

**Aus dem Institut für Klinische Radiologie
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. Dr. h.c. Maximilian Reiser**

**Zur Qualität axialer und sagittaler Computertomographie-Aufnahmen der
Lendenwirbelsäule**

**Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München**

vorgelegt von

Peter Hölzel

aus

Ulm

2007

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter:

Prof. Dr. med. A. Stähler

Mitberichterstatter:

Priv. Doz. Dr. Th. Pfluger

Dekan:

Prof. Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung:

06.12.2007

	Seite
Inhaltsverzeichnis	1
Verzeichnis der Abbildungen und Tabellen	4
Abkürzungen	6
1. Einleitung	7
1.1 Einführung in das Thema	7
1.2 Zur Computertomographie	8
1.3 Medizinische Grundlagen	13
1.3.1 Anatomie der Wirbelsäule	14
1.3.2 Anatomie der Lendenwirbelsäule	15
1.3.3 Der Lendenwirbel	15
1.3.4 Die Bandscheibe	16
1.3.5 Die wichtigsten Bandstrukturen	18
1.3.6 Die ansetzende Muskulatur im Bereich der Lendenwirbelsäule	18
1.3.7 Rückenmark, Spiralnerv und Neuroforamen	19
1.4 Rückenschmerzen und Erkrankungen der Wirbelsäule	19
1.4.1 Morbus Bastrup	21
1.4.2 Morbus Forestier	22
1.4.3 Morbus Bechterew	23
1.4.4 Bandscheibenvorfall	23
1.4.5 Spinalkanalstenose	25
1.4.6 Spondylolyse und Spondylolisthesis	26
1.4.7 Spondylitis und Spondylodiszitis	27
1.4.8 Metastasen und andere maligne Erkrankungen der Wirbelsäule	27
1.4.9 Osteoporose	29
1.4.10 Wirbelsäulenverletzungen, Wirbelsäulenfrakturen	29
1.5 Strahlenexposition und Strahlenrisiken	30
1.6 Fragestellung der Arbeit	34
2. Patienten und Methoden	35
2.1 Auswahl der Patienten	35
2.2 Mehrschicht-Computertomographie (MSCT)	35
2.3 Bewertungskriterien	36

2.4	Auswertungsstrategie	37
2.5	Statistik	38
3.	Ergebnisse	42
3.1	Die untersuchte Patientenkohorte	42
3.2	Artefakte in der Bildgebung	43
3.3	Abgrenzung des Nucleus pulposus gegen den Anulus fibrosus	44
3.4	Abgrenzung der Bandscheibe gegen die Nervenwurzel	45
3.5	Abgrenzung der Bandscheibe gegen den Durasack	45
3.6	Abgrenzung der Bandscheibe zu Weichteilstrukturen	46
3.7	Beurteilbarkeit der Bandscheibenhöhe	47
3.8	Beurteilung der Bandscheibenhöhe	47
3.9	Beurteilbarkeit der Bandscheibenform	48
3.10	Beurteilung der Bandscheibenform im Hinblick auf eine Protrusion	49
3.11	Abgrenzung des epiduralen Fettes gegen den Durasack	50
3.12	Abgrenzung der Ligamenta flava gegen den Durasack	51
3.13	Beurteilbarkeit der Dicke der Ligamenta flava	51
3.14	Beurteilbarkeit der Wirbelgelenke	52
3.15	Beurteilung der Degeneration der Wirbelgelenke	52
3.16	Beurteilbarkeit des Wirbelkörpers	53
3.17	Beurteilbarkeit des Wirbelbogens	54
3.18	Beurteilbarkeit des Processus spinosus	55
3.19	Beurteilbarkeit der Weite des Spinalkanals	55
3.20	Beurteilung der Weite des Spinalkanales	56
3.21	Beurteilbarkeit des linken Neuroforamens	57
3.22	Beurteilung des Fettgewebes im linken Neuroforamen	57
3.23	Beurteilung der Lage des Spinalnervs im linken Neuroforamen	58
3.24	Vergleich der Bewertung von Fettgewebe und der Lage des Spinalnerven im linken Neuroforamen	60
3.25	Beurteilbarkeit des linken Recessus	60
3.26	Beurteilung der Weite des linken Recessus	61
3.27	Zusammenstellung der Einzelergebnisse	62

4.	Diskussion	65
4.1	Zur Methodik der Arbeit	65
4.2	Zum Übereinstimmungsmaß kappa	67
4.3	Zu den Ergebnissen	68
4.3.1	Bandscheibe	68
4.3.2	Abgrenzung epidurales Fett und Ligg. flava	70
4.3.3	Knöchernen Strukturen	71
4.3.4	Weite Spinalkanal	72
4.3.5	Diskussion Neuroforamen	73
4.4	Zur Strahlenexposition	74
4.4.1	Zur steigenden Zahl der CT-Untersuchungen	74
4.4.2	Optimierung durch Qualität	76
4.4.3	Reduktion der Strahlenexposition	76
4.5	Ausblick	77
5.	Zusammenfassung	80
6.	Anhang	82
7.	Literaturverzeichnis	88
	Erklärung - Danksagung	94
	Lebenslauf	95

Verzeichnis der Abbildungen und Tabellen

	Einleitung	
Abb. 1.1	Beispiel eines Adaptive Array Detektors mit einer 4x1mm Kollimation	9
Abb. 1.2	Prinzip eines Spiral-CT	10
Abb. 1.3	Partialvolumeneffekt	11
Abb. 1.4	Lendenwirbel (LWK III) von kranial	16
Abb. 1.5	Halbschematische Darstellung der Wirbelverbindungen anhand von Mediansagittalschnitten: Lumbales Bewegungssegment (2./3. Lendenwirbel)	17
Abb. 1.6	Zum Vergleich die Darstellung in der Computertomographie, man beachte insbes. Das Froamen venae basivertebrales	17
Abb. 1.7	Foramina intervertebralia der Lendenwirbelsäule	19
Tab. 1.8	Arbeitsunfähigkeitstage zu häufigen Diagnosegruppen im Jahr 2003	20
Tab. 1.9	Differentialdiagnosen des lumbalen Bandscheibenprolaps	21
Abb. 1.10	Morbus Bastrup in sagittaler und axialer Rekonstruktionsebene	22
Abb. 1.11	Morbus Forestier in sagittaler und axialer Rekonstruktionsebene	23
Abb. 1.12	Bandscheibenprolaps in sagittaler und axialer Rekonstruktionsebene	24
Abb. 1.13	Hochgradige Spinalkanalstenose in sagittaler und axialer Rekonstruktionsebene	26
Abb. 1.14	Fortgeschrittene Spondylolisthesis °II bis °III. in sagittaler und axialer Sicht	27
Abb. 1.15	Metastase im Wirbelkörper mit Einbruch in die Bandscheibe	29
Abb. 1.16	Fraktur des LWK 3 in sagittaler und axialer Rekonstruktionsebene	31
Tab. 1.17	mittlere effektive Dosis zu klassischen Röntgenaufnahmen und Computertomogrammen	35
Abb. 1.18	Prozentualer Anteil der Röntgen-Untersuchungen an der Häufigkeit und an der kollektiven effektiven Dosis in Deutschland für das Jahr 2001	36
	Patienten und Methodik	
Abb. 2.1	Siemens Vier-Zeilen Mehrschicht -CT-Gerät (Volume Zoom SOMATOM plus 4) und zugehörige Leistungsdaten	37
Tab. 2.2	Tabellarische und graphische Darstellung der Bewertungen der beiden Befunder	40
Tab. 2.3	Bewertungen der beiden Befunder für die sagittale Rekonstruktionsebene zum Beispiel der Tab.2.2	41
Tab. 2.4	Bewertungen der beiden Befunder für die Berechnung der Übereinstimmung	42
Tab. 2.5	Bezeichnungen zur Qualität der Übereinstimmung in Abhängigkeit von <i>kappa</i> .	42
Tab. 2.6	Vergleich der Bewertung eines Befunders in axialer und sagittaler Rekonstruktionsebene.	43

Ergebnisse

Tab. 3.1	Charakteristika der 22 untersuchten Patienten mit 62 Zwischenwirbelräumen.	44
Abb. 3.2	Beispiel für Streifenartefakte	45
Abb. 3.3	Abgrenzung Nucleus pulposus gegen Anulus fibrosus.	47
Abb. 3.4	Abgrenzung Bandscheibe gegen Nervenwurzel	47
Abb. 3.5	Abgrenzung Bandscheibe gegen Durasack	48
Abb. 3.6	Abgrenzung Bandscheibe gegen Weichteilstrukturen	48
Abb. 3.7	Beurteilbarkeit der Bandscheibenhöhe	49
Abb. 3.8	Beurteilung der Bandscheibenhöhe	50
Abb. 3.9	Beurteilbarkeit der Bandscheibenform	50
Abb. 3.10a	Beurteilung der Bandscheibenform im Hinblick auf eine Protrusion im Gesamten	51
Abb. 3.10b	Beurteilung der Bandscheibenform im Hinblick auf eine Protrusion für Befunder 1	51
Abb. 3.10c	Beurteilung der Bandscheibenform im Hinblick auf eine Protrusion für Befunder 2	52
Abb. 3.11	Abgrenzung des epiduralen Fettes gegen den Durasack	52
Abb. 3.12	Abgrenzung der Ligg. flava gegen den Durasack	53
Abb. 3.13	Beurteilbarkeit der Dicke der Ligg. flava	54
Abb. 3.14	Beurteilbarkeit der Wirbelgelenke	54
Abb. 3.15	Beurteilung der Degeneration der Wirbelgelenke	55
Tab. 3.16	Beurteilung der Degeneration der Wirbelgelenke in axialer und sagittaler Sicht getrennt für die beiden Befunder	55
Abb. 3.17	Beurteilbarkeit des Wirbelkörpers	56
Abb. 3.18	Beurteilbarkeit des Wirbelbogens	56
Abb. 3.19	Beurteilbarkeit des Processus Spinosus	57
Abb. 3.20	Beurteilbarkeit der Weite des Spinalkanales	57
Abb. 3.21	Beurteilung der Weite des Spinalkanales	58
Abb. 3.22	Beurteilbarkeit des linken Neuroforamens	59
Abb. 3.23	Beurteilung des Fettgewebes im linken Neuroforamen	60
Tab. 3.24	Beurteilung des Fettgewebes im linken Neuroforamen durch die beiden Befunder im Vergleich	60
Abb. 3.25	Beurteilung der Lage des Spinalnervs im linken Neuroforamen	61

Tab. 3.26	Beurteilung der Lage des Spinalnervs im linken Neuroforamen der beiden Befunder im Vergleich	61
Abb. 3.27	Beurteilbarkeit des linken Recessus	62
Abb. 3.28	Beurteilung der Weite des linken Recessus	63
Tab. 3.29	Beurteilung der Weite des linken Recessus im Vergleich der Befunder	63
Tab. 3.30	Zusammenstellung der qualitativen Beurteilungen der Abgrenzungen	64
Tab. 3.31	Zusammenstellung der quantitativen Bewertungen	65
Tab. 4.1	Bewertung der Beurteilbarkeit der Dicke der Ligg. flava durch die beiden Befunder	73
Anhang		
Tab. A1	Bewertungsbogen: Dokumentation zur Bewertung axialer und sagittaler Rekonstruktionen von MSCT-Bildern der Lendenwirbelsäule	86
Abb. A2	Berstungsfraktur von LWK 3 in der schräg axialen Rekonstruktionsebene	87
Abb. A3	Fraktur der Vorseite in sagittaler Rekonstruktionsebene	88
Abb. A4	Medialer Bandscheibenvorfall mit Sequester und kleiner knöcherner Absprengung in schräg axialer Rekonstruktionsebene.	89
Abb. A5	Vorseite in der sagittalen Rekonstruktionsebene.	90
Abb. A6	Leitlinienalgorithmus zur Abklärung eines lumbalen Bandscheibenprolaps	91

Abkürzungen

AWMF	Arbeitsgemeinschaft wissenschaftlich medizinischer Fachgesellschaften
BfS	Bundesamt für Strahlenschutz
CT	Computertomographie steht wie im normalen Sprachgebrauch kontextabhängig für das Gerät, hier insbesondere den Spiral-Computertomographen als auch für die Untersuchung und das Ergebnis, die erzeugten Bilder
ICD-10	Internationale Klassifikation der Krankheiten und verwandter Gesundheitsprobleme (10. Revision der WHO)
MDCT	Multidetektor-Computertomographie
MSCT	Mehrschicht-Spiral-Computertomographie
MPR	multiplanare Rekonstruktion
MRT	Magnetresonanztomographie
PET/CT	Kombination von Positronenemissionstomographen und Computertomographen
RE	Rekonstruktionsebene
W/C	Width/Center
WHO	Weltgesundheitsorganisation
ZWR	Zwischenwirbelraum

1. Einleitung

1.1 Einführung in das Thema

Seit über 30 Jahren hat sich die Computertomographie im klinischen Alltag bewährt. Der stete Fortschritt sowohl im technischen Bereich der Geräte als auch in der Datenverarbeitung ermöglichte immer neue Anwendungen. Mit den Mehrschicht-Spiral-Computertomographen (MSCT) ist man heute in der Lage, den gesamten Patienten in weniger als einer Minute abzubilden (Herzog 2004). Volumenaquisitionen der Lunge, EKG gesteuerte Darstellung der Herzkranzgefäße, der virtuelle Flug durch den Darm oder das Bronchialsystem mit Hilfe von dreidimensionalen Rekonstruktionen sind weitere neue Möglichkeiten der MSCT. Auch die virtuelle Endoskopie wird bereits durchgeführt.

Was bringen diese neuen Möglichkeiten für die CT-Diagnostik von Wirbelsäulenerkrankungen? Die moderne Radiologie kennt neben der konventionellen Röntgenaufnahme zwei Schnittbildverfahren: die Magnetresonanztomographie (MRT) und die Computertomographie (CT). Die Vorteile der MRT liegen in einer besseren Darstellung der Weichteile und der Flüssigkeiten, insbesondere von Flüssigkeitsansammlungen bei Entzündungen oder Verletzungen. Die MRT kommt ohne Röntgenstrahlung aus und bis jetzt sind keine schädigenden Langzeitwirkungen durch die verwendeten Magnetfelder und die Hochfrequenzenergie bekannt (Kanal 1992, Rodegerdts 1998). Dagegen liefert die Computertomographie eine genauere Darstellung der Knochen (Mahnken 2002). Zusätzlich ist die Untersuchungsdauer bei einer CT wesentlich kürzer, daher ist sie in der Notfalldiagnostik unersetzlich.

Ein weiterer Vorteil der MRT war bislang die Untersuchung in verschiedenen Ebenen. Bei den neuen MSCT hat sich die Auflösung soweit erhöht, dass die Volumenelemente annähernd Würfelform erreichen. Somit sind dreidimensionale Darstellungen und Schnittbilder in jeder beliebigen Ebene und mit unterschiedlichen Kontrasten und Grauwerten, so genannte multiplanare Rekonstruktionen (MPR), möglich. Bilderserien in mehreren Ebenen kann man so aus einem Datensatz, also aus einer einzigen Untersuchung errechnen, der die Situation im Patienten zum Messzeitpunkt darstellt. Im MRT ist für jede Bilderserie dagegen eine neue

Untersuchung nötig. Sind die mit den MSCT jetzt möglichen sagittalen Bilder mit den axialen vergleichbar, sind sie eine sinnvolle Ergänzung oder ein Informationsgewinn für eine qualitativ hochwertige Befundung, ist das Thema dieser Arbeit. Im Folgenden wird zuerst auf die Prinzipien der Computertomographie, die anatomischen Grundlagen und auf ausgewählte Erkrankungen der Wirbelsäule eingegangen, die sich radiologisch darstellen lassen. Auch die mit dem CT verbundene Strahlenexposition wird kurz angesprochen. Es folgen die Kapitel mit der Methodik der Arbeit, den Ergebnissen und ihrer Diskussion.

