-4 einen Auswerter. Die nummerierten Balken ergeben zusammen 100%, also alle abgegebenen Schulnoten „sehr gut“ bis „ungenügend“. Das heißt, dass „sehr gut“ und „ungenügend“ am seltensten vergeben wurden. Jeder Balken zeigt, welchen prozentualen Anteil die jeweilige Schulnote an allen abgegebenen Schulnoten ausmacht.

Unabhängig von konkreten Zahlen zeigt sich, dass die professionellen Bewerter (Kasten 1 bis 3) einen peak in Notenbereich „gut“ bis „mangelhaft“ aufweisen, indem sie dort ca. 81% ihrer Noten setzten. Der Laie (Kasten 4) verteilt im Gegensatz dazu gut 50% seiner abzugebenden Noten bei „sehr gut“ und „ungenügend“.

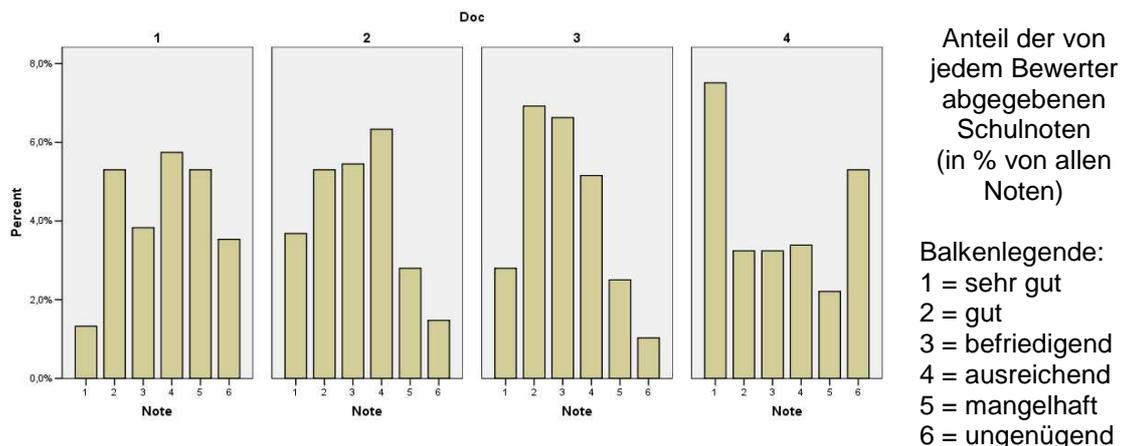


Abbildung 9 Gesamtbewertung der CT-Bilder nach Auswertern (Doc 1 = Radiologe mit 10 Jahren, Doc 2 = Radiologe mit 6 Jahren, Doc 3 = Radiologe mit 3 Jahren Berufserfahrung, Doc 4 = Laie ohne jede Berufserfahrung/medizinische Vorbildung)

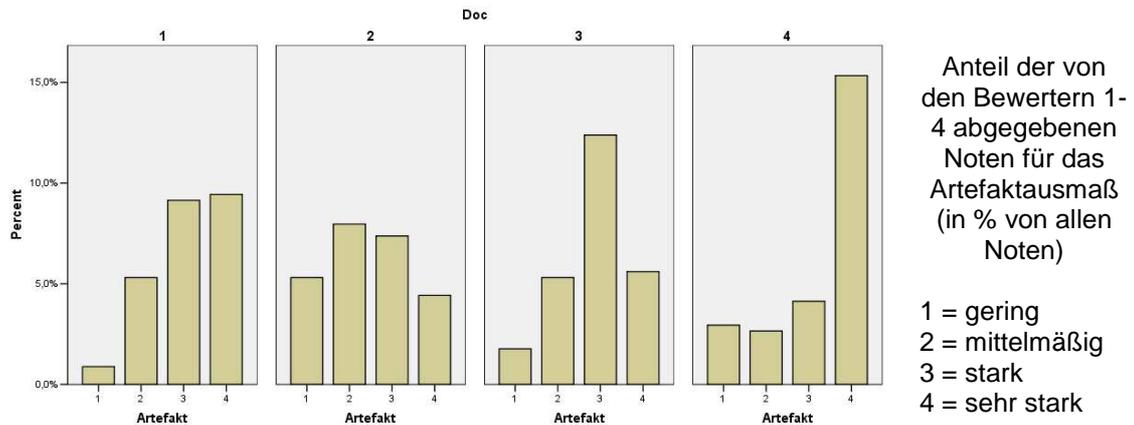
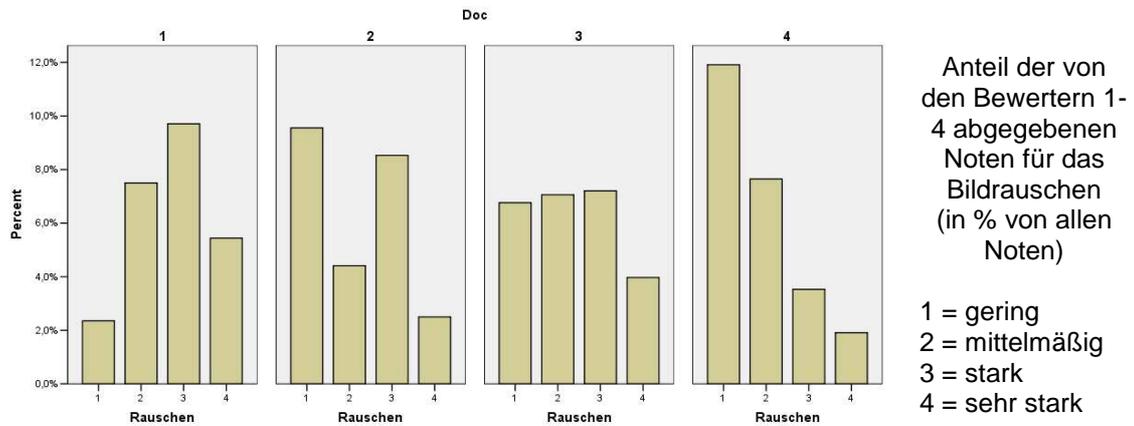
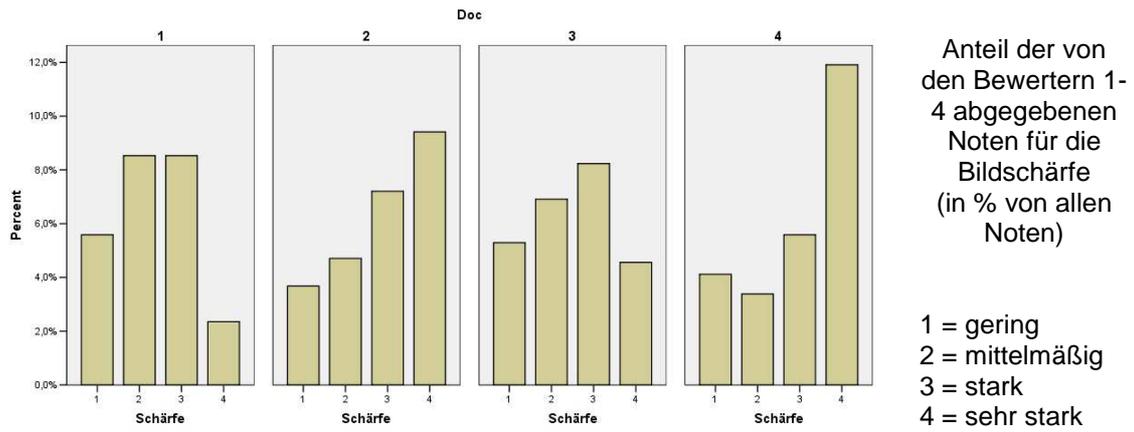


Abbildung 10 Bewertungsverhalten der Untersucher 1-4 (Doc 1 = Radiologe mit 10 Jahren Berufserfahrung, Doc 2 = Radiologe mit 6 Jahren, Doc 3 = Radiologe mit 3 Jahren, Doc 4 = Laie).

Tabelle 3 zeigt, dass der erfahrenste Radiologe im Mittel am kritischsten, der Ausbildungsassistent am positivsten bewertete. Es zeigte sich auch, dass zwischen den Radiologen mit 10 und 6 Jahren Berufserfahrung (Untersucher 1 und 2) eine vergleichbare Varianz liegt ($V=0,67$ bzw. $0,69$). Der Assistent in Weiterbildung wies zwischen allen Bewertern die geringste Streuung ($V= 0,39$) auf, der Laie die Breiteste ($V=1,29$).