1.2 Zur Computertomographie

Die Computertomographie ist eine Untersuchungstechnik, die mit Hilfe von Röntgenstrahlen und der Aufarbeitung der von Detektoren aufgenommenen Signale errechnete Schichtbilder liefert. Einige wichtige Aspekte seien kurz skizziert, die zum Teil weit ausführlicher in der Literatur dargestellt sind (Kauffmann 2001, Galanski 1998, Loewenhardt 2006). Die Entwicklung begann in den 60er Jahren mit theoretischen Überlegungen. Allan M. Cormack entwickelte zunächst eine Theorie zur Berechnung von Querschnittsbildern aus Röntgenaufnahmen. Godfrey N. Hounsfield entwickelte unabhängig davon ein Verfahren zur direkten Darstellung von Weichteilstrukturen des Körpers mit Hilfe von Röntgenstrahlen und konstruierte 1972 den ersten Computertomographen (Hounsfield 1973). G. N. Hounsfield und A. M. Cormack wurden für diese ihre Arbeiten 1979 zusammen mit dem Nobelpreis für Medizin ausgezeichnet.

Anfänglich lag die Akquisitionszeit für eine Schicht bei 5 Minuten. Dadurch war die Untersuchung sehr anfällig für Bewegungsartefakte, die z.B. durch Atembewegungen entstehen. So war die bevorzugte untersuchte Körperregion der Kopf. Durch Verbesserungen sowohl in der Geräte- als auch in der Computertechnik konnte die Zeit in den Sekundenbereich gesenkt werden. Die Computertomographie etablierte sich als gängige Untersuchungstechnik für verschiedenste Fragestellungen in den Kliniken. Eine weitere Verbesserung erfolgte mit der Entwicklung des Spiral-CTs, welches Patientenbewegung und Röhrenrotation kontinuierlich verbindet und dessen Weiterentwicklung zum Mehrschicht-Computertomographen. Die dieser Arbeit zugrunde liegenden Untersuchungen wurden an einem solchem Gerät durchgeführt. Diese Spiral-Technik sei im nachfolgenden kurz skizziert.

Die wichtigste Komponente des CTs ist die Scannereinheit (Gantry). In ihr rotieren die Röntgenstrahlenquelle, das Blendensystem (die Kollimatoren) und die Detektoren mit dem zugehörigen Datenakquisitionssystem, welches die Detektorsignale digitalisiert. Bei einem Mehrschicht-CT liegen mehrere Detektorreihen parallel nebeneinander, die je nach Anforderung einzeln oder als Gruppen zusammengefasst arbeiten können. Der Röntgenstrahl wird dann jeweils nach Bedarf eingeblendet, d.h. es wird nicht bei jeder Kollimation der komplette Detektor genutzt, da der Rechner nur eine feste maximale Zahl von parallelen Schichten berechnen kann. Dabei werden zur Zeit zwei Detektorsysteme unterschieden: der „Fixed Array“ Detektor, bei dem die Detektorreihen alle die gleiche Breite haben und der „Adaptive Array“ Detektor, bei dem die Breite der Detektorreihen symmetrisch, nach außen hin zunimmt (Abb. 1.1). Über einen adaptiven Array verfügt auch das CT-Gerät, an dem die dieser Arbeit zugrunde liegenden Untersuchungen durchgeführt wurden. Durch Einblenden des Röntgenstrahlbündels auf einen Teilbereich des Detektorsystems und/oder Zusammenschalten mehrerer Detektorreihen können die verschiedenen Kollimationen eingestellt werden. Zum Beispiel wird für das größte Auflösungsvermögen, bei der 2x0.5 mm Kollimation, ein 1 mm breiter Röntgenstrahl auf die Mitte der Detektoreinheit gelenkt. Die beiden 1 mm Detektoren in der Mitte des Array werden nur zur Hälfte belichtet. Bei dem anderen Extrem der 4x5 mm Kollimation deckt das Röntgenstrahlbündel den kompletten Detektor ab, wobei die schmälere Detektoren in der Mitte zu jeweils 2 5mm breiten Detektoren zusammengefasst werden.

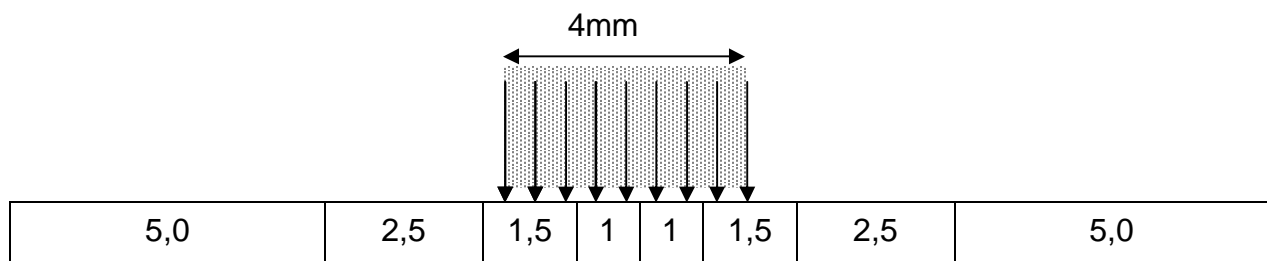


Abb. 1.1. Beispiel eines Adaptive Array Detektors mit einer 4x1mm Kollimation. Die Untersuchungen, die dieser Arbeit zugrunde liegen, wurden mit dieser Einstellung durchgeführt.

Um eine kontinuierliche Rotation zu gewährleisten, muss die Stromversorgung kabellos erfolgen. Dies geschieht über eine so genannte Schleifringverbindung. Der Dauerbetrieb stellt enorme Anforderungen an Material und Kühlsystem. Nicht zuletzt müssen die gewonnenen Daten aufgezeichnet werden. Pro Schicht, die in weniger als einer Sekunde erfasst wird, fallen 4MB Daten an, die auch in diesem Zeitraum gespeichert werden müssen. Während der Untersuchung wird der Patient auf der Untersuchungsliege langsam mit konstanter Geschwindigkeit durch die Gantry geschoben. Vom Patienten aus gesehen wird er von der Strahlenquelle in einer Spirale umkreist (Abb. 1.2). Das MSCT erfasst mehrere ineinander verzahnte Spiralen.

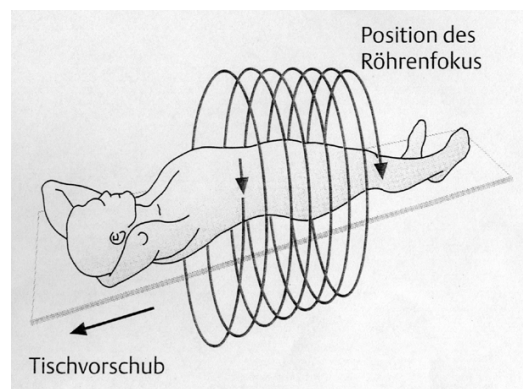


Abb. 1.2: Prinzip eines Spiral-CT
(aus Galanski M, Prokop M (Hrsg): Ganzkörper-Computertomographie. 1998, Seite 12)

Bei der Untersuchung spielen die folgenden Parameter eine wichtige Rolle: die Kollimatorweite, d.h. die (Schicht-)Dicke des Strahlenbündels in Richtung des Tischvorschubs (mm) und die Zahl der unabhängigen Detektorreihen, die im Strahlenfokus liegen, der Vorschub der Untersuchungsliege (mm/sec), die Rotationsgeschwindigkeit der Gantry (1/sec). Diese Kenngrößen werden in einer dimensionslosen Zahl, dem Pitchfaktor P zusammengefasst, welcher den Vorschub pro Gantryumdrehung als ein Vielfaches der Kollimatorweite angibt $P = \text{Vorschub pro Rotation} \times \text{Zahl der Detektorreihen/Kollimatorweite}$ angibt. In der Regel liegt der Wert P zwischen 1 und 2. Für hoch auflösende Darstellungen von Knochen und Muskulatur wird in der Literatur ein Pitch von 0,7-1 empfohlen (Buckwalter 2001, Watura 2004). Ein weiterer Parameter ist das Rekonstruktionsinkrement. Es gibt an, in welchem Abstand die Schnitte berechnet werden. Hier liegt ein großer Vorteil der Spiraltechnik. Es können überlappende Schnittbilder ohne doppelte Durchleuchtung des untersuchten Abschnittes rekonstruiert werden. Kleine Strukturen können, wenn

sie durch die Schnitte geteilt werden, durch den Partialvolumeneffekt (Abb.1.3) verschwimmen oder nicht dargestellt werden. In so einem Fall werden sie aber von der überlappenden Schicht voll erfasst.

Der Weg vom Röntgenstrahl bis zum fertigen Bild auf dem Monitor ist sowohl technisch als auch mathematisch anspruchsvoll. Einige wichtige Probleme und Schlüsselbegriffe seien kurz angesprochen. Bei der Bildkonstruktion wird jedem Bildpunkt (Pixel) ein CT-Wert zugeordnet, der u.a. von Röntgenschwächung abhängig ist. Um die Abhängigkeit von der Strahlungsenergie zu verringern, setzte Hounsfield die Werte in Relation zur Abschwächung der Strahlen durch Wasser. Die Einheit ist nach ihm benannt. Die Skala beginnt bei -1000 für Luft, der Nullpunkt ist für Wasser definiert. Nach oben ist die Skala offen. Auf dem Monitor wird der Wert als Graustufe dargestellt. Man beginnt am unteren Ende der Skala mit Schwarz. Da das menschliche Auge nur eine begrenzte Anzahl von maximal 100 Grautönen unterscheiden kann, ist es wichtig, die Kontrastdarstellung mit dem so genannten Fenster/Window auf einen Teil der Skala zu beschränken, je nach untersuchtem Organ und Fragestellung. Es wird durch die Fenstermitte/Center und die Breite/Width charakterisiert. Alle oberhalb dieser Grenze liegende Pixel werden weiß, alle unterhalb liegenden schwarz abgebildet. Es gibt standardisierte Einstellungen z.B. für Weichteile, Knochen, Lunge oder Leber.

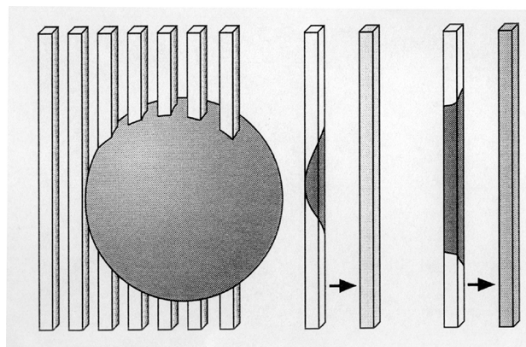


Abb. 1.3: Partialvolumeneffekt

(aus Galanski M, Prokop M (Hrsg): Ganzkörper-Computertomographie. 1998, Seite 10)

Hinter jedem Bildpunkt steht ein Volumenelement (Voxel). In Abhängigkeit von der Kollimation kann die Ausdehnung in z-Richtung, also aus der Betrachtenebene heraus, wesentlich größer als in x- oder y-Richtung sein. So kommt es zu einem

Summationseffekt der angeschnittenen Strukturen, dem Partialvolumeneffekt (Abb.1.3).

Aus den Rohdaten wird über einen Algorithmus das am Monitor sichtbare Bild rekonstruiert. Diesen Rekonstruktionsalgorithmus nennt man Faltungskern oder Kernal. Dabei ergibt sich das Problem, dass eine hohe Ortsauflösung zu Lasten des Kontrastes geht und umgekehrt. Für die Praxis bedeutet das, dass man den Algorithmus nach der Fragestellung wählt. So steht bei der Abgrenzung von Fremdgewebe im Weichteil (z.B. Lebermetastasen) der Kontrast im Vordergrund. Zur Feststellung eines Haarrisses im Knochen braucht man dagegen eine maximale Ortsauflösung.

Bei der Spiraltechnik gibt es zusätzlich ein mathematisch-technisches Problem: die Bewegung der Untersuchungs-liege. Das bedeutet, dass sich mit jeder Bewegung der Strahlenquelle auch die eigentliche Schnittebene verschoben hat. Da man aber Geschwindigkeit und Richtung der Bewegung kennt, ist es möglich die Werte zu interpolieren. Interessant ist dabei folgende Überlegung. Die Abschwächung der Röntgenstrahlen ist unabhängig von der Richtung. Wenn sich die Röntgenröhre in gegenüberliegender Position nach einer Drehung um 180° befindet, werden die gleichen Werte gemessen. So entsteht die „virtuelle Spirale“. Dies führt zu einer Verbesserung der Auflösung und/oder Verkürzung der Scanzeit.

Multiplanare Rekonstruktionen sind Schnittbilder in beliebiger Richtung. Sie werden aus den axialen Bilddaten erzeugt. Die Qualität dieser Bilder hängt von der Auflösung in z-Richtung, dem Tischvorschub, ab. Je näher das Voxel einem Würfel kommt, desto besser ist die Qualität. Bei einer 4×1 mm Kollimation hat ein Voxel die Ausmaße $0,5 \times 0,5 \times 1,0$ mm. Bei den frühen Geräten lag die minimale Ausdehnung in z-Richtung noch bei ca. 15mm (Faerber 1979, Lee 1978). Auch hier gilt, dass eine zu hohe Ortsauflösung Bildrauschen mit sich bringt, da dann die Grauwerte benachbarter Pixel stärker differieren. Umgekehrt führt eine zu große Schichtdicke wiederum zu Partialvolumeneffekten wodurch kleinere Strukturen unsichtbar werden können. Insgesamt werden deshalb CT-Bilder mit der Schichtdicke, dem Kernal (z.B. B20) und den Fenstercharakteristika (z.B. W/C 350/50) beschrieben.

Eine schnellere Scanzeit wirkt sich auch positiv auf den Verbrauch von intravenösem jodhaltigem Kontrastmittel aus, wenn diese benötigt werden. Es wird weniger verbraucht, weil die darzustellenden Organe und Gefäße für einen kürzeren Zeitraum von kontrastmittelhaltigem Blut durchströmt werden müssen. Bei der Untersuchung der Lendenwirbelsäule wird kein intravenöses Kontrastmittel benötigt. Der Knochen bildet nativ einen guten Kontrast zum umgebenden Gewebe. Die Bandscheiben und Bandstrukturen sind zudem nicht durchblutet, so dass sie sich durch Kontrastmittelgabe nicht besser voneinander abgrenzen lassen.

Die Dosis bei der Spiraltechnik hängt vom Pitch ab. Bei einem Pitch über eins nimmt die Dosis kontinuierlich ab, unter eins zu, weil Gewebe bei der folgenden Rotation wieder exponiert wird. Weiter ist es möglich aus einem Rohdatensatz überlappende Schichten zu rekonstruierend ohne die Körperregion doppelt zu durchleuchten. Auch können aus den Rohdaten einer Untersuchung verschieden Bilderserien zu speziellen Fragestellungen oder dreidimensionale Darstellungen erzeugt werden. Bei angepasster Röhrenstrommodulation wird die Tatsache ausgenutzt, dass die Schwächung durch den Körper abhängig von der Position der Röntgenröhre ist und man deshalb nicht immer die volle Leistung benötigt. So lässt sich die Dosis um 20% bis 50% reduzieren (Hundt 2005, Herzog 2002).