Bewerter	Erfahrung in Jahren	Durchschnittsnote	SA	V
1	10	3,868	0,086	0,67
2	6	3,257	0,087	0,69
3	3	3,136	0,076	0,39
4	keine	3,315	0,105	1,29
Durchschnitt	6,3	3,439		

Tabelle 3 Durchschnittsnote, Standardabweichung (SA) und Varianz (V) der Untersucher über alle Bewertungskriterien der Bildqualität hinweg

3.1.2. Signifikanz p einer Einflussgröße

Aus Tabelle 4 wird ersichtlich, dass fast alle betrachteten Einflussgrößen (Effektivdosis, Vorhandensein von Schraubenmaterial, Auswerter) einen signifikanten Einfluss auf die Bewertung des jeweiligen Aspektes haben ($p<0,005$). Nicht erwähnt in Tabelle 4 ist der genauso signifikante Einfluss der einzelnen Leiche auf die Bewertungen. Die Anzahl der Detektorzeilen des CT zeigte jedoch weder auf die Bewertung des Artefaktausmaßes ($p=0,891$ bzw. $p=0,863$), noch auf die der Schärfe ohne den Laienauswerter ($p=0,016$) einen signifikanten Einfluss.

	Schärfe	Schärfe ohne Laien	Rauschen	Rauschen ohne Laien	Artefakt	Artefakt ohne Laien	Gesamt-note	Gesamtnote ohne Laien
CT	0,001	0,016	<0,001	<0,001	0,891	0,863	0,001	0,003
ED	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Schraube	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Auswerter	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Leiche	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001

Tabelle 4 Signifikanz p der jeweiligen Einflussgröße (Spalte 1) auf das Auswertungskriterium (Zeile 1), CT = 4- und 16-Zeiler-CT, ED = Effektivdosis, Schraube = Vorhandensein von Osteosynthesematerial im Knochen. Signifikanzniveau = $p<0,05$.

3.1.3. Beurteilung der Bildqualität im 4- und 16-Zeilen-CT

Nach Tabelle 5 zeigen beide CTs eine statistisch signifikante Differenz der Gesamtnote von -0.529 ($p=0.001$, 95%-Konfidenzintervall von 0.228 und 0.829), dem 16-Zeilen-Gerät wurde also eine bessere Note zugeschrieben.

Die subjektiv empfundene Bildschärfe wurde beim 16-Zeilen-CT signifikant als höher eingestuft, gleichermaßen wurde das Bildrauschen signifikant als weniger störend empfunden. Lediglich das Artefaktausmaß zeigte im Gerätevergleich keinen signifikanten Unterschied ($p=0,891$).

	4-Zeiler	16-Zeiler	Δ
MW Schärfe	2,436	2,773	0,337
Noten 1 bis 4 möglich			$p=0,001$
95% KI unt. Grenze	2,282	2,677	
95% KI ob. Grenze	2,590	2,869	
MW Rauschen	2,781	2,042	0,739
Noten 1 bis 4 möglich			$p<0,001$
95% KI unt. Grenze	2,585	1,919	
95% KI ob. Grenze	2,977	2,165	
MW Artefakt	2,906	2,926	0,019
Noten 1 bis 4 möglich			$p=0,891$
95% KI unt. Grenze	2,676	2,778	
95% KI ob. Grenze	3,136	3,074	
MW Gesamtnote	3,658	3,130	0,529
Noten 1 bis 6 möglich			$p=0,001$
95% KI unt. Grenze	3,408	2,970	
95% KI ob. Grenze	3,908	3,290	

Tabelle 5 Vergleich der durchschnittlichen Bewertung von Bildschärfe, Bildrauschen, Artefaktausmaß und Gesamtnote in beiden CT-Arten mit Differenz Δ sowie den 95%-Konfidenzintervallgrenzen (95%-KI). Je höher die Note bei Schärfe, Rauschen und Artefakt, desto stärker ausgeprägt ist das Merkmal, bei der Gesamtnote ist ein niedrigerer Wert der Bessere. Signifikanzniveau = $p<0,05$.

3.1.4. Einfluss der effektiven Dosis auf die Qualitätsbewertung

Statistisch zeigte sich, dass pro jedem zusätzlichen mGy Effektivdosis die subjektiv empfundene Schärfe zunimmt sowie das Rauschen und die Artefaktstörungen abnehmen (Tab. 6). Die abschließende Note wird im Mittel signifikant um -0.22 gesenkt, also verbessert. Rechnet man den Laienbewerter heraus, so fällt die bewertete Artefaktabnahme am geringsten aus, die unter Miteinbeziehen des Laien am stärksten ausfiel. Alle diese Auswirkungen sind mit $p < 0,001$ signifikant.

Zur Interpretation ist anzumerken, dass eine höhere Note für Schärfe, Rauschen und Artefaktstörung die stärkere Ausprägung des jeweiligen Merkmals bedeutet, eine niedrigere Gesamtnote drückt jedoch eine positivere Bewertung aus.

Kriterium	mit Laie				ohne Laie			
	Δ	p	95%-KI		Δ	p	95%-KI	
			untere Grenze	obere Grenze			untere Grenze	obere Grenze
Schärfe	0,14	<0,001	0,11	0,17	0,13	<0,001	0,09	0,17
Rauschen	-0,17	<0,001	-0,21	-0,12	-0,16	<0,001	-0,21	-0,12
Artefakt	-0,22	<0,001	-0,28	-0,17	-0,11	<0,001	-0,16	-0,65
Gesamtnote	-0,22	<0,001	-0,27	-0,17	-0,22	<0,001	-0,28	-0,17

Tabelle 6 Durchschnittliche Veränderung Δ der Note für Schärfe, Bildrauschen, Osteosyntheseartefakt und der Gesamtnote pro Zunahme der Effektivdosis um 1 mGy, mit und ohne Laienauswerter. KI = Konfidenzintervall, p = Signifikanzniveau.

3.1.5. Dosissteigerung und Qualitätsgewinn

Tab. 6 könnte eine lineare Abhängigkeit der mittleren Bewertungen von der Effektivdosis suggerieren. Abbildungen 11 und 12 zeigt die bekannten Bewertungskriterien, die über einen QQ-Plot (Quantil-Quantil-Plot) in Bezug zur sich steigenden Effektivdosis in mGy gesetzt wurden. Das gleiche Verhalten der Wertepaare über beide Geräte (4- und 16-Zeiler) hinweg erlaubte deren Subsummierung in jeweils einer Grafik. Es zeigt sich jedoch kein linearer Zusammenhang bei steigender Strahlenbelastung. Generell stellt man ein Abflachen der Kurven bei ca. 4 mGy fest. Subjektiv wahrgenommene Artefaktstörungen durch das Osteosynthesematerial nehmen trotz steigender Effektivdosen nicht zu, die empfundene Schärfe zeigte ebenfalls keinen großen Zugewinn, das Bildrauschen nimmt nicht mehr im selben Maße ab wie bei den Effektivdosen kleiner 4 mGy. Zusammenfassend verbessert sich die Gesamtbildnote oberhalb der 4 mGy bzw. 5 mGy nur noch langsam.

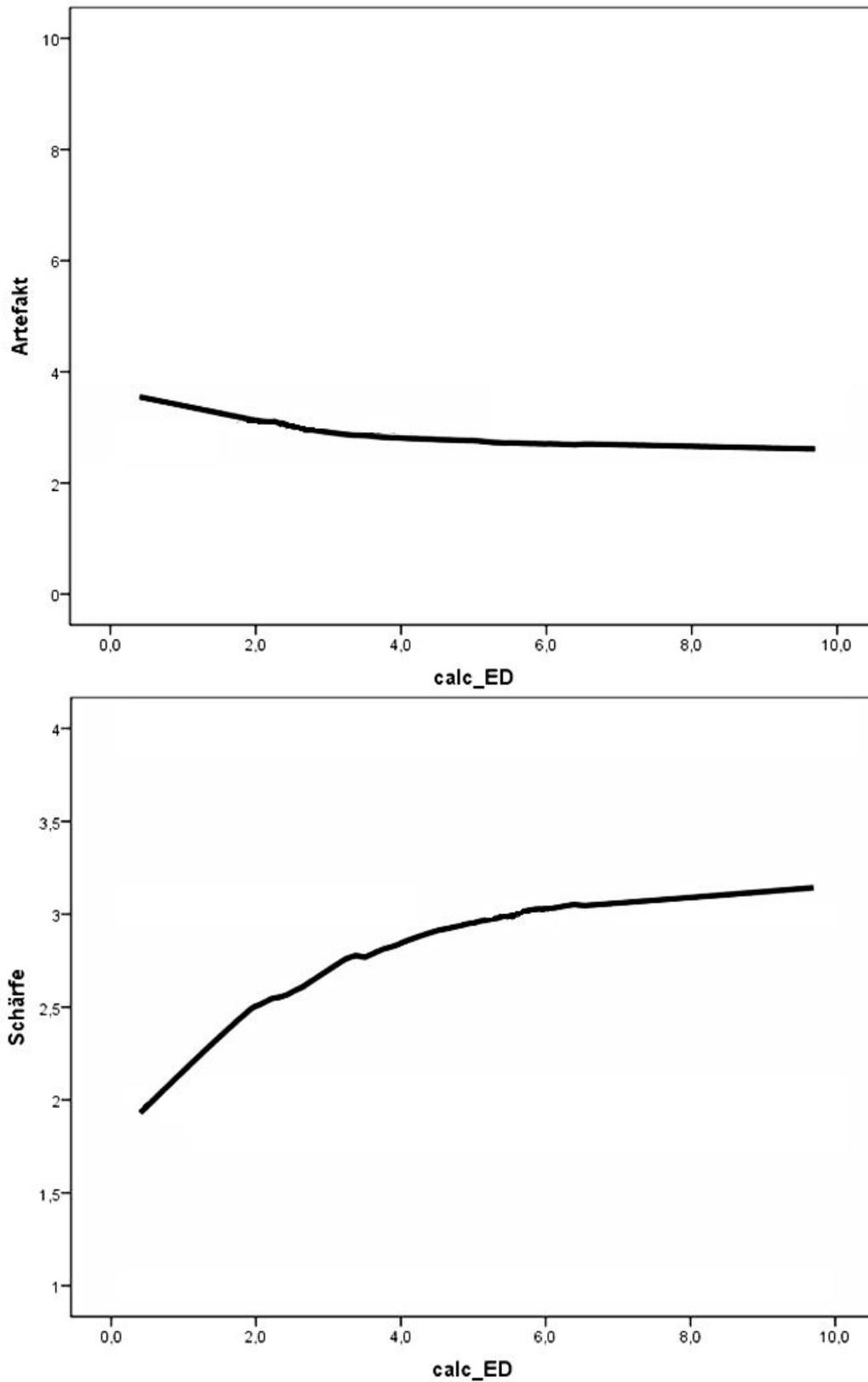


Abbildung 11 QQ-Plot zum Einfluss der errechneten Effektivdosis (calc_ED in mGy) auf das Artefakt ausmass und die Konturschärfe (von 1=gering bis 4=sehr stark).

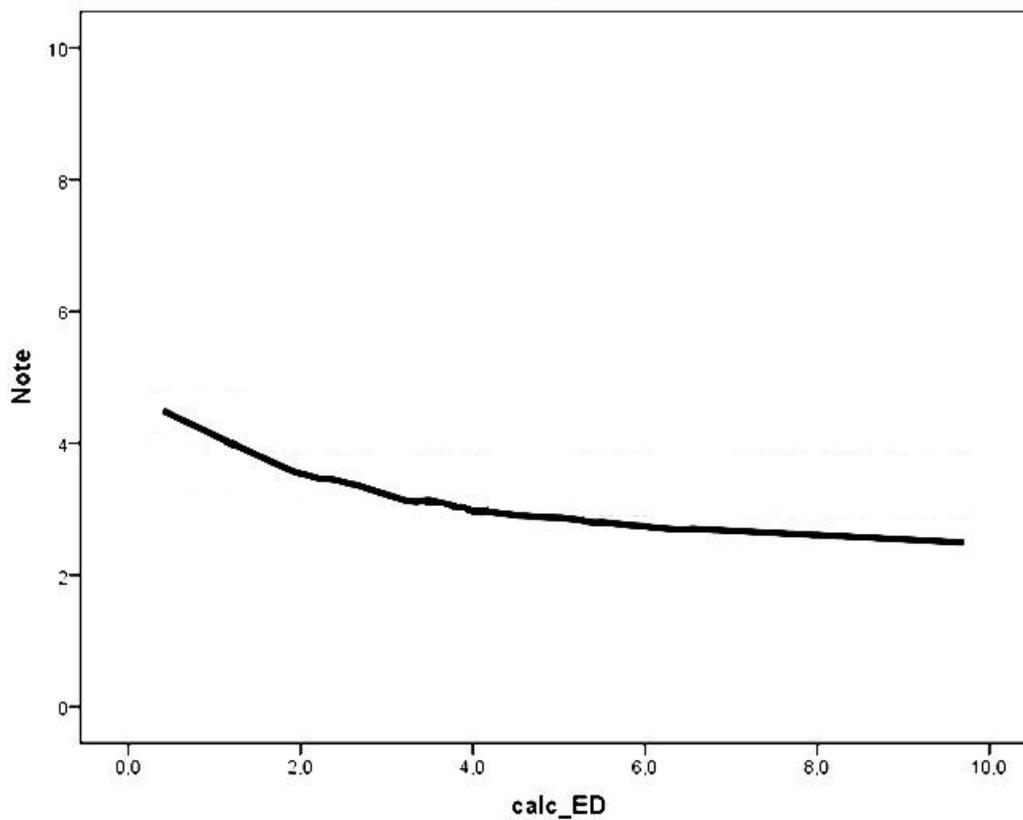
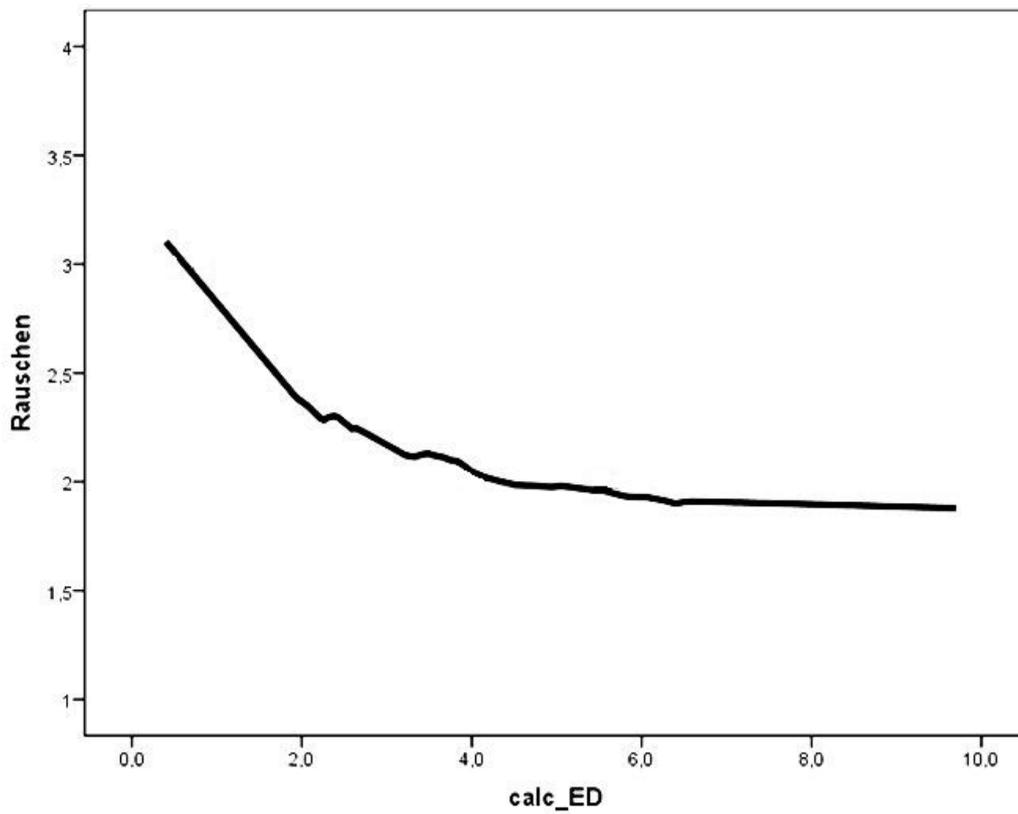


Abbildung 12 QQ-Plot zum Einfluss der errechneten Effektivdosis (calc_ED in mGy) auf das Bildrauschen (von 1=gering bis 4=sehr stark) und die Gesamtnote (von 1=sehr gut bis 6=ungenügend).

3.2. Beurteilung der Schraubenposition im CT

3.2.1. Strahlenbelastung

Die hier bewerteten Untersuchungen zeigten eine kalkulierte Effektivdosis von 9,6 mGy für das 4-Zeilen-CT bzw. 6 mGy für das 16-Zeilen-CT pro Untersuchungsgang.

3.2.2. Materialbruch

Korrekterweise wurde in keiner Untersuchung ein Materialbruch beschrieben. Dieses Ergebnis ist mit $p < 0,001$ signifikant.

3.2.3. Schraubenverlauf innerhalb des Pedikels

In keiner der Untersuchungen wurden falsch positive Ergebnisse erhoben, das heißt keine Schraube wurde fälschlicherweise als extrapedikulär liegend eingeschätzt ($p < 0,001$) (Tab. 7).

Sowohl beim 4- und 16-Zeilen-CT als auch beim konventionellen Röntgen gab es einen signifikanten Unterschied in Bezug auf die Identifizierungsrate einer intrapedikulären Schraubenlage ($p < 0,001$). Auch das konventionelle Röntgen unterschied sich signifikant vom 4-Zeilen-CT ($p < 0,001$).