1.3 Medizinische Grundlagen

1.3.1 Anatomie der Wirbelsäule

Zum besseren Verständnis der klinischen Fragestellungen, dem Stellenwert der bildgebenden Verfahren und den Erkrankungen der Wirbelsäule sei kurz deren Anatomie aufgezeigt (Benninghoff 2003). Die Wirbelsäule, Columna vertebralis, ist ein Gebilde aus knöchernen Wirbelkörpern, dazwischen liegenden Knorpelscheiben und bandartig ausgebildeten Bindegewebsstrukturen von verschiedener Elastizität. Neben der Bewegung und Belastung wird ihre Form entscheidend durch die Vielzahl der ansetzenden Muskeln bestimmt. Grundsätzlich ist aber, von der Seite betrachtet, immer die Form eines doppelten „S“ zu erkennen. Die Krümmung nach dorsal bezeichnet man als Brustkyphose, die nach ventral als Hals- bzw. Lendenlordose. Im Stand ist für die von vorne gesehene Wirbelsäule eine leichte Krümmung, Skoliose, im Brustbereich nach rechts, im Lendenbereich nach links, nicht untypisch. Diese bewegliche Form im Zusammenspiel mit den festen, beweglichen und elastischen

Elementen ermöglicht eine effektive Dämpfung. Eine absolut gerade und unelastische Wirbelsäule würde Stöße unvermindert an den Schädel weitergeben. Angemerkt sei, dass die Bandscheiben hauptsächlich der Beweglichkeit dienen und nicht wie Federelemente fungieren.

Eine weitere Funktion der Wirbelsäule ist der Schutz des Rückenmarks. Dieses wird von dem sich dem Wirbelkörper nach dorsal anschließenden Wirbelbogen umgeben. Dadurch, dass die Dornfortsätze leicht nach kaudal gerichtet sind, decken sie nach dorsal die Zwischenräume des Wirbelkanals ab. Bandstrukturen und Muskeln vervollständigen den Schutz. Um der wachsenden Last gerecht zu werden, nimmt die Größe der Wirbelkörper nach kaudal zu.

Man unterteilt die Wirbelsäule in fünf Abschnitte: Den Halsbereich mit sieben Wirbeln, gefolgt vom Brustbereich mit zwölf Wirbeln, die durch die Artikulation mit den Rippen gekennzeichnet sind, den fünf Wirbeln der Lendenwirbelsäule sowie das Os sacrum und das Os coccygis. Bei den beiden letztgenannten sind die Wirbelkörper miteinander verknöchert und Bandscheiben nur noch rudimentär angelegt. Allgemein kann man sagen, dass die Beweglichkeit im Halsbereich am größten ist. Die Rotationsfähigkeit um die eigene Achse der Lendenwirbelsäule ist weniger ausgeprägt als die der Brustwirbelsäule. Die Extensions- und Flexionsbewegungen sind bei der Lendenwirbelsäule dagegen erleichtert.

1.3.2 Anatomie der Lendenwirbelsäule

Die Lendenwirbelsäule umfasst in der Regel fünf Wirbel. Jedoch sind Normvarianten häufig zu beobachten. Die Lendenwirbelsäule ist nach ventral gekrümmt, man spricht von der Lendenlordose. Charakteristisch für den Menschen ist der starke Knick im Übergang zum Promontorium, dem anterioren Teil des Os sacrum. Dieser sogenannte Lumbosakralwinkel beträgt durchschnittlich 129° und variiert von 120° bis 164° (Benninghoff 2003). Gegenüber einer geraden Wirbelsäule ist hier die Beweglichkeit des Beckens gegenüber dem restlichen Rumpf wesentlich erleichtert. In Kombination mit der Federwirkung der starken Krümmung in diesem Bereich wird ein energiesparender aufrechter Gang ermöglicht. Es gibt Anthropologen, die der Meinung sind, dass dies einer der Selektionsvorteile des modernen Menschen gegenüber dem Neandertaler gewesen sei, als zum Ende der vorletzten Eiszeit die

meisten Großwildtiere ausstarben und die Menschen längere Wege zurücklegen mussten, um an ihre Nahrung zu gelangen. Die Lendenwirbelsäule ermöglicht Flexionsbewegungen von etwa 40°, in der Extension etwa 25°. Die Bewegungsfreiheit liegt sowohl in der Rotation als auch in der Seitenneigung bei ungefähr 20°; alles von einer gedachten Neutralstellung aus gesehen.

1.3.3 Der Lendenwirbel

Wie andere Knochen zeigt auch der Wirbelkörper, *Corpus vertebrae*, einen typischen Aufbau. Eine solide Knochenschicht, die Kortikalis, umgibt ein Geflecht aus Knochenbälkchen, die Spongiosa. Im Gegensatz zu anderen Knochen, wie z.B. die langen Röhrenknochen, die diese Fähigkeit im Laufe des Lebens verlieren, enthalten sie noch bis in das hohe Alter Zellen für die Blutbildung, das rote Knochenmark, *Medulla ossium rubra*. Die Deck- und Grundplatten der Lendenwirbelkörper sind typischerweise bohnenförmig (Abb. 1.4) ausgebildet. Während sie bei den ersten drei Lendenwirbeln noch annähernd parallel liegen, laufen sie speziell bei dem fünften nach dorsal keilförmig zu, um der starken

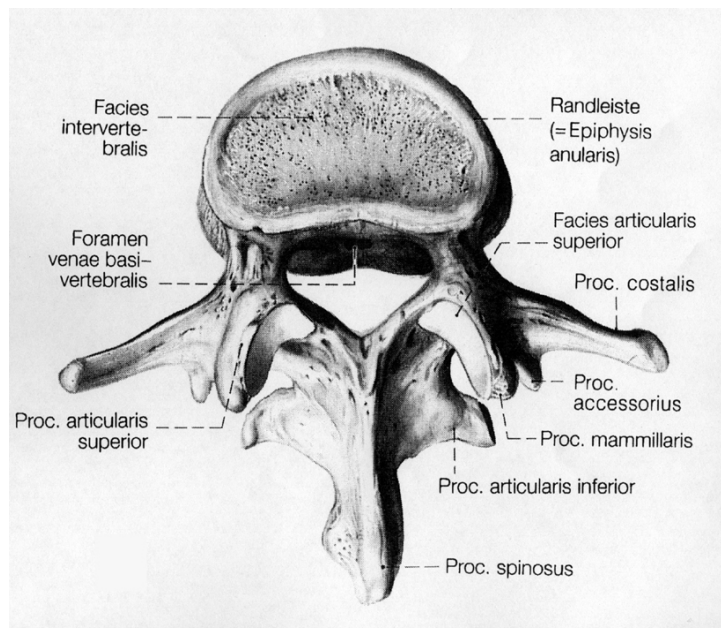


Abb.1.4: Lendenwirbel (LWK III) von kranial

(aus: Benninghoff A, Drenckhahn D: Anatomie Band 1. 2003, S.420)

Krümmung in diesem Bereich Rechnung zu tragen. Das Innere der Platten, umrandet von einem Knochenwulst, der Randleiste, wird von einer Schicht hyalinen Knorpels

bedeckt, genauso wie in einem herkömmlichen Gelenk. Die Wand des Wirbelkörpers hat eine Öffnung in Richtung des Wirbelkanals. Hier tritt die Vena basivertebralis aus. Dem Wirbelbogen, Arcus vertebrae, entspringen mehrere Fortsätze, nach dorsal der Proc. spinosus, zu beiden Seiten hin die Proc. costalis und nach kranial bzw. kaudal je zwei Proc. articulares superiores bzw. inferiores, welche die Gelenkverbindung zu dem oberen bzw. unteren Wirbel schaffen. Die Gelenkflächen liegen bei den Lendenwirbeln annähernd in der Sagittalebene. Dabei umfassen die Procc. articulares superiores des kaudal gelegenen Wirbels die Procc. articulares inferiores des kranial angrenzenden Wirbels.

1.3.4 Die Bandscheibe

Zwischen zwei Wirbelkörpern liegt die Bandscheibe, die auch Zwischenwirbelscheibe, Discus intervertebralis, genannt wird (Abb.1.5 - 1.6). Sie wölbt sich leicht über die gedachten Linien zwischen der Grund- und Bodenplatte der angrenzenden Wirbelkörper hinaus. In der Lendenwirbelsäule beträgt ihre Höhe etwa 30-40%

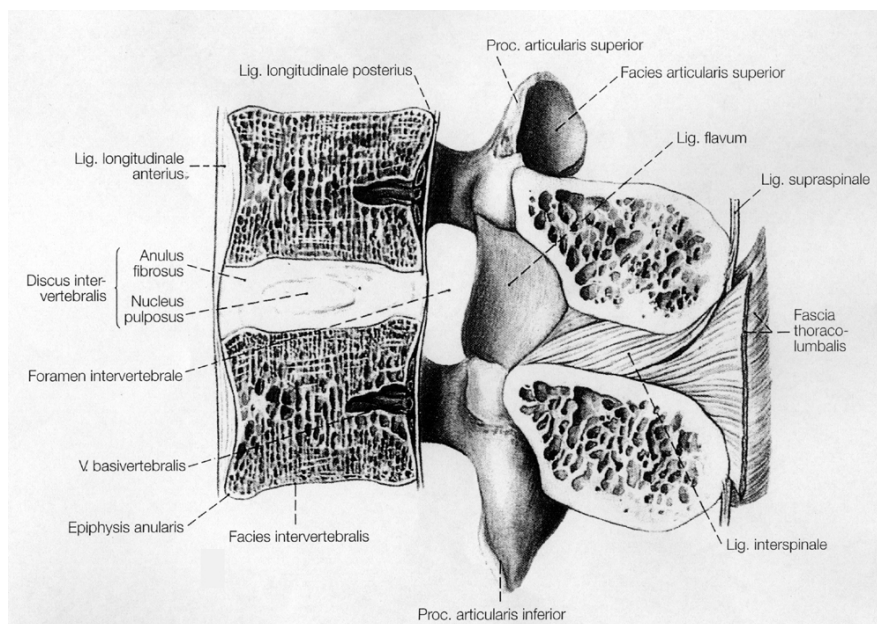


Abb.1.5: Halbschematische Darstellung der Wirbelverbindungen anhand von Mediansagittalschnitten: Lumbales Bewegungssegment (2./3. Lendenwirbel) (aus: Benninghoff A, Drenckhahn D: Anatomie Band 1, 2003, S. 427)

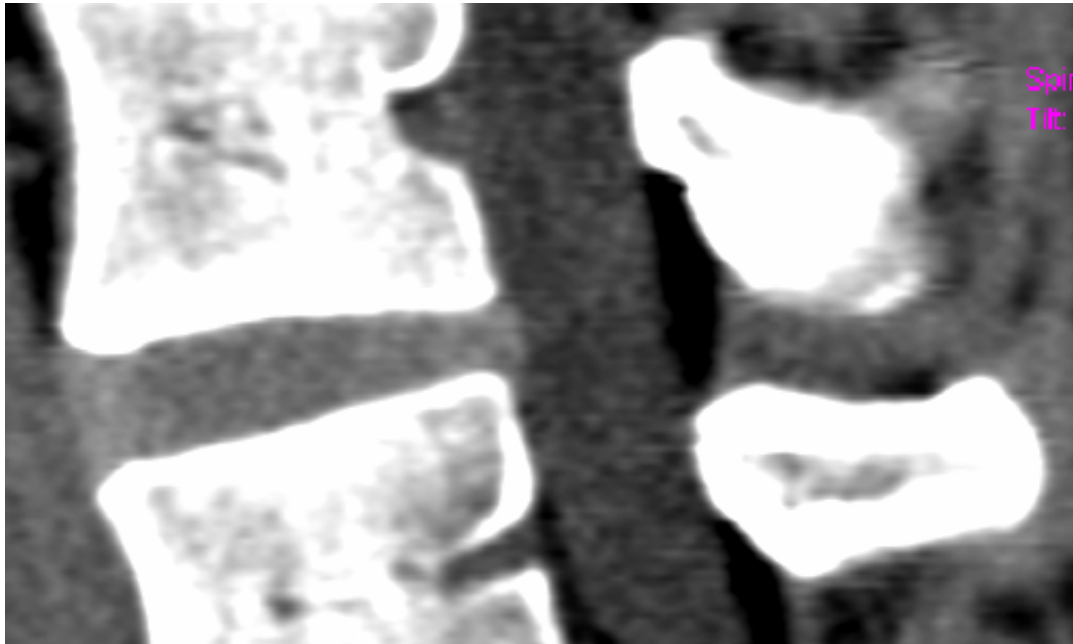


Abb. 1.6: Zum Vergleich die Darstellung in der Computertomographie, man beachte insbes. Das Foramen venae basivertebrales (Rekonstruktion mit 3mm Schicht, Kernal B20, Fenster W/C: 350/100)

des Wirbelkörpers. Sie verjüngen sich nach dorsal und tragen so maßgeblich zur Krümmung in diesem Bereich bei. Jeder Diskus intervertebralis besteht aus einem Gallertkern, dem Nucleus pulposus, umgeben von konzentrischen und sphärischen Fasermassen, Anulus fibrosis. Dabei überlappen sich die Faserlamellen maschendrahtartig. Je nach Lage sind sie in der knöchernen Randleiste, Apophysis anularis, des Wirbelkörpers verankert, oder sie gehen in die Knorpelschicht der Grund- und Deckplatten über. Ab dem zweiten Lebensjahr enthalten die Bandscheiben keine eigenen Blutgefäße mehr. Die Ernährung erfolgt durch Diffusion. Neben der ständigen Belastung ist dies ein Grund, warum man die Degeneration der Bandscheibe im Lauf des Lebens als physiologisch ansehen kann. Der Gallertkern selber ist nicht komprimierbar. Aber durch seine Verformbarkeit bietet er in jeder Position die größtmögliche Fläche senkrecht zur Achse des Wirbelkörpers für die Weiterleitung der Kräfte zwischen den Wirbeln. Einen Teil der Energie fängt der Anulus fibrosus auf. Im beschränkten Rahmen lässt die Bandscheibe ähnlich einem Kugelgelenk Bewegungen in allen Ebenen und auch Rotationen zu. Zugleich stellt sie sicher, dass sich die Last stets entlang der Achse der Wirbelsäule und auch über die einzelnen Wirbelkörper gleichmäßig verteilt.

1.3.5 Die wichtigsten Bandstrukturen

Das vordere Längsband, Ligamentum longitudinale anterius, liegt der Wirbelsäule ventral, das hintere Längsband, Ligamentum longitudinale posterius, dorsal an. Das vordere Längsband ist mit den Wirbelkörpern fest verwachsen, das hintere Längsband mit den Bandscheiben, die Bandscheiben werden daher vom vorderen Band nur überspannt. Die Längsbänder tragen einen Großteil zur Wirbelsäulenkrümmung bei. Entfernt man sie bei einem anatomischen Präparat, verliert die Wirbelsäule ihre Krümmung (Benninghoff 2003).

Der Raum zwischen den Wirbelbögen wird beidseits von den Ligg. flava überspannt. Der Name verweist auf den hohen Gehalt an elastischen Fasern, die den Bändern eine gelbliche Farbe verleihen. In der Neutralstellung stehen diese Bänder unter einer starken Vorspannung (1 bis 2kp), die dem Gewicht des Rumpfes entgegenwirkt, weil der Schwerpunkt ventral der Wirbelsäule liegt. Sie dienen somit der aufrechten Haltung und Entlastung der Rückenmuskulatur. An der Lendenwirbelsäule sind die Bänder am stärksten ausgeprägt. Die Dornfortsätze werden von den Ligg. intraspinalia und dem Lig. supraspinale ver- bzw. überspannt. Die Ligg. intertransversaria verspannen die Procc. transversii / costales bzw. die entsprechenden Procc. accessorii. Sie geben der Wirbelsäule Stabilität und Festigkeit. Weiter ist das Lig. iliolumbale zu erwähnen, welches vom Os ilium zum Proc. costalis des fünften Lendenwirbelkörper zieht.

1.3.6 Die ansetzende Muskulatur im Bereich der Lendenwirbelsäule

Ein Grossteil der an der Wirbelsäule angreifenden Muskeln wird als autochthone Rückenmuskulatur zusammengefasst. Es handelt sich hierbei um die zwei Muskelstränge zu beiden Seiten der Dornfortsätze. Die feinere Untergliederung erfolgt z. T. etwas willkürlich und soll hier nicht weiter vertieft werden. Ventral der Querfortsätze setzen im Bereich der Lendenwirbelsäule der M. quadratus lumborum an, der zum Beckenkamm zieht, und der M. psoas, der zum Oberschenkel zieht. Für die Bewegung spielt das Zusammenwirken und für die Form das Kräftegleichgewicht der meisten Muskeln der Bauchwand, des Brustkorbes und Kopfes eine Rolle. Erwähnt seien hier vor allem die „Bauchmuskeln“.

1.3.7 Rückenmark, Spinalnerv und Neuroforamen

Auf Höhe eines jeden Zwischenwirbelraums verlässt nach rechts und links je ein Nervenstrang, der sogenannte Spinalnerv, den Wirbelkanal. Da das Rückenmark beim Erwachsenen auf Höhe des 1ten bis 2ten Lendenwirbels endet, liegt der Ursprung der Spinalnerven weiter kranial als ihr Austritt aus dem Spinalkanal. Das sich nach kaudal anschließende Geflecht der Spinalnerven nennt man Cauda equina. Ummantelt wird das Rückenmark von dem Durasack. Er endet im Sakralbereich. Umgeben wird das Rückenmark vom Liquor.

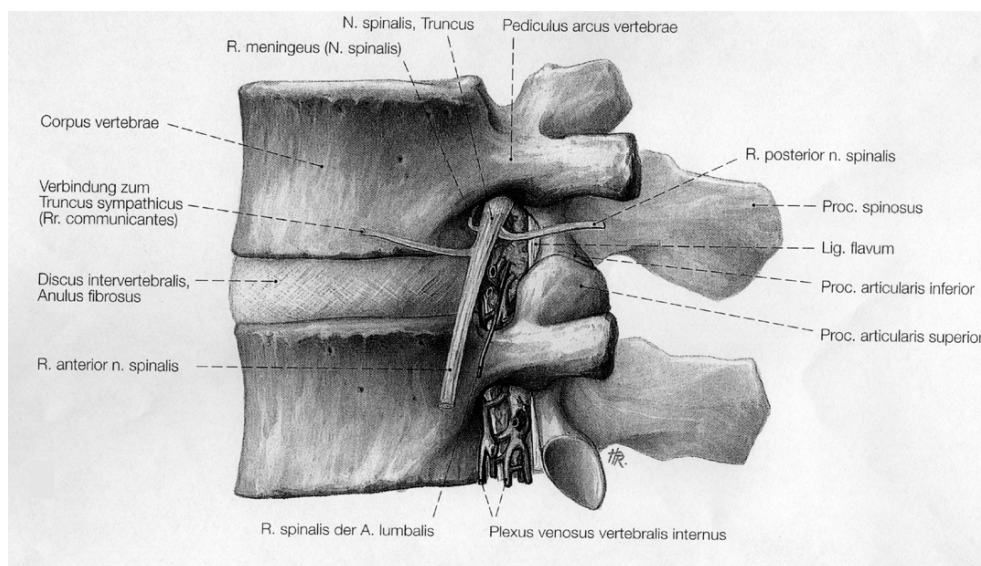


Abb.1.7: Foramina intervertebralia der Lendenwirbelsäule (aus: Benninghoff A, Drenckhahn D: Anatomie Band 1. 2003, S. 431)

Der Spinalnerv tritt durch jene Engstelle, das Neuroforamen, welches durch die Bandscheibe, die Wirbelbögen und Proc. articularis der angrenzenden Wirbelkörper und dem Lig. flavum begrenzt wird (Abb. 1.7). Ein Spinalnerv versorgt, überlappend mit den beiden benachbarten Spinalnerven, sensibel ein streifenförmiges Hautareal, das Dermatome. Fasern der Spinalnerven vereinigen sich dann zu peripheren Nerven. So wird z.B. der N.ischiadicus in der Regel aus den Spinalnerven L4 bis S1 gespeist.

1.4 Rückenschmerzen und Erkrankungen der Wirbelsäule

An Rückenschmerzen leidet ein großer Teil der Bevölkerung. Schätzungen belaufen sich auf 20-30%. Wegen Rückenschmerzen suchen vier von fünf Deutschen mindestens einmal im Leben ihren Arzt auf. Nach der Arbeitsunfähigkeitsstatistik des Statistischen Bundesamtes sind bei den etwa 31,5 Millionen berufstätigen

Pflichtversicherten im Jahr 2003 im Mittel 13,7 Arbeitsunfähigkeitstage angefallen. Dies entspricht einem Ausfall des Bruttonationaleinkommens von 2%. Bemerkenswert an diesen Zahlen ist die Verteilung der Arbeitsunfähigkeit auf Diagnosegruppen (Tab.1.8). Mit 24,9% stellen die Krankheiten des Muskel- und Skelettsystems und des Bindegewebes (ICD-10: Kapitel XIII) den größten Beitrag. Es folgen die Krankheiten des Atmungssystem (14,1%, ICD-10:X), Vergiftungen und Verletzungen (13,0%, ICD-10: XIX) sowie psychische Erkrankungen und Verhaltensstörungen (9,7%, ICD-10:V). Aufschlussreich im Hinblick auf die Ursache sind die Häufigkeiten nach Berufsgruppen. Im Baugewerbe werden 31,5% aller Arbeitsunfähigkeitstage dem ICD-10:XIII, dem Muskel- und Skelettsystem zugeordnet. Aber auch im Wirtschaftsbereich öffentlicher Dienst und private Dienstleistungen spielt diese Krankheitsgruppe mit 23,8% eine große Rolle.

Tab. 1.8 Arbeitsunfähigkeitstage zu häufigen Diagnosegruppen im Jahr 2003

(Quelle: www.baua.de/info/statistik/index.htm)

ICD -10 Diagnose	Diagnosegruppe	Arbeitsunfähigkeitstage in Mio (%)	
V	Psychische und Verhaltensstörungen	45,5	9,7%
IX	Krankheiten des Kreislaufsystems	29,5	6,3%
X	Krankheiten des Atmungssystem	66,1	14,1%
XI	Krankheiten des Verdauungssystem	30,1	6,4%
XIII	Krankheiten des Muskel- und Skelettsystems und des Bindegewebes	116,5	24,9%
XIX	Verletzungen, Vergiftungen	61,0	13%
	Sonstige Krankheiten	119,0	25,4%
Gesamt	Alle Diagnosen	467,8	100%

Die Schmerzen treten zum Teil als kurze Episoden auf, zum Teil sind die Schmerzen auch dauerhaft. Die Probleme können schon im Alter von 30 Jahren oder sogar früher beginnen. Die Ursache der Schmerzen herauszufinden ist Voraussetzung für eine nachhaltige Behandlungsstrategie. Anamnese mit Erhebung der Schmerzqualität, die körperliche Untersuchung, Bildgebung bis hin zum Blutbild sind Schritte, um die Ursache einzugrenzen. Die Ursachen müssen nicht immer an der Lendenwirbelsäule selbst lokalisiert sein. Sie können praktisch in alle Fachgebiete der Medizin gehören, wie die Tab.1.9 mit Differentialdiagnosen zu einem Bandscheibenvorfall zeigt. Die bildgebende Diagnostik ist deshalb eine Komponente in der Behandlungsstrategie eines Bandscheibenvorfalles, das heute in Leitlinien mit Algorithmen zusammengestellt wird (Abb.A6: Becker 2005, Conradi 1997, Teh 2005)

In den folgenden Abschnitten werden ausgewählte Erkrankungen der Lendenwirbelsäule beschrieben (Niethard 1997), die sich auch mit ihren typischen Veränderungen in der Computertomographie darstellen lassen.

Tab.1.9: Differentialdiagnosen des lumbalen Bandscheibenprolaps (aus: Lumbaler Bandscheibenvorfall. Leitlinien der Dt. Ges. f. Neurochirurgie, AWMF-Leitlinien-Register, Nr. 008/022 von Börm W et al, 2005)

- Lumbale Spinalkanalstenose
- Spondylolisthesis
- Wirbelsäulenfrakturen (traumatisch, osteoporotisch)
- Stenosen der zervikalen und thorakalen Wirbelsäule mit Myelopathie
- Spinale Tumoren
- Syringomyelie
- Arteriovenöse Malformationen, spinale Durafisteln
- Intraspinale Blutungen
- Entzündungen (Spondylodiszitis, epiduraler Abszess, Borreliose)
- Spondylitis ankylosans (M. Bechterew)
- Plexusaffektionen
- Arthrose des Iliosakralgelenks
- Hüftarthrose
- Tendopathien
- Kardiovaskuläre Erkrankungen (Koronare Herzkrankheit, periphere arterielle Verschlusskrankheit)
- Bauchaortenaneurysma
- Kompartmentsyndrom
- Mechanische und metabolische Neuropathien (z. B. Peronäusparese, Polyneuropathie)
- Myopathien

1.4.1 Morbus Baastrup

Beim M. Baastrup, auch Baastrup-Phänomen genannt, handelt es sich um ein Schmerzsyndrom speziell im Bereich der Lendenwirbelsäule (Abb.1.10). Es wird durch sich berührende Dornfortsätze hervorgerufen. Hyperlordose und groß ausgeprägte Dornfortsätze prädisponieren für die Erkrankung, was ein gehäuftes Auftreten bei schwer körperlich arbeitenden Männern erklärt. Die Therapie erfolgt symptomatisch.

Radiologisch sieht man die Dornfortsätze im direkten Kontakt zueinander. Die Kontaktzone ist abgeflacht und die Knochenstruktur in diesem Bereich sklerotisch verändert.

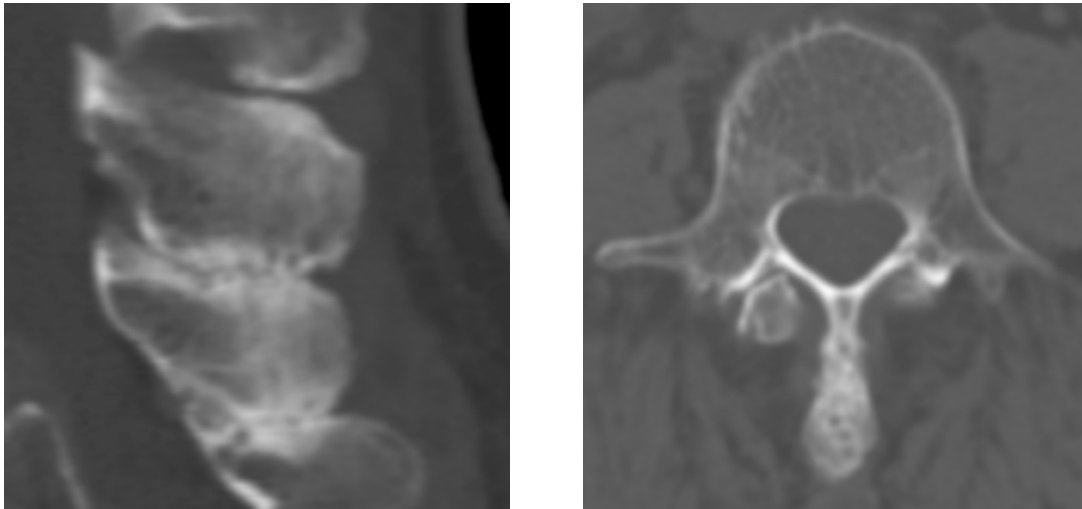


Abb. 1.10: Morbus Baastrup in sagittaler und axialer Rekonstruktionsebene

Die vermehrte Knochendichte mit zystischen Aussparungen und die Verbreiterung des Dornfortsatzes in der Kontaktzone als Zeichen der Degeneration bei chronischer Überlastung sind gut zu erkennen. (Rekonstruktion mit 1mm Schichtdicke, Kernal B60, Fenster W/C: 2000/300)

1.4.2 Morbus Forestier

Der M. Forestier, auch Spondylosis hyperostotica bzw. Hyperostosis ankylosans vertebralis senilis genannt, ist eine Veränderung im höheren Alter. Beobachtet wird dieses Phänomen im Zusammenhang mit Stoffwechselstörungen, vor allem dem

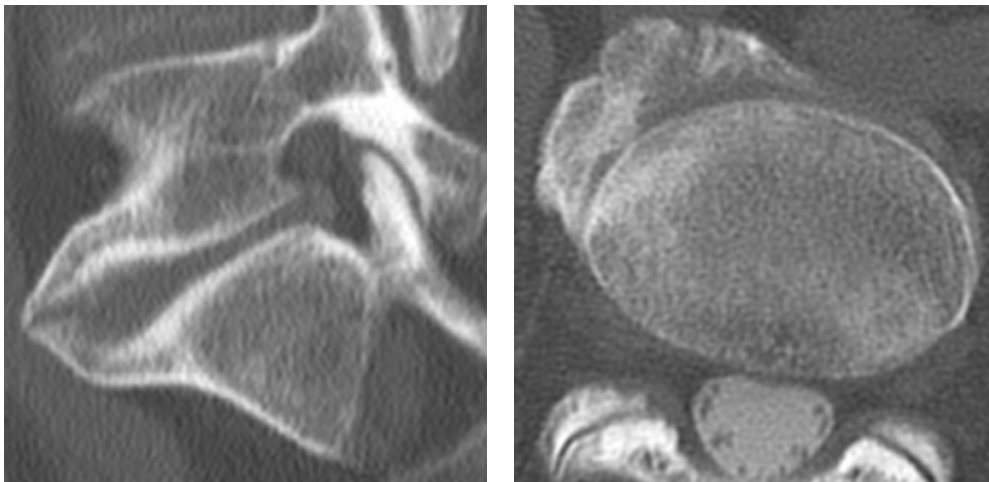


Abb. 1.11: Morbus Forestier in sagittaler und axialer Rekonstruktionsebene

Die ossären Anbauten befinden sich nur rechts antero-lateral (Untersuchung nach Myelographie/Rekonstruktion mit 1mm Schichtdicke, Kernal B60, Fenster W/C: 2000/300).

Diabetes mellitus. Es bilden sich zwischen den Wirbelkörpern ausgeprägte, nach ventral ausgerichtete Knochenspannen (Abb.1.11). Diese Spondylophyten sind bei Röntgenuntersuchungen, sowohl konventionell, als auch in der Computertomographie, gut abzubilden. Sie gehen mit einer eingeschränkten Beweglichkeit einher, verursachen aber in der Regel keine Schmerzen. Daher ist eine Therapie zum einen nicht nötig, zum anderen aber auch nicht möglich.

1.4.3 Morbus Bechterew

Spondylarthritis ankylopoetica bzw. ankylosans sind Synonyme für den M. Bechterew. Es ist eine entzündlich-rheumatische Erkrankung unklarer Genese mit bevorzugter Manifestation an der Wirbelsäule. Die Krankheit beginnt in der Regel im Alter von 15 bis 35 Jahren. Meist sind Männer betroffen. Das Vorhandensein des HLA-B 27 Faktors bei mehr als 90% der Erkrankten spricht für eine genetische Disposition. Eine Heilung gibt es nicht. Die Iliosakralgelenke sind stets betroffen. Andere Lokalisationen wie z. B. das Hüftgelenk können betroffen sein. Es kommt zu einer Versteifung der Wirbelsäule, meist in kyphotischer Fehlstellung. Typisch für diese Erkrankung sind die Syndesmophyten, Wirbelkörperspannen, die im Anulus fibrosus beginnen und die später zur „Bambusstabform“ der Wirbelsäule führen. Der Syndesmophyt wächst, im Gegensatz zum Spondylophyt in Längsrichtung. Neben den beschriebenen Veränderungen an der Wirbelsäule zeigen sich radiologisch die Zeichen der chronischen Gelenkentzündung wie Verschmälerung und Ausziehung des Gelenkspaltes, Verstärkung des subchondralen Knochens. Die Versteifung der Wirbelsäule schränkt auch die Beweglichkeit des Brustkorbes, und somit die Atmung ein.