Im konventionellen Röntgen wurden mit 79,2% die meisten Schraubenlagen korrekt, d.h. sowohl richtig intrapedikulär als auch richtig extrapedikulär, eingeschätzt ($p < 0,001$). Dem standen das 4- und 16-Zeilen-CT mit 53,1% bzw. 49% nach. Im konventionellen Röntgen wurden jedoch die meisten Schraubenpositionen als „unklar“ eingestuft. Im konventionellen Röntgen, im 4- sowie im 16-Zeiler wurde der extrapedikuläre Verlauf in 6,3%, 35,4% sowie 39,6% der Fälle übersehen.

Zwischen beiden Auswertern gab es signifikante Unterschiede bei der Falscherkennung ($p = 0,015$), die Unterschiede aller Röntgenverfahren waren jedoch bei beiden Untersuchern gleich ($p = 0,675$).

	korrekt		falsch		falsch negativ		falsch positiv	Unklare Schraubenlage	
	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ		absolut	relativ
Röntgen	38/48	79,2%	10/48	20,8%	3/48	6,3%	keine	7/48	14,6%
4-Zeiler	51/96	53,1%	45/96	46,9%	34/96	35,4%	keine	11/96	11,5%
16-Zeiler	47/96	49%	49/96	51,0%	38/96	39,6%	keine	11/96	11,5%
axiales CT	39/96	40,6%	57/96	59,4%	36/96	37,5%	keine	21/96	21,9%
MPR	59/96	61,4%	37/96	38,5%	36/96	37,5%	keine	1/96	1,0%

Tabelle 7 Absolute und relative Bewertungen des Schraubenverlaufs innerhalb des Pedikels (falsch = nicht korrekt und unklar bewertet, falsch negativ = übersehene extrapedikuläre Lage, falsch positiv = fälschlich als extrapedikulär erkannte Lage) in den jeweiligen radiologischen Verfahren, bemessen am Goldstandard des anatomischen Präparats.

3.2.4. Ventrale Penetration des Wirbelkörpers

Es wurden keine falsch-negativen Befunde erhoben (Tab. 8). Im 4-Zeiler-CT wurden mehr als doppelt so viele falsch positive Befunde erhoben wie im 16-Zeiler (10,4 % versus 4,2%), was mit $p=0,0026$ signifikant ist. Die axiale Schnittführung zeigt eine um ein Drittel (3,1% versus 11,5%) niedrigere Rate der falsch positiven Befunde im Vergleich zur MPR. Hier scheint ein großer Vorteil des axialen Schnittes zu liegen; der Unterschied ist mit $p=0,026$ signifikant.

Das Erkennen ventraler Penetration des Schraubenmaterials zeigte einen signifikanten Unterschied ($p=0,019$) über alle Verfahren hinweg: Der Unterschied zwischen 4- und 16-Zeiler war mit $p=0,015$ signifikant, der zwischen konventionellen Röntgen und dem 4-Zeiler-CT mit $p=0,011$ ebenso. Die unterschiedlichen Bildebenen (axial, MPR) zeigten über alle Bewertungen hinweg keinen signifikanten Unterschied ($p=0,178$).

	korrekt		falsch		falsch negativ		falsch positiv		unklare ventrale Penetration	
	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
Röntgen	47/48	97,9	1/48	2,1	0/48	0	0/48	0	1/48	2,1
4-Zeiler	83/96	86,5	13/96	13,5	0/96	0	10/96	10,4	3/96	3,1
16-Zeiler	90/96	93,7	6/96	6,3	0/96	0	4/96	4,2	2/96	2,1
axiales CT	88/96	91,7	8/96	8,3	0/96	0	3/96	3,1	5/96	5,2
MPR	85/96	88,5	11/96	11,5	0/96	0	11/96	11,5	0/96	0

Tabelle 8 Absolute und relative Bewertungen der ventralen Penetration einer Schraube über die verschiedenen Verfahren bzw. Projektionen hinweg (falsch = nicht korrekt und unklar bewertet, falsch negativ = übersehene ventrale Penetration, falsch positiv = fälschlich erkannte ventrale Penetration), bemessen am Goldstandard des anatomischen Präparats.

3.2.5. Laterale Penetration des Wirbelkörpers

Der Unterschied zwischen den einzelnen Untersuchungsschritten war nicht signifikant ($p=0,813$), ebenso zwischen dem konventionellen Röntgen und dem 4-Zeiler-CT ($p=0,791$). Es wurden keine falsch negativen Befunde erhoben. Für die Beurteilung der lateralen Penetration zeigt sich ein relativer Vorteil der MPR-Perspektive im Vergleich zur axialen Schnitfführung, da hier die Quote der falsch-positiven Befunde niedriger lag. Dieser Unterschied ist jedoch statistisch nicht signifikant ($p=0,126$). Im konventionellen Röntgen wurden unsignifikant weniger falsch positive Befunde erhoben als im CT ($p=0,148$).

Weder die beiden Bewerter unterschieden sich in ihrem Urteil der lateralen Penetration wesentlich ($p=0,263$), noch die einzelnen Röntgenverfahren bei beiden Untersuchern ($p=0,141$).

	korrekt		falsch		unklare laterale. Penetration		falsch negativ		falsch positiv	
	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
Röntgen	42/48	87,5	6/48	12,5	8/48	4	0/48	0	2/48	4,2
4-Zeiler	88/96	91,7	8/96	8,3	1/96	1	0/96	0	7/96	7,3
16-Zeiler	86/96	89,6	10/96	10,4	1/96	1	0/96	0	9/96	9,4
axiales CT	84/96	87,5	12/96	12,5	2/96	2,1	0/96	0	10/96	10,4
MPR	90/96	93,8	6/96	6,3	0/96	0	0/96	0	6/96	6,3

Tabelle 9 Absolute und relative Bewertungen der lateralen Penetration einer Schraube über die verschiedenen Verfahren bzw. Projektionen hinweg (falsch = nicht korrekt und unklar bewertet, falsch negativ = übersehene laterale Penetration, falsch positiv = fälschlich erkannte laterale Penetration), bemessen am Goldstandard des anatomischen Präparats.

3.2.6. Schraubenposition in Bezug zum Wirbelkanal

Auffallend sind die übersehenden Wirbelkanalpenetrationen im konventionellen Röntgen; dieser Fehler ist im CT nicht aufgetreten. Die beiden Verfahren unterschieden sich trotzdem nicht signifikant ($p=0,085$).

Ohne relevanten Unterschied wurden in beiden CTs fälschlicherweise eine Wirbelkanalpenetration vermutet ($p=0,085$), die Bildebene schien in dieser Beziehung ebenfalls keinen diagnostischen Vorteil zu bieten ($p=0,029$). Die Untersucher unterschieden sich ebenfalls nicht wesentlich voneinander in ihrem Urteil ($p=0,820$).

	korrekt		falsch		unklare Schraubenlage		falsch negativ		falsch positiv	
	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
Röntgen	8/48	16,7	8/48	16,7	1/48	2,1	6/48	42,0	1/48	2,1
4-Zeiler	80/96	83,3	16/96	16,7	3/96	3,1	0/96	0	13/96	13,5
16-Zeiler	73/96	76,0	23/96	24,0	8/96	8,3	0/96	0	15/96	15,6
axiales CT	72/96	75,0	24/96	25,0	10/96	10,4	0/96	0	14/96	14,6
MPR	81/96	84,4	15/96	15,6	1/96	1,0	0/96	0	14/96	14,6

Tabelle 10 Absolute und relative Bewertungen der Schraubenposition in Bezug zum Wirbelkanal (falsch = nicht korrekt und unklar bewertet, falsch negativ = übersehene Wirbelkanal-Penetration, falsch positiv = fälschlich erkannte Wirbelkanal-Penetration), bemessen am Goldstandard des anatomischen Präparats.

3.2.7. Penetration des Neuroforamens

Bei unwesentlich verschiedenem Bewertungsverhalten ($p=0,114$) fanden sich in jeder Untersuchungsart falsch positive Einschätzungen; auffallend ist der höhere Anteil von falsch positiven Befunden in der 4-Zeilen-CT (Tab. 11). Die unterschiedlichen Verfahren unterschieden sich dabei nicht wesentlich voneinander ($p=0,163$), ebenso das 4- vom 16-Zeilen-CT ($p=0,123$) oder das konventionelle Röntgen vom 4-Zeilen-CT ($p=0,129$). Die Bildebene spielt keine wesentliche Rolle bei der Beurteilung der Neuroforamenpenetration ($p=0,509$), ebenso der Einfluss der einzelnen Untersuchungsart auf die Bewerter ($p=0,768$).

	korrekt		falsch		unklare NF-Penetration		falsch negativ		falsch positiv	
	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
Röntgen	45/48	93,7	3/48	6,3	0/48	0	0/48	0	3/48	6,3
4-Zeiler	83/96	85,5	13/96	13,5	4/96	4,2	0/96	0	9/96	9,4
16-Zeiler	89/96	92,7	7/96	7,3	2/96	2,1	0/96	0	5/96	5,2
axiales CT	85/96	88,5	11/96	11,5	5/96	5,2	0/96	0	6/96	6,3
MPR	87/96	90,6	9/96	9,4	1/96	1,0	0/96	0	8/96	8,3

Tabelle 11 Absolute und relative Bewertungen der Schraubenposition in Bezug zum Neuroforamen (NF) (falsch = nicht korrekt und unklar bewertet, falsch negativ = übersehene Penetration des Neuroforamens, falsch positiv = fälschlich erkannte Penetration des Neuroforamens), bemessen am Goldstandard des anatomischen Präparats.