1.4.4 Bandscheibenvorfall

Ein Bandscheibenvorfall entsteht durch Verlagerung von Bandscheibengewebe, in der Regel nach dorsal (Abb.1.12). Man unterscheidet die Protrusion, bei der das Lig. longitudinale vom Bandscheibengewebe nur vorgewölbt ist, von einem Bandscheibenprolaps, bei dem es durchbrochen wird. Von einem Sequester spricht man, wenn sich das Gewebe abtrennt. Hauptlokalisation ist die untere Lendenwirbelsäule. In 90% der Bandscheibenvorfälle sind die Bandscheiben zwischen dem vierten und fünften und zwischen dem fünften Lendenwirbel und dem Os sacrum betroffen. Der nächste in der Häufigkeit betroffene Abschnitt der

Wirbelsäule ist der Halsbereich. Ein Bandscheibenvorfall der Brustwirbelsäule ist eine Rarität. 90% der Bandscheibenvorfälle liegen mediolateral. Zu einer neurologischen Symptomatik kommt es, wenn Druck auf den Spinalnerv oder im

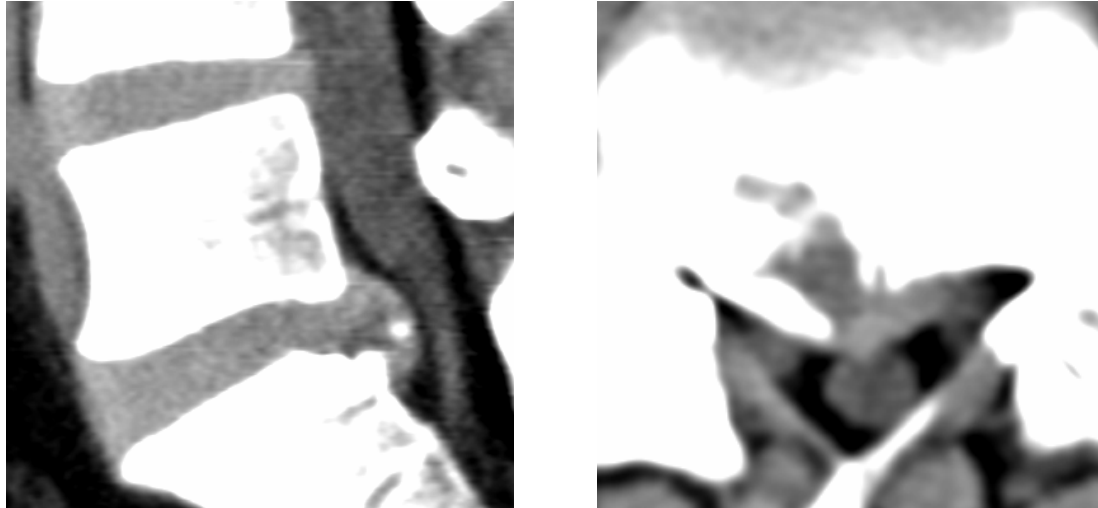


Abb. 1.12: Bandscheibenprolaps in sagittaler und axialer Rekonstruktionsebene

In der sagittalen und auch Ebene ist der Bandscheibenvorfall gut an der Binnenstrukturen zu erkennen. In der axialen Ebene beachte man die Andeutung der Caudafasern. (Rekonstruktion mit 3mm Schichtdicke, Kernal B20, Fenster zur besseren Darstellung der Binnenstruktur modifiziert W/C 320/110)

schlimmsten Fall auf das Rückenmark ausgeübt wird. Die Bandscheibe bildet sich auf einer konventionellen Röntgenaufnahme nicht ab. Man kann nur indirekt durch den Abstand der Wirbelkörper auf die Höhe schließen. Zur Bildgebung sind Schichtbildverfahren, Magnetresonanztomographie oder Computertomographie, nötig, wobei die MRT den Goldstandard darstellt, die Computertomographie aber wegen ihren kürzeren Untersuchungszeiten, besserer Verfügbarkeit in der Notfalldiagnostik ihre Berechtigung hat. Hiermit ist eine genaue Lokalisation möglich (Abb. 1.12).

Für die Therapie des Bandscheibenvorfalles gibt es Alternativen. Ein absoluter Notfall und eine Indikation zur operativen Therapie ist das Cauda-Syndrom. Hierbei drückt ein massiver Bandscheibenvorfall auf das Rückenmark oder die Cauda equina, und es droht eine tiefe Querschnittslähmung. Typische klinische Symptome sind die Reithosenanästhesie, d.h. Sensibilitätsstörungen im Intimbereich und an den Oberschenkelinnenseiten, sowie Störungen der Blasen-, Darm- und Sexualfunktion.

Weitere Indikationen zur Operation eines Bandscheibenvorfalls stellen motorische Defizite dar. Bei alleinigen sensiblen Störungen müssen Nutzen und Risiken eines operativen Eingriffs abgewogen werden.

1.4.5 Spinalkanalstenose

Eine Spinalkanalstenose liegt vor, wenn es zu einer Verengung des Spinalkanals in der Regel durch degenerative Veränderungen kommt (Abb.1.13). Ursachen dafür können sein: arthrotische Veränderungen der kleinen Wirbelgelenke, Spondylophyten und Hypertrophie der Ligg. flava. Typischerweise kommt es beim Gehen zu Schmerzen, Sensibilitätsstörungen oder gar intermittierenden Lähmungen.

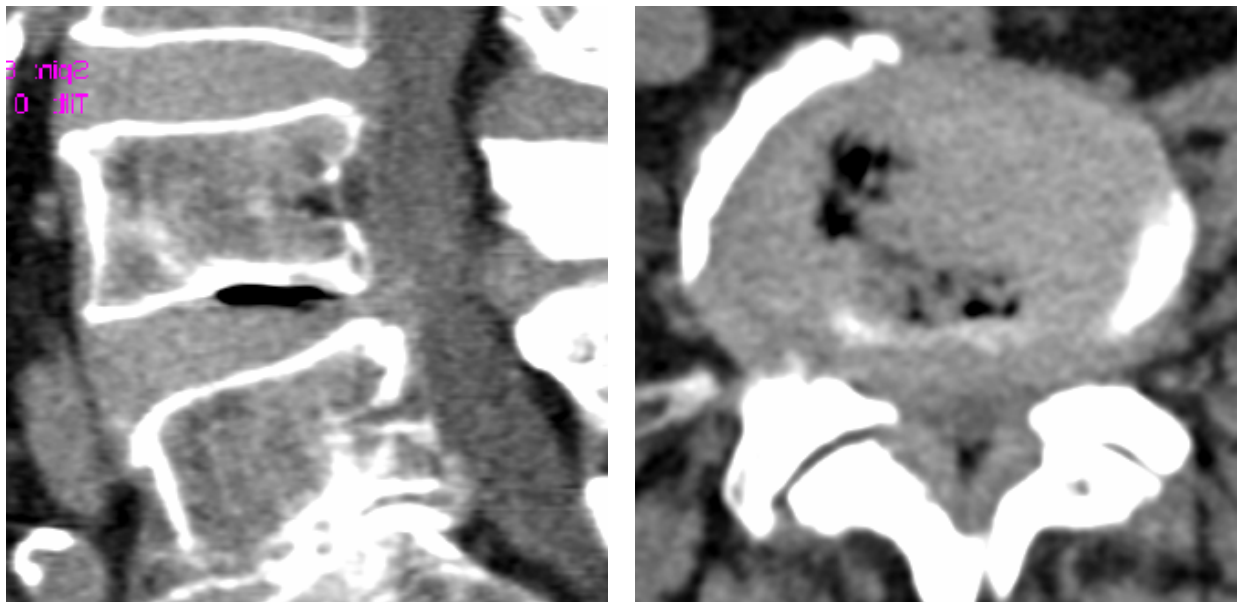


Abb. 1.13: Hochgradige Spinalkanalstenose in sagittaler und axialer Rekonstruktionsebene

Befund auf Höhe des Zwischenwirbelaums zwischen LWk4 und LWk5. Gut zu erkennen sind die verschiedenen Komponenten der Pathogenese. Hypertrophie der Ligg. flava, knöcherne Anbauten der Wirbelgelenke und Bandscheibenprotrusion. Nebenbefundlich ist ein Vakuumphänomen der Bandscheibe zu erkennen. (Rekonstruktionen mit 3mm Schichtdicke, Kernal B20 und einem Fenster von W/C 350/50).

Eine eingeschränkte Gehstrecke wird als Claudicatio spinalis bezeichnet, im Gegensatz zur Claudicatio intermittens, die ihre Ursache in der Mangeldurchblutung der Beine bei fortgeschrittener Arteriosklerose hat.

Radiologisch sieht man die verschiedenen Zeichen degenerativer Veränderungen. Eine indirekte Darstellung ist mittels Myelographie möglich. Diese wurde aber im

klinischen Alltag durch die nicht invasiven Schichtbildverfahren abgelöst. Abb. 1.13 verdeutlicht gut das Zusammenspiel der verschiedenen degenerativen Prozesse, die zu dem Befund führen.

1.4.6 Spondylolyse und Spondylolisthesis

Unter Spondylolisthesis versteht man das Wirbelgleiten (Abb.1.14). Ursache ist die Spondylolyse, die Unterbrechung der Interartikularportion des Wirbelbogens. Dies ist eine erworbene Erkrankung, die meist doppelseitig auftritt. Bevorzugtes Segment ist

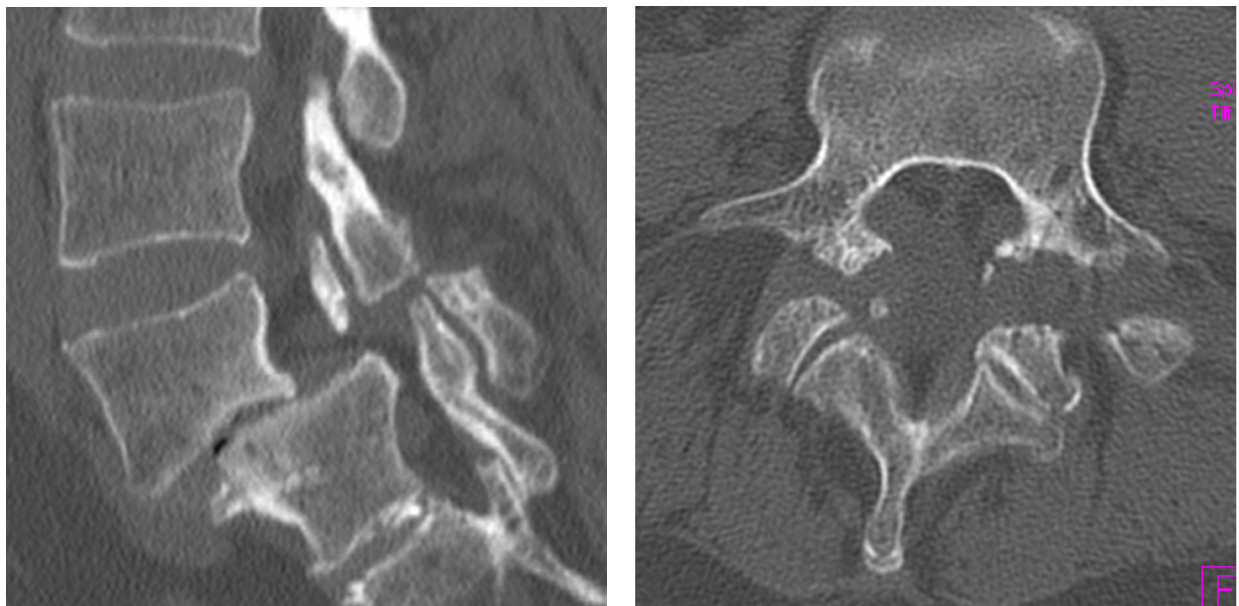


Abb. 1.14: Fortgeschrittene Spondylolisthesis °II bis °III. in sagittaler und axialer Rekonstruktionsebene
Die beiden Rekonstruktionsebenen zeigen die unterbrochene Artikularportion.
(Rekonstruktion mit 1mm Schichtdicke, Kernal B60, Fenster W/C: 2000/300).

L5. Bei gut 5% der erwachsenen Bevölkerung liegt diese Störung vor. Sie wird durch eine übermäßige Belastung der Wirbelsäule in diesem Bereich während der Adoleszenz hervorgerufen, was z.B. durch intensiven Sport wie Kunstturnen verursacht sein kann. Im Laufe des Lebens gleitet dann der kraniale Teil der Wirbelsäule nach ventral ab. Mit einem Schichtbildverfahren ist die unterbrochene Interartikularportion zu erkennen (Abb. 1.14). Da der Befund meist auf ein Segment beschränkt ist, ist eine operative Stabilisierung möglich.

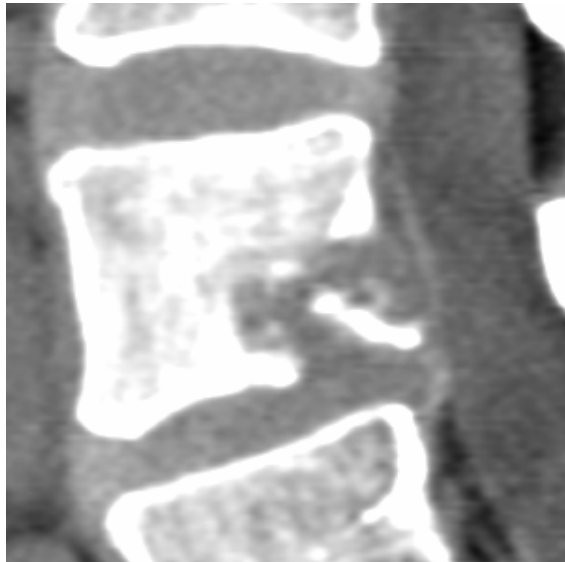
1.4.7 Spondylitis und Spondylodiszitis

Unter Spondylitis und Spondylodiszitis versteht man eine Entzündung des Wirbelkörpers bzw. der Bandscheibe. Die Infektion erfolgt hämatogen. Es gibt eine Vielzahl von Erregern, die zu Entzündungen führen können. Vor allem ist der *Staphylococcus aureus* zu nennen. Die Entzündung schreitet ohne Therapie bis zur Zerstörung des Wirbelkörpers und der Bandscheibe fort, was zu Instabilität und Lähmungen führen kann. Im Projektionsradiogramm sieht man die Destruktion des Knochens. Die Schnittbildverfahren zeigen zusätzlich Flüssigkeitsverhalte als Zeichen der Eiteransammlung, Gaseinschlüsse und in der MRT typische entzündliche Markraumveränderungen. Szintigraphie und PET können den erhöhten Stoffwechsel im Bereich der Entzündung sichtbar machen.