4. Diskussion

4.1. Bildqualität im CT

In dieser Arbeit konnten als wichtige Einflussgrößen auf die Bildqualität von CT-Bildern folgende Merkmale bestimmt werden: Die Effektivdosis, die Präsenz von Schraubenmaterial im Knochen und die Zahl der Detektorzeilen des CT. In dieser Studie wurden die Kriterien Bildschärfe, Rauschen, Artefakte und Bildqualität anhand von Skalen versucht zu objektivieren. Eine absolute Objektivierung dieser Kriterien ist bestenfalls für die drei Erstgenannten im mathematisch-physikalischen Rechenmodell möglich, findet aber in der Praxis keine Anwendung und wurde hier dementsprechend vernachlässigt. Im klinischen Alltag werden jedoch arithmetische Rekonstruktionsalgorithmen zur Filterung bzw. Aufwertung von CT-Bildern benutzt. Diese rekonstruierten Daten basieren zum Teil auf durch Überstrahlung fehlendem bzw. verzerrtem Grundmaterial (Kalendar et al. 1987). Ziel dieser Arbeit ist daher auch, diese Datenfehler von Grund auf zu minimieren, um so eine optimale Bildaufbereitung und anschließende Betrachtung zu gewährleisten.

Es konnte gezeigt werden, dass bei kombinierter Variation von mAs und kV ein sog. Ceiling-Effekt bei Effektivdosen von mehr als 4 mGy in Bezug auf die Qualität besteht: Bei diesem aus der Pharmakologie stammende Begriff wird trotz Dosissteigerung eines Medikamentes kein Wirkungsgewinn erzielt. Analog dazu konnte oberhalb von 4 mGy kein großer Zugewinn mehr in Bezug auf das jeweilige diagnostische Kriterium gezeigt werden. Eine Kombination von z.B. 120 kV und 120 mAs würde bei einem Tischvorschub und Schichtdicke von 3mm, einem pitch von 1,0 im 16-Zeilen-CT in dieser Studie eine entsprechende Effektivdosis ergeben. Dieser hier ermittelte Maximalwert bewegt sich unterhalb bzw. ist nur halb so groß wie der von Prokop et al. 2007 angegebenen Mittelwert für ausgewählte Standarduntersuchungen an Mehrschicht-CT-Geräten für die Lendenwirbelsäulendiagnostik von 8,1 mGy, der bereits in der Einführung vorgestellt wurde. Die Autoren greifen hierbei auf die sog. Deutsche Mehrschicht-CT-Erhebung aus dem Jahr 2002 zurück, die die in der stationären und ambulanten Praxis gängigen CT-Protokolle bzw. Dosen für verschiedene Untersuchungen

widerspiegelt. Haaga et al. beschrieben schon im Jahre 1981 am Phantommodell, dass durch singuläre Steigerung der mAs ein linearer Zusammenhang zwischen der Effektivdosis und der Bildqualität (Bildrauschen) besteht. Im Gegensatz dazu wurde hier jedoch eine Kurve ermittelt, die ein Plateau erreicht, was sich wohl bei sonst konstanten Untersuchungsparametern aus der hier variierten kV ableitet und somit relevant erscheint.

Die Darstellungsqualität von implantiertem Osteosynthesematerial unterliegt außerdem eindeutig dem CT-Protokoll bzw. der daraus resultierenden Effektivdosis. Gerade bei dieser relevanten Beeinflussung der Bildqualität ist die korrekte Wahl der CT-Einstellungen um den hier ermittelten Wert von ca. 4 mGy von immanenter diagnostischer und strahlenhygienischer Relevanz. Als Ergänzung an das bereits oben erwähnte Beispiel-Protokoll (120 kV und 120 mAs) sei hinzugefügt, dass Douglas-Akinwande et al. 2006 demonstrierten, dass bei eher schlanken Patienten (ohne diese jedoch genauer zu definieren), mit auf 120 kV reduzierte Spitzenspannungen metallene Knochenimplantate noch sicher dargestellt werden können. Neben dem hier ermittelten Maximalwert wurde allerdings durch Mueller-Lisse et al. 2009 gezeigt, dass es auch bei Dosisreduktion nach unten hin Limitationen gibt: Bei Niedrigdosis-MSCT-Untersuchungen der Lunge wurde demonstriert, dass auch ohne störende artefaktbildende Materialien durch den Body mass index (BMI) Grenzen der Dosisreduktion im unteren Effektivdosisbereich gesetzt werden. Bitterling et al. (2004) zeigten, dass BMI-adaptierte CT-Protokolle bei Niedrigdosis Multislice-CT des Thorax eine qualitativ sinnvolle Überlegung sind. Eindeutige Daten für die Wahl des CT-Protokolls zur optimalen Darstellung von Osteosynthesematerial in der LWS gemäß dem BMI liegen bisher nicht vor, wären aber sicherlich eine sinnvolle Ergänzung. Die vorliegende Arbeit zeigt also neben den Ergebnissen anderer Autoren, dass die zusätzliche Variation der kV den linearen Zusammenhang zwischen Effektivdosis und Bildqualität aufbricht und zu einem Kurvenverlauf mit erwähntem Plateau führt. Die Reduktion der Effektivdosis ist daher im gewissen Maße auch ohne größere Einbußen der Bildqualität möglich und bildet eine sinnvolle Kombination aus diagnostischer Güte und strahlenhygienischen Prinzipien.

Ein Großteil von Studien zur Lagekontrolle von Pedikelschrauben beschränkte sich auf die CT als Goldstandard (Berlemann et al. 1997, Sapkas et al. 1999, Begemann et al. 2006). Hier fehlte das eindeutige, anatomische Korrelat. Andere Studien haben zum Einsetzen von Pedikelschrauben bzw. deren postoperativer Lagekontrolle am explantierten Wirbelsäulenblock gearbeitet (Reichle et al. 2002, Yoo et al. 1997). Das in dieser Studie durchgeführte aufwendige in vitro-Modell über enzymatische Aufbereitung der Präparate und deren etagenweise Präparation wurde in der vorliegenden Literatur bisher nicht erwähnt. Die hier angewendete Methode der postinterventionellen Entnahme sowie der präparatorischen Aufbereitung der Wirbelkörper überzeugt durch ihre Eindeutigkeit und Sicherheit der erhobenen Befunde.

Es konnte hier gezeigt werden, dass die Darstellungsqualität von implantiertem Osteosynthesematerial eindeutig dem CT-Protokoll bzw. der daraus resultierenden Effektivdosis unterliegt. Gerade bei dieser relevanten Beeinflussung der Bildqualität ist die korrekte Wahl der CT-Einstellungen um den hier ermittelten Wert von ca. 4 mGy von erwähnter diagnostischer und strahlenhygienischer Relevanz. Als Ergänzung an das bereits oben erwähnte Beispiel-Protokoll (120 kV und 120 mAs) sei hinzugefügt, dass Douglas-Akinwande et al. 2006 belegten, dass bei eher schlanken Patienten (ohne diese jedoch genauer zu definieren), mit auf 120 kV reduzierte Spitzenspannungen metallene Knochenimplantate noch sicher dargestellt werden können, somit die erhobenen Befunde unterstreicht.

Ein weiterer Faktor zur Darstellungsoptimierung der Osteosyntheseschrauben ist das Material an sich, das vielfältig (Titan, Stahl, Kobalt-Chrom) und häufig vom Operateur wählbar ist. Es wurde bereits gezeigt, dass das Material das Artefaktverhalten und dadurch neben der Bildqualität die diagnostische Sicherheit durch mögliche Überstrahlung von potentiellen Fehllagen beeinflusst (Yoo et al. 1997). Die hier vorgestellten Schrauben aus Titan weisen ein günstiges Artefaktspektrum auf, da sie weniger dicht sind im Vergleich zu den anderen, was mit bereits vorliegenden Studien konform geht (Douglas-Akinwande 2006). Die immer bessere Verfügbarkeit dieses Metalls und seine günstigeren Eigenschaften im CT dürften seinen noch etwas höheren Preis im Vergleich zu Stahl u.a. schon dadurch rechtfertigen. Theoretisch müssten die bisher hier vorge-

stellten Ergebnisse auch auf LWS-CT ohne Osteosynthesematerial übertragbar sein, da in einem solchen Falle potentiell störende Metallimplantate fehlen. Da dies hier nicht primäres Studienziel war, wird auf Studien verwiesen, die eine über Reduktion des Röhrenstroms zur Steigerung der Bildqualität bei fehlendem Osteosynthesematerial hinweisen (Gies et al. 1999), was besonders für kleine bzw. schlanke Patienten gilt (Haaga et al. 1981). Es ist bemerkenswert, dass die bisher vorliegenden Richt- und Mittelwerte für CT-Untersuchungen der LWS nicht nach Untersuchungen mit und ohne Metallimplantaten bzw. deren Material unterscheiden (Prokop et al. 2007a, Strahlenschutzkommission 2008), obschon es besagte Hinweise auf ein Reduktionspotential gibt.