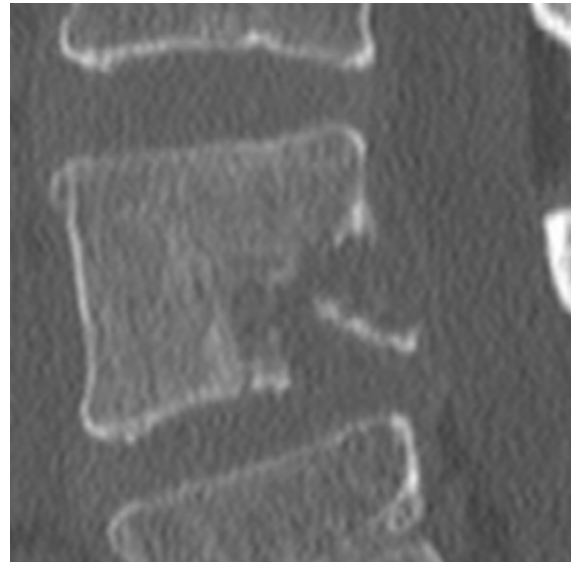
1.4.8 Metastasen und andere maligne Erkrankungen der Wirbelsäule

Man unterscheidet knochenbildende bzw. verkalkende, sogenannte osteoblastische Metastasen von knochenzerstörenden, sogenannten osteoklastischen Metastasen. Erstere treten z.B. bevorzugt beim Prostatakarzinom, letztere z.B. beim Mammakarzinom und Bronchialkarzinom auf. Grundsätzlich kann jedes Karzinom in den Knochen metastasieren. Viele Tumore können beide Formen der Metastasen bilden. Auch Mischformen sind bekannt, die beide Eigenschaften zeigen. Besonders die osteoklastischen Metastasen können über Osteolysen zur Instabilität und zu pathologischen Frakturen führen.

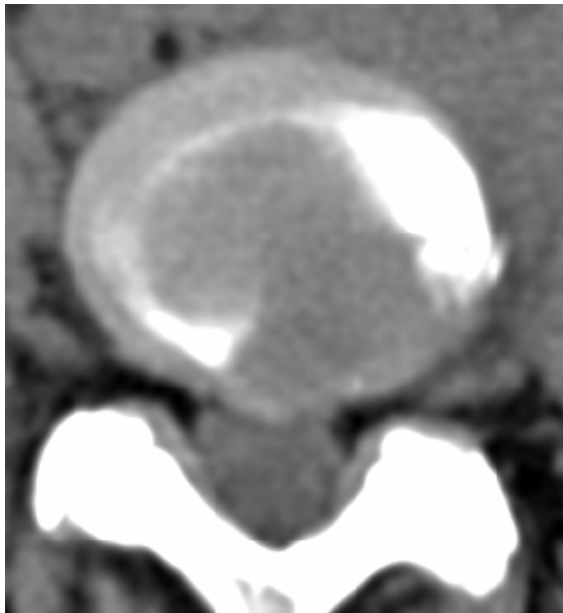
Radiologisch findet man die Zeichen der gestörten Knochenstruktur, z.B. Osteolysen. Schnittbildverfahren zeigen die Ausdehnung der Metastase mit eventueller Infiltration umgebender Organe (Abb.1.15a-c). Ebenso wie bei entzündlichen Prozessen kommen Szintigraphie und PET, die den erhöhten Stoffwechsel des Tumorgewebes zeigen, zur Diagnostik in Frage.



a



b



c

Abb. 1.15 a-c.: Metastase im Wirbelkörper mit Einbruch in die Bandscheibe.

a: sagittale Rekonstruktionsebene mit 1mm Schichtdicke, Kernal B60, Fenster W/C: 2000/300.

b: ebenfalls sagittale Rekonstruktionsebene, aber mit 3mm Schichtdicke, Kernal B20, Fenster W/C: 350/50.

c: axiale Rekonstruktionsebene durch die mitbefallene Bandscheibe mit 3mm Schichtdicke, Kernal B20, Fenster W/C: 350/50.

Die Abbildungen veranschaulichen, wie gut sich eine gezielte Darstellung von Weichteil und Knochen innerhalb jeder Sichtweise, aber auch zwischen den Sichtweisen ergänzen.

Für Erkrankungen des hämatologischen Formenkreises, z.B. Leukämien, Lymphome ist neben dem Knochenmark des Beckenknochens das der Wirbelsäule eine bevorzugte Lokalisation für einen Befall, da hier auch noch im Erwachsenenalter hämatopoetisches Knochenmark vorliegt. Im Besonderen ist das Plasmozytom zu nennen. Es führt zu Osteolysen z.B. am Schädel (Schrotschussschädel) und an der Wirbelsäule zu Deckplatteneinbrüchen und Instabilitäten. Um das Ausmaß des Befalles zu erfassen ist die MRT die bevorzugte diagnostische Methode. Neben der konventionellen Röntgenaufnahme und den Schnittbildverfahren stellen bei einem

Knochenbefall die Szintigraphie und das PET bzw. aktuell auch das PET/CT wichtige bildgebende Verfahren dar.

1.4.9 Osteoporose

Die Wirbelsäule als tragendes Element wird von der Osteoporose besonders betroffen. Durch eine sich reduzierende Knochendichte können Wirbel an Stabilität verlieren. Verformung und/oder Einbrüche der Deck- und Grundplatten können die Folge sein. Es bilden sich dann die Keil- und Fischwirbel. Dies führt zu einer Verkürzung der Wirbelsäulenlänge. Die mit den Keilwirbeln verbundene Kyphosierung lässt die Betroffenen deutlich an Größe abnehmen. Das Wirbelsintern erfolgt etappenweise und ist mit starken Schmerzen verbunden. Ähnlich wie bei den pathologischen Frakturen ist kein adäquates Trauma erforderlich.

Die oben beschriebenen Veränderungen der Wirbelkörper sind gut auf Projektionsradiogrammen zu erkennen. Die Computertomographie wird zur weiteren Diagnostik durchgeführt wenn die Fraktur nicht sicher als stabil einzuschätzen ist.

1.4.10 Wirbelsäulenverletzungen, Wirbelsäulenfrakturen

Besonders verletzungsanfällig sind Halswirbelsäule und der Übergang von Brust- zur Lendenwirbelsäule. Je nach Krafteinwirkung unterscheidet man Kompressions-, Distraktions-, Translations- und Rotationsverletzungen. Das Trauma stellt oft eine Kombination mehrerer Unfallsmechanismen dar. Wichtige Aufgabe der Diagnostik ist die Bestimmung einer möglichen Instabilität mit Risiko einer Querschnittslähmung. Bei instabilen Verletzungen kann es zum Versatz im Wirbelsäulengefüge kommen mit der Gefahr der Kompression oder Durchtrennung des Rückenmarks. Eine Kompression des Rückenmarks kann bereits durch Fremdgewebe oder Hämatom im Wirbelkanal hervorgerufen werden. Folgen und Mechanismen einer Krafteinwirkung zeigt Beispiel Abb. 1.16. Eine junge Frau saß angeschnallt auf dem Rücksitz eines PKWs. Beim Unfallanprall folgte der Oberkörper der Massenträgheit, das Becken wurde durch den Gurt am Sitz fixiert. Die so entstanden Distraktionskräfte führten zur Zerreißung des Wirbelkörpers dorsal. Ventral findet sich kompensatorisch eine geringe Wirbelkompression entsprechend einer Flexions-Distraktionsverletzung.

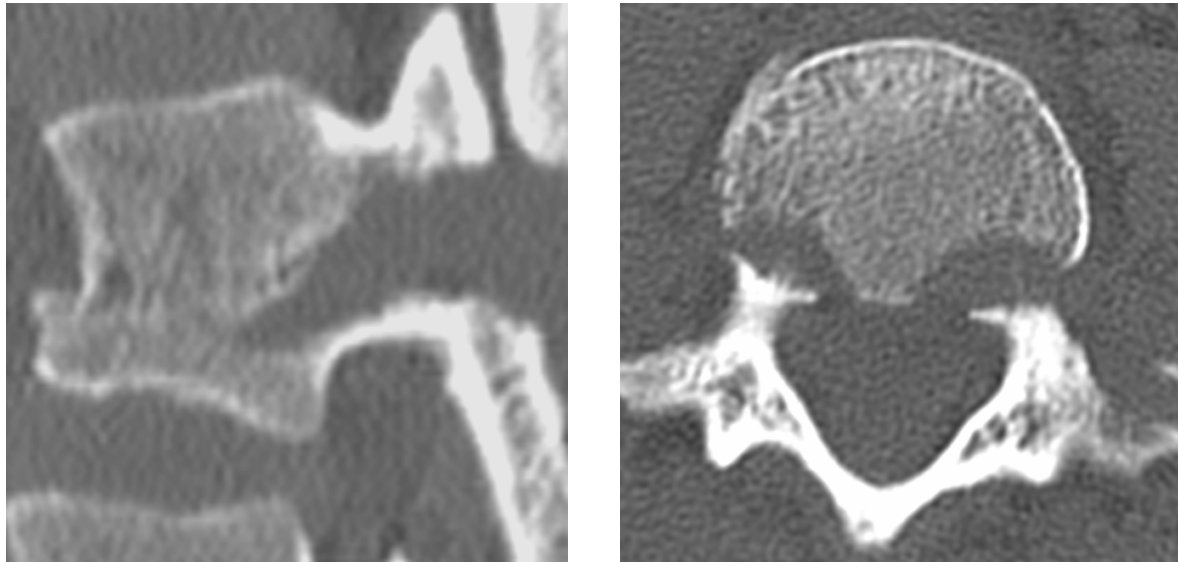


Abb.1.16: Fraktur des LWK 3 in sagittaler und axialer Rekonstruktionsebene
(Rekonstruktion mit 1mm Schichtdicke, Kernal B60, Fenster W/C: 2000/300)

Frakturen der Wirbelsäule sind in der konventionellen Röntgendiagnostik nicht immer sicher auszuschließen. Deshalb wird bei der Diagnostik der Halswirbelsäule ab einem gewissen Schweregrad oder bei einem speziellen Verletzungsmechanismus von einigen Radiologen die Computertomographie als Methode der Wahl gefordert (Hanson 2000). Auch eignen sich die Rohdaten, die mit einem MSCT bei der Abdomendiagnostik bei einem Polytraumapatienten gewonnen wurden, bei geeigneter Rekonstruktion, zur Frakturdiagnostik von Wirbelsäule und Becken (Herzog 2004). Somit übernimmt das CT in diesen Fällen die Primärdiagnostik.

1.5 Strahlenexposition und Strahlenrisiken

Eine Strahlenexposition erfolgt, wenn ionisierende Strahlung auf den menschlichen Körper trifft. Die Strahlung tritt dann auf molekularer Ebene mit dem Körpergewebe in Wechselwirkung. Sie wird im Körper im unterschiedlichen Maße absorbiert, deren Menge man als Dosis (Energiedosis) bezeichnet. Weiter ist zu berücksichtigen, dass die verschiedenen Körperorgane unterschiedlich auf Strahlung reagieren. Man gewichtet deshalb die Energiedosis in Abhängigkeit vom betroffenen Organ und erhält so eine Äquivalenzdosis.

Unabhängig ob es sich um eine natürliche oder eine künstliche ionisierende Strahlung handelt kann jede Strahlung eine direkt schädigende Wirkung auf eine Zelle haben. Sie kann zelluläre Bestandteile und insbesondere die Erbsubstanz (DNS) verändern oder zerstören. Bleibt eine durch die ionisierende Strahlung veränderte Zelle teilungsfähig, so kann die Veränderung an nachfolgende Zellgenerationen weiter gegeben werden. Je nachdem welche Zelle verändert wurde, kann die Veränderung an die nächste Generation weitergegeben werden oder es können bei den Strahlenexponierten selbst nach Jahren oder nach Latenzzeiten von 10 und mehr Jahren Krebserkrankungen auftreten.

Solche Veränderungen sind abhängig von der Energie der Bestrahlung und treten nur mit einer bestimmten Wahrscheinlichkeit auf. Natürlich ist aber nicht jede Strahlenexposition gleichbedeutend mit einem gesundheitlichen Schaden. Der Körper kann teilweise Zellverluste ersetzen sowie geschädigte Zellen erkennen, reparieren oder absterben lassen.

Ein Erkrankungsrisiko für Krebs durch eine Strahlenexposition kann nicht errechnet, sondern nur aus der Beobachtung von exponierten Bevölkerungen geschätzt werden. Solche Kohorten sind zum einen die Überlebenden der Atombombenabwürfe in Hiroshima und Nagasaki oder die Bewohner der Südseeinseln, die dem Fall-out nach den Atomwaffentests ausgesetzt waren (Brenner 2003). Zum anderen sind es Patienten, die gegenüber Strahlen aus diagnostischen oder therapeutischen Gründen exponiert waren oder Personen, die im beruflichen Alltag mit Strahlung Kontakt haben.

Die untere Nachweisgrenze für statistisch signifikant erhöhte Krebsraten liegt zwischen 50 und 100 mSv, wie das Bundesamt für Strahlenschutz auf seinen Internetseiten angibt (BfS 2006). Wie sich aber eine Exposition mit geringer Dosis auswirkt, ist nicht bekannt. Man geht weiterhin von einem linearen Zusammenhang zwischen Dosis und Wirkung aus, für den kein Schwellenwert existiert, unterhalb dessen es keine Wirkung mehr gibt. Damit könnten auch Strahlenexpositionen mit sehr niedriger Dosis zu Krebserkrankungen führen. Deshalb ist die durchschnittliche jährliche Strahlenbelastung eines Bundesbürgers zu beachten. Sie liegt bei ca. 4mSv. Auf 2,1mSv beläuft sich dabei die Exposition durch natürliche Strahlenquellen wie kosmische und terrestrische Strahlung. Die Inhalation von radioaktiven Edelgasen

(z.B. Radon) trägt mit 1 mSv bei. Dabei gibt es große regionale Unterschiede in Deutschland. Zusätzlich ist die Belastung innerhalb geschlossener Räume wesentlich höher als im Freien.

Die zweite Hälfte der Exposition resultiert aus künstlichen Strahlenquellen, den zivilisatorischen Strahlenexpositionen. Dazu zählen die Strahlenbelastung durch Tschernobyl ($<0,015$ mSv), durch Kernkraftanlagen oder Atombombenversuche, zusammen $< 0,05$ mSv. Die größte Belastung trägt die Medizin, speziell die Röntgendiagnostik bei. Auch wenn Röntgenuntersuchungen für die Versorgung der Patienten unverzichtbar sind, sollte wegen der Strahlenexposition darauf geachtet werden, welche Röntgenuntersuchungen mit welcher Strahlenexposition verbunden sind. In Tab.1.17 ist die mittlere effektive Dosis zu verschiedenen Untersuchungen zusammengestellt.

Die Dosis, der nach dieser Zusammenstellung ein Patient bei einer Computertomographie ausgesetzt ist, kann bis zu 20mSv betragen. Das entspricht einem Mehrfachen der natürlichen Strahlenbelastung pro Jahr (je nach Wohnort bis zum Faktor 10) und einem Vielfachen einer projektionsradiographischen Aufnahme (bis zum Faktor 500). Die Computertomographie erfordert daher eine präzise Indikationsstellung und ein an die Fragestellung angepasstes Untersuchungsprotokoll. Schutzmassnahmen wie Bleigürtel sind nicht sinnvoll, da sie wegen der rotierenden Strahlenquelle den Patienten umschließen müssten, würde es wegen der reflektierten Streustrahlung sogar zu einer erhöhten Exposition kommen. Für Personen, die sich während der Untersuchung im Raum aufhalten müssen, z.B. der Arzt, der eine CT-gesteuerte Punktion durchführt, oder Eltern die ihr Kind beruhigen, gilt, die Streustrahlung breitet sich hantelförmig in Richtung der Rotationsachse um die Gantry aus. Hier ist das Tragen von Schutzwesten unabdingbar.

Entscheidend für die Dosisentwicklung ist die Zusammensetzung der jährlich für Deutschland geschätzten 100 - 130 Millionen Röntgenuntersuchungen und deren zeitliche Entwicklung (Kaul 1997). Nach dem Bundesamt für Strahlenschutz trägt die Computertomographie bereits mit 37% zur kollektiven Dosis bei. (Abb.1.18)

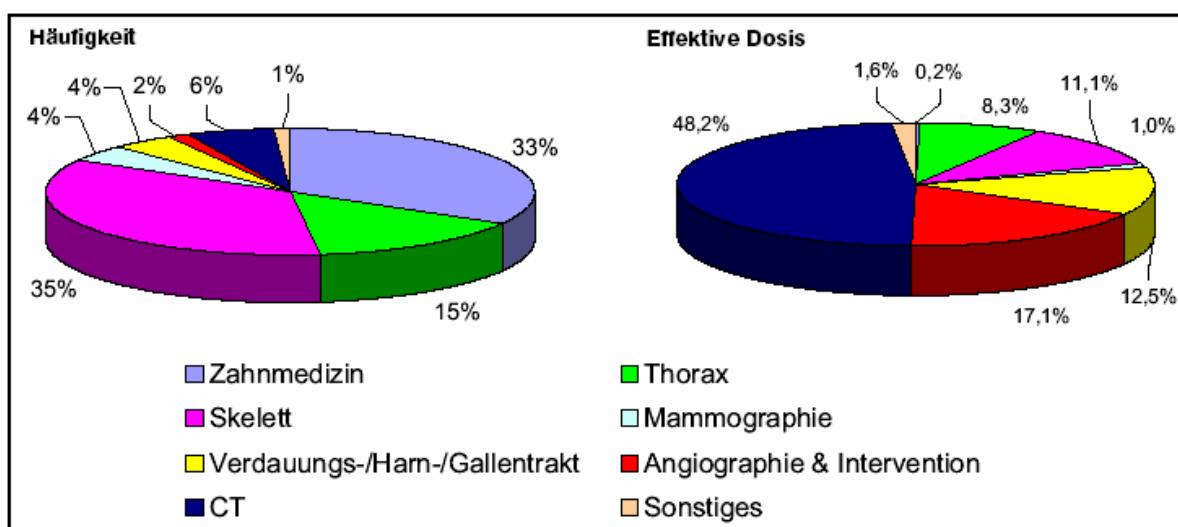
Tab.1.17 mittlere effektive Dosis von Röntgenaufnahmen und Computertomogrammen

(Angaben in Millisievert, Quelle: Bundesamt für Strahlenschutz (BfS), Strahlenthemen 3. Auflage)

Zahnaufnahme	0,01	Galle	4
Knochendichtemessungen	0,01	Harntrakt	5
Brustkorbaufnahme (Thorax)	0,03	Magen	10
Gliedmaßen	0,05	Darm	15
Kopf	0,1	Röntgenuntersuchung der Schlagadern	18
Hüfte	0,3		
Mammografie (Brustuntersuchung)	0,5	Computertomografie (CT)	
Becken	0,6	CT Schädel	3
Wirbelsäule	1	CT Wirbelsäule	7
Bauchraum	1	CT Brustkorb	10
Röntgenuntersuchung der Venen	1	CT Bauchraum	20

In den Jahren 1993 bis 1997 hat die Häufigkeit von Röntgenuntersuchungen nicht entscheidend zugenommen, wohl aber die Strahlenexposition. Dies ist auf die steigende Zahl von CT-Untersuchungen zurückzuführen. In einem Vergleich von 15 Ländern nimmt Deutschland hinter Japan den zweiten Platz bzgl. der Häufigkeit von

Abb.1.18: Prozentualer Anteil der Röntgen-Untersuchungen an der Häufigkeit und an der kollektiven effektiven Dosis in Deutschland für das Jahr 2001 (Quellen: Griebel J, Bauer B; BfS, Strahlenthemen, 2005)



Röntgenuntersuchungen ein (Berrington 2004). In Deutschland werden auf 1000 Einwohner 2,56 /1,3 mal so viele Röntgenuntersuchungen wie in England oder in den USA durchgeführt. Dies unterstreicht die Bedeutung klarer Indikationsstellung. Wegen der Bedeutung der Umweltradioaktivität und der Strahlenbelastung berichtet das BfS regelmäßig dem Bundestag (Bundes-Drucksache 14/6995).

1.6 Fragestellung der Arbeit

Die technische Weiterentwicklung der Spiral-Computertomographie zur Mehrzeilen-CT mit Aquisition mehrerer Schichten gleichzeitig pro Rotation ermöglicht die Aufnahme von „Volumen“-Datensätzen und die Rekonstruktion sekundärer Schichtebenen in hoher diagnostischer Qualität. Mit dieser Neuerung stellten sich folgende in dieser Arbeit zu beantwortende Fragen:

1. Ist die Qualität von sagittalen Sekundärrekonstruktionen mit den axialen Schnittbildaufnahmen an der Lendenwirbelsäule vergleichbar?
2. Sind die sagittale Rekonstruktionen eine diagnostisch sinnvolle Ergänzung?
3. Inwieweit stimmen 2 Befunder in der Bewertung der Bilder überein?

2. Patienten und Methodik

2.1 Auswahl der Patienten

Von April bis Juni 2000 wurden am Institut für Klinische Radiologie des Klinikums der Ludwig-Maximilians-Universität in Großhadern von 60 Patienten, die eine Spiral-Computertomographie der Lendenwirbelsäule erhalten hatten, 25 zufällig für die vergleichende Analyse dieser Arbeit ausgewählt. Die klinische Fragestellung spielte bei der Auswahl keine Rolle. Drei Patienten mussten von dem Vergleich ausgeschlossen werden, einer wegen zu starker Artefakte durch ein Metallimplantat, die beiden anderen wegen nicht optimal gewählter Strahlendosis und damit stark reduzierter Bildqualität. Von den verbliebenen 22 Patienten wurden 62 Bandscheibenfächer untersucht. Eine Darstellung eines Bewegungssegmentes umfasst die Bandscheibe mit der Hälfte der beiden angrenzenden Wirbelkörper. Die Beobachtungseinheit für die Fragestellung dieser Arbeit ist der Zwischenwirbelraum (ZWR).

2.2 Mehrschicht-Computertomographie (MSCT)

Die Aufnahmen für diese Arbeit wurden mit einem Vier-Zeilen Mehrschicht-CT-Gerät, (Volume Zoom SOMATOM plus 4 von Siemens Medizintechnik Forchheim) erstellt (Abb. 2.1). Für die Schichtbildaufnahmen wurde eine Kollimation 4x1mm gewählt. Die Röhrenspannung betrug 120kV, der Röhrenstrom 165mAs. Die Rotationsgeschwindigkeit war 500ms, der Tischvorschub 3,6 mm/sec entsprechend einem Pitch von 0,8.



Abb.2.1: Siemens Vier-Zeilen Mehrschicht -CT-Gerät (Volume Zoom SOMATOM plus 4) und zugehörige Leistungsdaten

Für diagnostische Aufnahmen der Wirbelsäule muß die Aufnahmeebene parallel zum jeweiligen ZWR ausgerichtet sein. Bei älteren CT-Geräten musste daher die Gantry in die Ebene eines jeden Zwischenwirbelraums gekippt werden, um eine adäquate axiale Rekonstruktion zu erhalten. Eine zusammenhängende sagittale Rekonstruktion über mehrere ZWR war so nicht zu erstellen. Bei der Volumenspiraltechnik mit MSCT werden aus den Rohdaten sowohl die „schräg-axialen“, als auch die sagittalen Bilderserien errechnet.

2.3 Bewertungskriterien

Der Vergleich von axialen und sagittalen Bildebenen erfordert eine qualitative Bewertung der Darstellung und der Abgrenzung der anatomischen bzw. der pathologischen Strukturen. Zusätzlich ist eine quantitative Bewertung diagnostisch relevanter Sachverhalte erforderlich. Für diese systematische Bewertung wurde ein Fragebogen entwickelt (siehe Anhang 6.1: Bewertungsbogen), der für jeden ZWR 33 Beurteilungen erforderte.

Die ersten beiden Fragen bezogen sich auf Artefakte, die Beurteilungen erschweren oder ausschließen können. Danach folgten Fragen zur Abgrenzung der Bandscheibe gegen die beiden Nervenwurzeln, gegen den Durasack, gegen Weichteile (z.B. M. psoas) und zur Abgrenzung des Nucleus pulposus gegen den Anulus fibrosus. Weitere Aspekte waren die Darstellung der Bandscheibenhöhe und ihrer Form, besonders der Vorwölbung, die Abgrenzung des Durasacks gegen das epidurale Fett und gegen die Ligamenta flava sowie die Darstellung der Dicke dieser. Relevant für klinische Fragestellungen sind die Darstellung der Wirbelgelenke, besonders des Gelenkspaltes und des subchondralen Knochenanteils, des Wirbelkörpers, die Form der Abschlussplatten, des Dornfortsatzes, besonders der Abschlusskanten, des Wirbelbogens, des Recessus rechts und links, des Spinalkanals, die Beurteilbarkeit der Weite des Spinalkanals, die Abgrenzung der Caudafasern und die Darstellung der Neuroforamina rechts und links (s. Abb.1.3-1.5). Die Bewertung erfolgte mit einer Fünf-Punkte-Skala. Es sollten eine exzellente, gute, befriedigende, ausreichende und nicht mögliche Abgrenzung der Strukturen oder Darstellungen unterschieden werden. In der genannten Reihenfolge wurden „Noten“ von „1“ bis „5“ vergeben. Eine

Note „5“ bedeutete, dass die Strukturen nicht sicher zu erkennen oder zu trennen waren.

Der zweite Teil der Fragen erforderte eine quantitative Bewertung diagnostisch relevanter Sachverhalte: die Bandscheibenhöhe, die Degeneration der Wirbelgelenke, die Frage nach einer Bandscheibenprotrusion, einer Spinalkanalstenose, dem Fettgewebe und dem Spinalnerv im Neuroforamen. Hier kamen Skalen mit den in der Klinik gebräuchlichen Begriffen zur Anwendung (Beispiel Spinalkanalstenose: nein / geringgradig / mittelgradig / hochgradig).

Bei 62 ZWR in sagittaler und axialer Rekonstruktionsebene und jeweils 33 Beurteilungen waren also von jedem Befunder insgesamt 62 x 2 x 33 oder 4092 Beurteilungen gefordert. Bei 62 ZWR wurden die Beurteilungen axial in der Regel aus jeweils 25 Bildern, sagittal eher etwas mehr, aus ca. 35 Bildern bei 22 Patienten gewonnen. Insgesamt wurden etwa 2300 Bilder für die 4092 Beurteilungen gesehen.

2.4 Auswertungsstrategie

Die Auswertung der Bilder erfolgte durch zwei unabhängige Befunder. Befunder 1 bringt in die Beurteilung seine über 20 Jahre klinische Erfahrung in der Radiologie ein, während der Befunder 2 am Ende des Studiums stand und auf der Basis des Anatomieatlas und nach einer Anlernphase bewertete. Die Betrachtungssoftware (PACS) enthält zahlreiche Optionen, die sich anpassen lassen. Wesentliche Möglichkeiten, die zur Verfügung stehen, sind die Präsentation der Bilder auf mehreren parallel geschalteten Monitoren. Auf jedem einzelnen Monitor wird das jeweilige Bild in dem von den Hardcopies bekannten Format gezeigt. Bei jedem Bild können die Fensterparameter stufenlos verändert werden.

Die Auswertung erfolgte standardisiert über einen Monitor mit Einzelbildaufteilung. Die Bilder wurden sowohl axial als auch sagittal mit einer gängigen Schichtdicke von 3mm mit 50% Überlappung und dem Kern B20 rekonstruiert (Roos 2004). Für die Beurteilung der Weichteilstrukturen stand ein Fenster von W/C 350/50, für die der Knochen eines von W/C 2000/300 zur Verfügung (s. Kap.1.2). Bewertet wurde jeder ZWR und jede Etage für sich allein. Es wurde also eine zufällige Reihenfolge für die Bewertung festgelegt, jede Sicht als unabhängige Untersuchung behandelt. Das

heißt, dass die schräg axialen und die sagittalen Ebenen desselben Patienten unabhängig voneinander angeboten wurden.

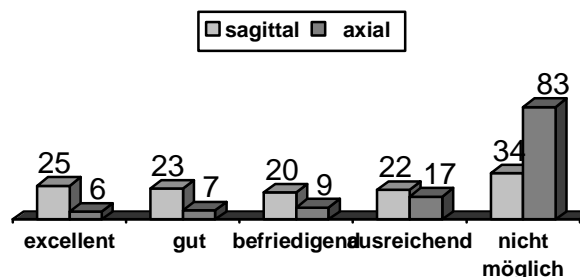
2.5 Statistik

Die Fragestellung der Arbeit betrifft den Vergleich der diagnostischen Qualität der sagittalen und axialen Schnittbildaufnahmen der Lendenwirbelsäule. Ist in der sagittalen und axialen Ebene eine vergleichbare Bewertung der Qualität der Abgrenzung der Strukturen bzw. der klinischen Befundung möglich? Zwei Befunder bewerten diese Bilder. Damit ergeben sich z.B. bei einer Bewertung mittels der 5-Punkte-Skala folgende Möglichkeiten der Deskription und Analyse der Ergebnisse. Die Ergebnisse der Bewertungen der beiden Befunder können getrennt für die axiale und sagittale Sicht zusammengefasst werden (Tab.2.2). Da die Tendenz bei den Beurteilungen weitgehend übereinstimmten (bis auf Frage F10: Beurteilung Bandscheibenform), wurden die Aussagen der beiden Befunder im Sinne der Fragestellung der Arbeit zusammengefasst. In der Regel werden damit bei 62 ZWR jeweils

Tab. 2.2 Tabellarische und graphische Darstellung der Bewertungen der beiden Befunder

Beispiel: Abgrenzung des Nucleus pulposus gegen den Anulus fibrosus.
(Bewertung 1=exzellent, 2=gut, 3=befriedigend, 4=ausreichend, 5=nicht möglich)

Sicht	Bewertung	1	2	3	4	5	gesamt
axiale Sicht		6	7	9	17	83	122
sagittale Sicht		25	23	20	22	34	124



124 Noten vergeben. Der Darstellung der Bewertung der beiden Rekonstruktionsebenen axial und sagittal kann tabellarisch oder graphisch erfolgen (Tab.2.2). Im Ergebnisteil wird die graphische Repräsentation gewählt. Ob die Bewertung der

axialen oder sagittalen Sicht sich zufällig oder systematisch unterscheidet, kann durch die Analyse der Häufigkeiten mit dem χ^2 -Test beurteilt werden.

Die Verteilung der Bewertungen kann zusätzlich durch Mittelwert und Standardabweichung beschrieben werden. Anzumerken ist, dass bei 124 Bewertungen der beiden Befunder für 62 ZWR eine Bewertung, die z.B zu 50% vergeben wird, mit einem 95%-Konfidenzintervall von +- 11 Punkten verbunden ist. Zusätzlich ist die Verteilungsform von Interesse. Linkssteile Verteilungen (Beurteilungstendenz zu exzellent), rechtssteile (Beurteilungstendenz zu nicht möglich) und bimodale Verteilungen (teils exzellent, teils schlecht bis unmöglich) sind zu unterscheiden.

Diese Verteilungsinformationen können auch für jeden einzelnen Befunder getrennt für die axiale und sagittale Sicht aufbereitet und ebenfalls mit dem χ^2 -Test auf zufällige oder eher systematische Abweichung geprüft werden (Tab.2.3).