Nach der bisherigen Literaturrecherche wurde der Einfluss der Zeilenzahl von CT-Geräten auf die Bildqualität bei osteosynthetisch versorgten BWS bzw. LWS noch nicht untersucht. Die vorliegende Studie stellt somit diesen diagnostisch-qualitativen Aspekt erstmals explizit dar. Es konnte hier gezeigt werden, dass eine höhere Zeilenzahl des CT-Gerätes die subjektive Bildqualität und -schärfe signifikant positiv beeinflusst sowie signifikant weniger empfundenes Bildrauschen bedingt, also einen diagnostischen Vorteil ergibt. Die Artefaktstörungen durch das Schraubenmaterial werden von der Zeilenzahl nicht tangiert. Grund für Letzteres könnte die genauere Auflösung der isotropen Voxel im 16-Zeiler sein, die durch die genauere Ortsauflösung in der z-Achse entsteht. Wie bereits oben erwähnt, fällt der Wahl der CT-Protokollparameter wohl also eine entscheidendere Bedeutung zu. Es überwiegen bei höheren CT-Zeilenzahlen neben den Qualitätsaspekten auch technische Vorteile durch zum Beispiel kürzere Untersuchungszeiten, größere Volumenabdeckung und verbesserte Ortsauflösung. Dafür nimmt man allerdings steigende Strahlendosen hin (Giacomuzzi et al. 2001). Inwiefern eine Extrapolation der Qualitätsmerkmale zulässig ist, muss sich in weiteren Studien mit moderneren Geräten zeigen. Der zunehmende technische Fortschritt mit immer moderneren und besser ausgestatteten Geräten kommt dieser Beobachtung jedoch entgegen.

4.2. Lageidentifikation des Osteosynthesematerials

In dieser Studie konnte gezeigt werden, dass sowohl im 4-Zeilen- und 16-Zeilen-CT als auch im konventionellen Röntgen der extrapedikuläre Schraubenverlauf, die ventrale und laterale Kortikalispenetration sowie die Penetration des Neuroforamens kaum übersehen wurde, interessanterweise im konventionellen Röntgen am wenigsten häufig. Die axiale Schnittführung der CT bietet anscheinend die bessere Perspektive auf diese Penetrationsformen. Dieses rechtfertigt somit den Einsatz der CT als Diagnostikum bei diesen Fragestellungen, gerade in Hinblick auf die ventrale Penetration, die statistisch gesehen häufiger vorkommt (Lonstein et al 1999). Letztere kann ohne größere Rechnerleistung für aufwendige MPR rasch nach Rohdatenakquirierung erkannt werden. Nichtsdestotrotz heben die MPR mit Ausnahme der ventralen Penetration die diagnostische Sicherheit, rechtfertigen damit also den erhöhten Rechen- und Arbeitsaufwand.

Die hier gemessene, überraschend hohe diagnostische Güte des konventionellen Röntgens steht im Widerspruch zur klinischen Erfahrung und zur Schlussfolgerung von Studien, die das konventionelle Röntgen als unsichere Untersuchung zur Identifikation u.a. von ventralen Perforationen und konsekutiver Verletzung von ventralen Gefäßen einstuft (Bohnsack et al. 2001, Berlemann et al. 1997). Unterstrichen werden diese Studien einzig durch die in der vorliegenden Arbeit festgestellte ungenaue Einschätzung der Schraubenlage in Bezug zum Wirbelkanal. Diese ist durch Überprojektion anatomischer Strukturen und der fast unmöglichen Einstellbarkeit des Röntgenstrahls entlang der Rückenmarkslängsachse am nicht-dissezierten Körper erklärbar. Hinzu kommt noch die schlechtere Ortsauflösung, so dass die konventionell-radiologische Güte ein eher zufälliges Phänomen darstellt. Das Ergebnis soll den diagnostischen Stellenwert des Röntgens gerade zur Detektion dieser klinisch relevanten Fehllage nicht hervorheben, besonders bei einer Mindesttrefferquote von 80% im CT, unabhängig von Zeilenzahl oder Rekonstruktion.

Eine Besonderheit dieser Studie ist neben dem Vergleich des konventionellen Röntgens zum CT die Untersuchung des Einflusses der CT-Zeilenzahl in Bezug auf die Verifikation der Pedikelschraubenposition. Nach der bisher vorliegenden Literatur wurde für die Lageidentifikation von eingebrachtem Schraubenmaterial in Wirbelsäulen häufig lediglich das konventionelle Röntgen mit dem CT korreliert (Berlemann et al. 1997, Sapkas et al. 1999, Lorenzen et al. 2005, Bege mann et al. 2006), die CT singulär als Diagnostikum betrachtet (Belmont et al. 2001, Schröder et al. 2004) bzw. in älteren Studien nach Metallentfernung ein CT bzw. eine Magnetresonanztomographie (MRT) durchgeführt (Haaker et al. 1997). Des Weiteren korrelierten Bohnsack und Mitarbeiter das konventionelle Röntgen von Pedikelschrauben in situ mit den CT-Bildern der residuellen ossären Schraubenkanäle nach Schraubenentfernung (Bohnsack et al. 2001). Insofern wurde hier ein neuer Aspekt betrachtet. Der im Qualitätsteil gezeigte Vorteil der höheren Zeilenzahl des CT weist nur in Hinblick auf die Detektion einer ventralen Penetration des Wirbelkörpers einen signifikanten Unterschied auf. In den anderen untersuchten Penetrationsarten fehlt der diagnostische Vorteil der höheren Zeilenzahl; hier scheint die 4-Zeilen-CT dem 16-Zeilen-CT nicht nachzustehen. Wie bereits im Qualitätsteil erläutert, ist durch die isotropen Voxel und bessere Auflösung in 16-Zeilen-CT eine genauere Ortsauflösung möglich, die bei der ventralen Penetrationsform nützlich sein könnte. Nicht zu vernachlässigen ist jedoch trotz der diagnostischen annähernden Gleichheit beider CT-Geräte der strahlenhygienische Aspekt: Zwischen den einzelnen CT-Geräten liegt bei der vorliegenden Untersuchung immerhin ein Unterschied der Effektivdosis von 3.6 mGy, so dass bei entsprechendem Patientengut (Kinder, junge Patienten, Mehrfachuntersuchungen) und infrastrukturellen Gegebenheiten eine rationale Gerätewahl getroffen werden sollte, wie dies auch schon postuliert wurde (Douglas-Akinwande 2006). Eine schnellere Datenakquisition durch das 16-Zeilen-CT (verglichen mit dem 4-Zeilen-CT) ist bei einem statischen Untersuchungsgebiet wie der LWS und ruhig liegenden Patienten zwar praktisch, aber nicht unbedingt erforderlich. Höhere Zeilenzahlen sollten speziell für dynamischere Regionen, wie z.B. im Kardio-CT (Flohr et al 2005), vorbehalten werden, um dort auch einen diagnostischen Vorteil zu nutzen.

4.3. Methodenkritik

In dieser Studie lag ein homogenes Probandengut vor, welches jedoch ausschließlich aus normalgewichtigen und männlichen Probanden bestand. Die Untersuchung von schwergewichtigen Patienten sowie das Einbeziehen von weiblichen Probanden wäre für ein repräsentatives Patientengut bzw. generelle Aussagen in zukünftigen Untersuchungen wünschenswert, um zum Beispiel den BMI als Einflussgröße auf den Bildkontrast bzw. das Rauschen genauer zu erfassen (vergleiche Husmann et al. 2006). Umfassende Untersuchungen wurden allerdings erschwert durch den Mangel an Probanden resultierend aus der begrenzten Verfügbarkeit von Körperspenden und der aufwendigen, langwierigen Präparation der Wirbelsäulenpakete sowie deren nachträglichen Dokumentation. Ein Nachteil der hier angewandten Präparation besteht in der fehlenden Umsetzbarkeit dieses Modells im klinischen Alltag. Weitergehende Forschungen, eventuell breiter angelegte Studien im Rahmen von größeren Forschungsprojekten, sollten unter Nutzung des vorliegenden Materials die hier erarbeiteten Ergebnisse vertiefen und verallgemeinern.

Die Anzahl der Auswerter im zweiten Teil ist mit $n=2$ zwar klein, entspricht hingegen den klinischen Alltagsbedingungen (zum Beispiel Assistenz- und sekundär auswertender Oberarzt bzw. leitender Arzt). Hinzu kommt außerdem bei beiden Auswertern eine hohe Anzahl an Berufsjahren, die die diagnostische Sicherheit erhöhen sollte.

Für den zweiten Teil dieser Arbeit wurden zwei der insgesamt fünf Leichen bei konstanter kV und mAs untersucht. Diese boten mit 24 von insgesamt 60 Pedikelschrauben nur eine kleine Fallzahl, wenn man jede Schraube als Fall definiert. Diese Leichen zeigten jedoch nach Präparation als Einzige interessante signifikante Fehllagen (s.o.), die bei den verbleibenden 36 Schrauben fehlte. Eine höhere zu beurteilende Schraubenzahl wäre statistisch interessanter gewesen. Allerdings wurden die untersuchten Schrauben vielen Bewertungskriterien unterzogen, was bei allen Schrauben einen enorm größeren Bewertungs- und Auswertungsaufwand bedeutet hätte.

5. Zusammenfassung

Die MSCT spielt eine wichtige Rolle in der Lagebestimmung von Pedikelschrauben der LWS bzw. des thorakolumbalen Übergangs. Die vorliegende Studie konnte den relevanten, jedoch nach oben hin begrenzten Einfluss der Effektivdosis auf die Bildqualität und die diagnostische Sicherheit der Schraubenlage bzw. seine Grenzen anhand der verschiedenen Röntgen-Modalitäten aufzeigen. Weiterhin konnte für die Identifikation der Lage von Osteosynthesematerial die überwiegende diagnostische Überlegenheit der CT im Vergleich zum konventionellen Röntgen nachgewiesen werden. Der diagnostische Vorteil von höheren Detektorzahlen des CT war nicht uneingeschränkt gegeben.

CT-Untersuchungen osteosynthetisch versorgter Lendenwirbelsäulen sollten mit rational gewählten Untersuchungsparametern statt vorgegebenen, statischen CT-Protokollen nach reflektierter Indikations- und Fragestellung durchgeführt werden. Ein kontrollierter und überlegter CT-Einsatz sowie differenziertere CT-Untersuchungsprotokolle unter Miteinbeziehung von Alter, Geschlecht, BMI, Material der Osteosynthese usw. sind neben den Standardparametern unabdingbar, um die Strahlenexposition zu optimieren und bedürfen noch weiterer Studien zur Optimierung.

6. Literaturverzeichnis

Begemann PG, Mahnken A, Ries T, Briem D, Nolte-Ernsting C, Adam G, Koops A (2006) 16-Zeilen-Spiral-CT des knöchernen Beckens nach Schraubenosteosynthese der iliosakralen Gelenke - Untersuchungen zur Dosisanpassung in einem Ex-vivo-Modell. *Fortschr Röntgenstr* 178:1022-1027.

Belmont PJ, Klemme WR, Dhawan A, Polly DW (2001) In Vivo Accuracy of Thoracic Pedicle Screws, *Spine* 26 (21):2340-2346.

Berlemann U, Heini P, Müller U, Stoupis C, Schwarzenbach O (1997) Reliability of pedicle screw assessment utilizing plain radiographs versus CT reconstruction. *Eur Spine J* 6:406-411.

Bitterling H, Mueller-Lisse UG, de Lorenzo C, Weber C, Coppenrath E, Banac S, Reiser MF (2004) Niedrigdosis MSCT des Thorax: Optimierung der Bildqualität durch Anpassung der Dosis an den Body Mass-Index. *Fortschr Röntgenstr* 176: Ausgabe S1.

Bohnsack M, Rühmann O, Gossé F (2001) Radiologische und computertomographische Beurteilung der Pedikelschraubenlage bei lumbalen Spondylodesen. *Z Orthop* 139:26-30.

Bundesamt für Strahlenschutz (2005) Jahresbericht des Bundesamtes für Strahlenschutz. Salzgitter. Verlag für neue Wissenschaft GmbH, 57-58.

Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (2009) Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung. Salzgitter. 26-28. [Online im Internet] URL: http://doris.bfs.de/jspui/bitstream/urn:nbn:de:0221-201103025410/3/JB_Umweltradioaktivitaet_2009.pdf [Stand: 29.07.2011, 08:00].

Castro WH, Halm H, Jerosch J, Malms J, Steinbeck J, Blasius S (1996) Accuracy of pedicle screw placement in lumbar vertebrae. *Spine* 21(11):1320-1324.

Douglas-Akinwande AC, Buckwalter KA, Rydberg J, Rankin JL, Choplin RH (2006) Multichannel CT: Evaluating the Spine in Postoperative Patients with Orthopedic Hardware. *RadioGraphics* 26:S97-S110.

Flohr T, Ohnesorge B, Stierstorfer K, Bruder H, Simon J, Süß C, Wildberger J, Baum U, Lell M, Küttner A, Heuschmid M, Wintersperger B, Becker C, Schaller S (2005) Auf dem Weg zur isotropen räumlichen Auflösung: Technische Grundlagen und Anwendungen der 16-Schicht-CT. *Radiologe* 45:608-617.

Giacomuzzi SM, Torbica P, Rieger M, Lottersberger C, Peer S, Peer R, Perkmann R, Buchberger W, Bale R, Mallouhi A, Jaschke W (2001) Untersuchung zur Strahlenexposition bei der Einzelschicht- und Mehrschicht-Spiral-CT (eine Phantom-Studie). *Fortschr Röntgenstr* 173:643-649.

Gies M, Kalender WA, Wolf H, Suess C (1999) Dose reduction in CT adapted tube current modulation. I Simulation studies. *Med. Phys.* 26 (11), 2235-2247.

Golding SJ (2005) Multi-slice computed tomography (MSCT): The dose challenge of the new revolution. *Radiation Protection Dosimetry* 114 (1-3):303-307.

Haaga JR, Miraldi F, MacIntyre W, LiPuma JP, Bryan PJ, Wiesen E (1981) The Effect of mAs Variation upon Computed Tomography Image Quality as Evaluated by In Vivo and In Vitro Studies. *Radiology* 138: 449-454.

Haaker RG, Eickhoff U, Schopphoff E, Steffen R, Jergas M, Krämer J (1997) Verification of the position of pedicle screws in lumbar spinal fusion. *Eur Spine J* 6:125-128.

Hsieh J (2001) Investigation of the slice sensitivity profile for step-and-shoot mode multi-slice computed tomography. *Med Phys* 28(4):491-500.

Husmann L, Leschka S, Boehm T, Desbiolles L, Schepis T, Koepfli P, Gaemperli O, Marincek B, Kaufmann P, Alkadhi H (2006) Einfluss des Bodymass-Index auf den Kontrast in den Koronararterien mit der 64-Schicht-CT. *Fortschr Röntgenstr* 178:1007-1013.

Kalender WA, Hebel R, Ebersberger J (1987) Reduction of CT Artifacts Caused by Metallic Implants. *Radiology* 164:576-577.

Lonstein JE, Denis F, Perra JH, Pinto MR, Smith MD, Winter RB (1999) Complications Associated with Pedicle Screws. *J. Bone Joint Surg. Am.* 81:1519-28.

- Lorenzen M, Wegegaertner U, Weber C, Petersen JP, Adam G, Lorenzen J (2005) Postoperative Kontrolle von osteosynthetischen Versorgungen der Wirbelsäule mit der Mehrzeilen-Spiral-CT. *Fortschr Röntgenstr* 177:1540-1544.
- McDowell MA, Fryar CD, Hirsch R, Odgen CL (2005) Anthropometric reference data for children and adults: U.S. Population, 1999-2002. *Division of Health and Nutrition Examination Surveys* 2005 (361):1-32.
- Mueller-Lisse UG, De Lorenzo C, Banac S, Bitterling H, Weber H, Huber RM, Reiser MF, Coppenrath EM (2009) Einfluss des Body Mass Index auf die Bildgüte bei der Niedrigdosis-Mehrschicht-Computertomographie der Lunge mit 4 Detektorzeilen. *Fortschr Röntgenstr* 181:S01.
- Ohnesorge B, Flohr T, Schaller S, Klingenberg-Regn K, Becker C, Schöpf UJ, Bruening R, Reiser MF (1999) Technische Grundlagen und Anwendung der Mehrschicht-CT. *Radiol* 39:923-931.
- Porst R (1998) Im Vorfeld der Befragung: Planung, Fragebogenentwicklung, Pretesting, ZUMA-Arbeitsbericht 98/02. Mannheim. Eigenverlag, 29.
- Prokop M, Galanski M, Schaefer-Prokop C, van der Molen AJ (2007a) Ganzkörper-Computertomographie: Spiral- und Multislice-CT. 2. Auflage. Stuttgart. Thieme, 38-47.
- Prokop M, Galanski M, Schaefer-Prokop C, van der Molen AJ (2007b) Ganzkörper-Computertomographie: Spiral- und Multislice-CT. 2. Auflage. Stuttgart. Thieme, 4-23.
- Reichle E, Sellenschloh K, Morlock M, Eggers C (2002) Einbringung von Pedikelschrauben unter Einsatz unterschiedlicher Unterstützungsverfahren. *Orthopäde* 31:368-371.
- Sapkas GS, Papadakis SA, Stathakopoulos DP, Papagelopoulos PJ, Badekas AC, Kaiser JH (1999) Evaluation of Pedicle Screw Position in Thoracic and Lumbar Spine Fixation Using Plain Radiographs and Computed Tomography. *Spine* 24(18):1926-1929.

Strahlenschutzkommission (2008) Orientierungshilfe für bildgebende Untersuchungen - Empfehlung der Strahlenschutzkommission. Bonn. 12-13. [Online im Internet] URL: <http://www.ssk.de/de/werke/2008/volltext/ssk0813.pdf> [Stand: 29.07.2011, 08:10 Uhr].

Weinstein JN, Spratt KF, Spengler D, Brick C, Reid S (1988) Spinal pedicle fixation: Reliability and validity of roentgenogram-based assessment and surgical factors on successful screw placement. *Spine* 13:1012-1018.

Yoo JU, Ghanayem A, Petersilge C, Lewin J (1997) Accuracy of Using Computed Tomography to identify Pedicle Screw Placement in Cadaveric Human Lumbar Spine. *Spine* 22(22):2668-71.

7. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Wirbelpaket vor Präparation

Abbildung 2 Einzelwirbel nach Präparation

Abbildung 3 Exemplarische Auswahl aus den Schnittbildern zur Qualitätsbewertung des 16 Zeilen-CT

Abbildung 4 Auszug aus dem Bewertungsbogen zur Qualitätsbewertung

Abbildung 5 Ablauf der Bewertung der CT-Bilder für jeden Leichenprobanden

Abbildung 6 Auszug aus dem Bewertungsbogen der Schraubenposition im konventionellen Röntgen

Abbildung 7 Frageitems zur Bewertung der Schraubenposition im CT bzw. anschließend in der MPR

Abbildung 8 Frageitems zur Bewertung der Bildqualität im CT

Abbildung 9 Gesamtbewertung der CT-Bilder nach Auswertern

Abbildung 10 Bewertungsverhalten der Untersucher 1-4

Abbildung 11 QQ-Plot zum Einfluss der errechneten Effektivdosis (calc_ED in mGy) auf das Artefaktausmass und die Konturschärfe

Abbildung 12 QQ-Plot zum Einfluss der errechneten Effektivdosis (calc_ED in mGy) auf das Bildrauschen und die Gesamtnote

8. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Mittelwerte für ausgewählte Standarduntersuchungen an Mehrschicht-CT-Geräten

Tabelle 2 Untersuchungsprotokoll der Computertomographien im 4- und 16-Zeilen-CT

Tabelle 3 Durchschnittsnote, Standardabweichung (SA) und Varianz (V) der Untersucher über alle Bewertungskriterien der Bildqualität hinweg

Tabelle 4 Signifikanz p der jeweiligen Einflussgröße auf das Auswertungskriterium

Tabelle 5 Vergleich der durchschnittlichen Bewertung von Bildschärfe, Bildrauschen, Artefaktausmaß und Gesamtnote in beiden CT-Arten mit Differenz Δ sowie den 95%-Konfidenzintervallgrenzen

Tabelle 6 Durchschnittliche Veränderung Δ der Note für Schärfe, Bildrauschen, Osteosyntheseartefakt und der Gesamtnote pro Zunahme der Effektivdosis um 1 mGy

Tabelle 7 Absolute und relative Bewertungen des Schraubenverlaufs innerhalb des Pedikels

Tabelle 8 Absolute und relative Bewertungen der ventralen Penetration einer Schraube über die verschiedenen Verfahren bzw. Projektionen hinweg

Tabelle 9 Absolute und relative Bewertungen der lateralen Penetration einer Schraube über die verschiedenen Verfahren bzw. Projektionen hinweg

Tabelle 10 Absolute und relative Bewertungen der Schraubenposition in Bezug zum Wirbelkanal

Tabelle 11 Absolute und relative Bewertungen der Schraubenposition in Bezug zum Neuroforamen

9. Abkürzungsverzeichnis

%	Prozent
a.-p.	anterior-posterior bzw. antero-posterior
BMI	body mass index
BWS	Brustwirbelsäule
calc_ED	Berechnete Effektivdosis
CD	Compact Disc
CT	Computertomographie bzw. Computertomogramm
Dr.	Doktor
ED	Effektivdosis
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
Gy	Gray
KI	Konfidenzintervall
L	Lendenwirbel
LWS	Lendenwirbelsäule
mGy	mGray bzw. Milligray
mm	Millimeter
MPR	Multiplanare Rekonstruktion
MRT	Magnetresonanztomographie bzw. Magnetresonanztomogramm
MSCT	multi-slice computed tomography bzw. Mehrschicht-Computertomographie bzw. Mehrschicht-Computertomogramm
mSv	Millisievert
n	Zahl
ob.	oberer, obere, oberes
p	Signifikanz
PD	Privatdozent
QQ-Plot	Quantil-Quantil-Plot
s.o.	siehe oben

s.u.	siehe unten
SA	Standardabweichung
Sign.	Signifikanz
SPSS	Statistical Package for Social Sciences
SSCT	single-slice computed tomography
StrlSchV	Strahlenschutzverordnung
Sv	Sievert
t	Zeit bzw. Messzeit
T	Thoraxwirbel bzw. Brustwirbel
Tab.	Tabelle
TV	Tischvorschub
u.a.	unter anderem
UKE	Universitätsklinik Hamburg Eppendorf
unt.	unterer, untere, unteres
vgl.	vergleiche

10. Curriculum vitae

Entfällt aus datenschutzrechtlichen Gründen

11. Danksagungen

Alleine wäre diese Arbeit nicht zu verwirklichen gewesen, so dass ich viele Helfer an meiner Seite hatte, die mich mit Rat und Tat unterstützten. Allen Beteiligten sei an hier herzlichst gedankt. Im Falle, dass ich die eine oder den anderen vergessen haben sollte, bitte ich um Nachsicht.

- Herrn PD Dr. Jörn Lorenzen aus dem Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie am UKE für die Überlassung des Themas und der Begleitung durch diese Arbeit.
- Herrn Prof. Gerhard Adam aus dem Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie am UKE für die Bereitstellung der Infrastruktur seines Instituts.
- Herrn Dr. Martin Lorenzen aus dem Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie am UKE für die intiale Betreuung dieser Arbeit.
- Den Probanden, die sich posthum in den Dienst der Wissenschaft gestellt haben bzw. deren Angehörige, die sich zu deren Freigabe entschlossen haben.
- Herrn Dr. Christian Braun und Herrn Dr. Lars Österhelweg aus dem Institut für Rechtsmedizin Hamburg, die sich unermüdlich für die Bereitstellung von Probanden bemühten und mich stets auf dem Laufenden hielten.
- Dem Team der Präparatoren aus dem Institut für Rechtsmedizin Hamburg, die mir die Technik der Präparation und der Entnahmetechnik beibrachten.
- Herrn PD Dr. Ralph Kothe und Herrn Dr. Lothar Wiesner aus der Orthopädischen Klinik am UKE für das Einbringen des Osteosynthesematerials.
- Den medizinisch-technischen Radiologieassistentinnen und -assistenten für die Durchführung der konventionell-radiologischen Bilder und Herrn Steve Meusel, der die CTs anfertigte.

- Herrn Prof. Dr. Karl Wegscheider aus dem Institut für Medizinische Biometrie und Informatik am UKE für die statistische Auswertung sowie Herrn PD Dr. Philipp Begemann aus dem Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie am UKE für die weiteren Berechnungen.
- Meiner Mutter Dr. Christine Borrmann und meinem Vater Axel Borrmann, die immer für mich da waren und deren Meinung mir immer wichtig ist.
- Meiner Frau Franziska und unserem Sohn Felix Arthur, ohne die ein Leben unvorstellbar wäre und die mir immer Verständnis und Rückhalt gegeben haben.

12. Eidesstattliche Erklärung

Ich versichere hiermit, dass ich die Arbeit selbständig und ohne Hilfe Dritter verfasst, dass andere als die erwähnten Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt wurden und die aus den benutzten Werken zitierten bzw. entlehnten Stellen einzeln nach Ausgabe, Band und Seite des Werkes kenntlich gemacht habe.

Außerdem versichere ich, dass ich die Dissertation bislang keinem anderen Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderorts um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Unterschrift: _____