Tab.2.3: Bewertungen der beiden Befunder für die sagittale Rekonstruktionsebene zum Beispiel der Tab.2.2

	1	2	3	4	5	gesamt
Befunder 1	12	13	9	12	16	62
Befunder 2	13	10	11	10	18	62
Summe	25	23	20	22	34	124

Zum anderen erlaubt die systematische Doppelbefundung einen Vergleich der Bewertung der beiden Befunder für jede Sichtweise. Die entsprechende Darstellung der Bewertungen zeigt Tab. 2.4. Das geeignete Maß für die Übereinstimmung ist der kappa-Wert. Es wurden zwei Berechnungen für *kappa* verwendet. Für die Prüfung der Übereinstimmung der Befunder im einzelnen ZWR wurde der gewichtete *kappa*-Wert eingesetzt. Dieser berücksichtigt im Gegensatz zum konventionellen *kappa* nicht nur die Übereinstimmung sondern auch die Tendenz, was mit zunehmender Unterteilung der Bewertungsskala sinnvoll ist. Für die quantitativen Kriterien, die mit weniger Bewertungsstufen auskommen, wurde die Übereinstimmung der Befunder mit Hilfe des „konventionellen“ *kappa*-Wertes ermittelt.

Der *kappa*-Wert ergibt eins bei einer perfekten Übereinstimmung und null bei einer durch Zufall zustande gekommenen Übereinstimmung. Auch negative Werte können

sich bei schlechter als zufällig auftretenden Übereinstimmungen ergeben. Für die Interpretation eines *kappa*-Wertes gibt es Empfehlungen, die in der Tab.2.5 zusammengestellt sind und die bei der Darstellung der Ergebnisse verwendet werden.

Tab. 2.4: Bewertungen der beiden Befunder für die Berechnung der Übereinstimmung

Beispiel: sagittalen Bilder zur Tab.2.3
(Bewertung 1=exzellente, 2=gut, 3=befriedigende, 4=ausreichend, 5=nicht möglich)

		Befunder 1					
		1	2	3	4	5	ges
Befunder 2	1	10	3	0	0	0	13
	2	0	5	2	1	2	10
	3	2	3	3	2	1	11
	4	0	0	2	6	2	10
	5	0	2	2	3	11	18
gesamt		12	13	9	12	16	62

Tab. 2.5: Bezeichnungen zur Qualität der Übereinstimmung in Abhängigkeit von *kappa*.
(nach D.G. Altmann, 1991)

Wert von <i>kappa</i>	Qualität der Übereinstimmung
<0,20	schlecht
0,21 – 0,40	schwach
0,41 – 0,60	annehmbar
0,61 – 0,80	gut
0,81 – 1,00	sehr gut

Des Weiteren lässt sich auch die Übereinstimmung der Beurteilung axialer und sagittaler Schichtaufnahmen eines Befunders beschreiben. (Tab.2.6). Auch hier kann zur Deskription der Übereinstimmung der *kappa*-Test eingesetzt werden.

Zur Interpretation der *kappa*-Werte ist Folgendes anzumerken: Der *kappa*-Test ist für den Vergleich von Bewertungen nur bei n x n-Matrizen anzuwenden, also in Tab.2.4 an einer 5 x 5-Matrix. Je mehr Werte über die Diagonale (Felder 1-1, 2-2, usw...) verteilt sind, desto näher liegt der *kappa*-Wert bei 1, desto größer ist die Übereinstimmung. Der *kappa*-Test wurde bei jedem Kriterium zum Vergleich der Übereinstimmung der Befunder in der jeweiligen Rekonstruktionsebene verwendet, also der *kappa*-Wert für „axial“ wurde mit dem für „sagittal“ verglichen, da eine

weitere Fragstellung der Arbeit der Grad der Übereinstimmung von Befunder 1 und Befunder 2 in ihrer Bewertung war.

Tab.2.6: Vergleich der Bewertung eines Befunders in axialer und sagittaler Rekonstruktionsebene. (Bewertung 1=exzellent, 2=gut, 3=befriedigend, 4=ausreichend, 5=nicht möglich)

		Befunder 1 sagittal					
		1	2	3	4	5	ges
Befunder 1 ax.	1	0	0	0	0	0	0
	2	3	1	0	0	0	4
	3	3	1	0	0	0	4
	4	4	3	2	0	2	11
	5	2	8	7	12	14	43
gesamt		12	13	9	12	16	62

Die Aussagekraft des *kappa*-Wertes relativiert sich, wenn sich der Großteil der Werte auf ein Feld konzentriert. Wenn sich die Durchschnittswerte der Reihen deutlich unterscheiden, liegen wenige der Werte auf der oben beschriebenen Diagonale. Folgerichtig ergibt sich ein kleiner *kappa*-Wert. Aus diesen Gründen wurde der *kappa*-Wert zum Vergleich der Übereinstimmung der beiden Rekonstruktionsebenen eines Kriteriums bei ein und demselben Befunder nur bei ausgewählten Bewertungsaspekten angewendet.

Diese verschiedenen Bewertungen der Ergebnisse werden im Ergebnisteil der Arbeit nur im Text angesprochen. Im Vordergrund steht der Vergleich der zusammengefassten Ergebnisse der beiden Befunder für die axiale und die sagittale Projektion. Dieser Vergleich wird graphisch aufbereitet.

3. Ergebnisse

3.1 Die untersuchte Patientenkohorte

Für die vergleichende Beurteilung von sagittalen und axialen Bildern wurden 22 Patienten, die eine Computertomographie der Lendenwirbelsäule erhalten hatten, zufällig ohne Berücksichtigung der Diagnose ausgewählt. Eine tabellarische Auflistung der Patienten findet sich in Tab. 3.1. Von den 22 Patienten waren sechs Frauen und 16 Männer. Insgesamt wurden 62 ZWR untersucht (L1/2 n=2, L2/3 n=3, L3/4 n=16, L4/5 n=21, L5/S1 n=20). Das entspricht einem Mittelwert von etwa drei ZWR pro Patient. Das Durchschnittsalter betrug $55,1 \pm 14,8$ Jahre mit einer Spannweite von 20 bis 79 Jahren. Bei einer 20 jährigen Frau handelt es sich um Patientin Nr. 21 mit einer Fraktur des dritten Lendenwirbelkörpers. Weiter wurden folgende Pathologien festgestellt: 11 Bandscheibenvorfälle, vier davon mit Sequesterbildung, ein Bandscheibenvorfall nach anterior, ein Limbuswirbel, eine Wirbelsäule mit Spondylolisthesis bei Spondylose und einem sakralen Übergangswirbel, einen Tumor im Wirbelkörper mit Infiltration des ZWR und zweimal ein Baastrup-Phänomen.

Tab.3.1: Charakteristika der 22 untersuchten Patienten mit 62 Zwischenwirbelräumen. 17 Patienten zeigten einen pathologischen Befund. Bsp steht für Bandscheibenprolaps mit dem betroffenen Segment in Klammern.

Patient	Alter	Geschlecht	WS-Abschnitt	Bes. Pathologie
1	64	männlich	LWK3-SWK1	kein path. Befund
2	45	männlich	LWK5-SWK1	Bsp(L5) mit Sequester
3	52	männlich	LWK4-SWK1	Bsp(L5)
4	59	männlich	LWK3-SWK1	Limbuswirbel
5	65	männlich	LWK1-SWK1	Ventraler Bsp(L1)
6	60	weiblich	LWK4-SWK1	kein path. Befund
7	57	weiblich	LWK3-SWK1	Spondylsthesis
8	41	männlich	LKW3-SWK1	Bsp(L4)
9	61	männlich	LWK3-SWK1	Bsp(L4)
10	73	männlich	LWK3-SWK1	Bsp(L5)
11	46	weiblich	LWK3-LWK5	Tumor LWK4 & BS(L4)

12	58	männlich	LWK4-SWK1	kein path. Befund
13	79	weiblich	LWK1-SWK1	Baastrupphänomen
14	49	männlich	LWK4-SWK1	Bsp(L4)
15	55	männlich	LWK3-SWK1	Bsp(L4)
16	75	männlich	LWK3-SWK1	Baastrupphänomen
17	58	männlich	LWK3-SWK1	Bsp(L3) mit Sequester
18	64	männlich	LWK3-SWK1	Bsp(L3) mit Sequester
19	50	weiblich	LWK3-SWK1	kein path. Befund
20	53	männlich	LWK4-SWK1	Bsp(L5) mit Sequester
21	20	weiblich	LWK2-LWK5	Chance-Fraktur LWK3
22	67	männlich	LWK3-SWK1	kein path. Befund

3.2 Artefakte in der Bildgebung

Artefakte sind im weitesten Sinne Fehler, die bei der Bildgebung oder Bildverarbeitung entstehen. In den axialen Bildern waren fast keine Artefaktbildungen zu bemerken. Befunder 1 beurteilte einen ZWR, Befunder 2 drei ZWR bei einem anderen Patienten als Artefakt behaftet. Es handelte sich in allen vier Fällen um Artefakte vom Typ Rauschen, was meist ein Zeichen für eine zu hohe Strahlenabsorption ist, die z.B. durch Adipositas bedingt sein kann. Die Befundung wurde in keinem der Fälle beeinträchtigt.

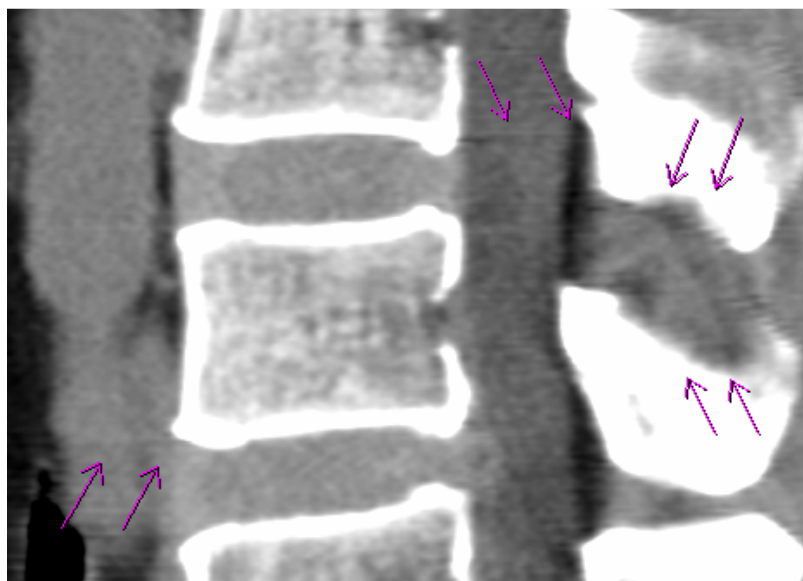


Abb. 3.2: Beispiel für Streifenartefakte (mit Pfeilen markiert). Zudem ist eine Differenzierung von Anulus fibrosus und Nucleus pulposus möglich. Ein Bandscheibenvorfall ist im kaudalen ZWR zu erkennen. (Rekonstruktion mit Schichtdicke 3mm, Kernal B20, Fenster W/C 350/50)

In der sagittalen Bildgebung wurden in 56 ZWR Artefakte gesehen, Befunder 2 bemerkte mit 37 deutlich mehr Artefakte als Befunder 1 mit 19, wobei diese 19 bis auf zwei auch von Befunder 2 gesehen wurden, das sind 45% aller ZWR. Es waren ausschließlich leichte Streifenbildungen, die in der horizontalen (axialen) Ebene lagen (Abb.3.2). Sie entstehen bei der digitalen Rekonstruktion der Bilder, entweder allein softwarebedingt oder durch minimale Bewegungen des Patienten. Befunder 1 sah sich nur zweimal in der Befundung dadurch leicht beeinträchtigt, Befunder 2 zusätzlich zu diesen beiden in vier weiteren ZWR. In den sagittalen Bildern kommt es wohl methodenbedingt zu einer leichten Streifenbildung, was aber nicht die Befundung beeinträchtigt und deshalb nur ein „kosmetisches“ Problem darstellt. Zusammenfassend folgt daraus, dass alle Bilder den diagnostischen Anforderungen genügen.

3.3 Abgrenzung des Nucleus pulposus gegen den Anulus fibrosus

Die Bandscheibe enthält im Inneren einen gallertartigen Kern, den Nucleus pulposus. Er wird von einem Faserknorpelring umschlossen, dem Anulus fibrosus. Bei einem Bandscheibenvorfall durchbrechen Teile des Nucleus pulposus den Anulus fibrosus. Nucleus pulposus und Anulus fibrosus liegen mit ihren Röntgendichten annähernd im gleichen Bereich. Sie galten bei bisherigen CT-Gerätegenerationen als nicht sicher gegeneinander abgrenzbar. Der Nucleus pulposus kann im Laufe des Lebens in Bindegewebe umgewandelt werden, der dann in seiner Röntgendichte nicht mehr vom Knorpel des Anulus fibrosus unterschieden werden kann. Dieser Vorgang spiegelt sich in der gleichmäßigen Verteilung der Bewertungen in der sagittalen Darstellung wider (Abb.3.3). Die sagittale Darstellung wurde mit einem Durchschnitt von 3,14 bewertet, von Befunder 1 mit 3,08 und von Befunder 2 mit 3,16 und damit signifikant ($p < 0,001$) besser als die axiale Darstellung mit einem Durchschnitt von 4,34 (Befunder 1: 4,50/ Befunder 2: 4,19). Zusätzlich war die Übereinstimmung in der sagittalen Darstellung mit einem *kappa*-Wert von 0,60 deutlicher als in der axialen mit einem *kappa*-Wert von 0,44. Die beiden relativ guten Übereinstimmungswerte zeigen, dass die Differenzierung mit dem MSCT in den sagittalen Bilderserien möglich geworden ist.

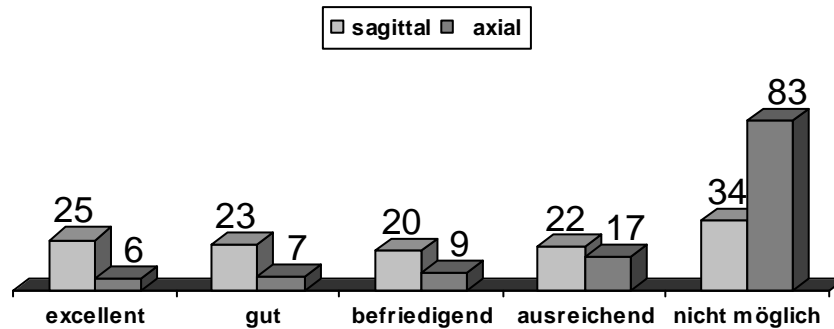


Abb. 3.3: Abgrenzung Nucleus pulposus gegen Anulus fibrosus. Dargestellt sind auf dieser und den folgenden Abbildungen im Ergebnisteil je Kategorie die Anzahl n der Bewertungen der beiden Befunder in sagittaler und axialer Sicht (siehe auch Kap. 2.5).

3.4 Abgrenzung der Bandscheibe gegen die Nervenwurzel

Im Bereich eines jeden ZWR verlassen zu beiden Seiten die Spinalnerven den Spinalkanal durch die Neuroforamina. Die Darstellung wurde in beiden Ebenen meist exzellent und gut bewertet (Abb.3.4). Die Verteilung ist rechtssteil. Ein signifikanter Unterschied zwischen den sagittalen Bilderserien mit einem Durchschnitt von 1,60 (Befunder 1: 1,45/ Befunder 2: 1,73) und den axialen mit einem Durchschnitt von 1,73 (Befunder 1: 1,60 / Befunder 2: 1,87) konnte nicht nachgewiesen werden. Ein *kappa*-Wert von 0,50 für die sagittalen Bilderserien, gegenüber 0,24 für die axialen, spricht für bessere Übereinstimmung in der Beurteilung in dieser Rekonstruktionsebene (RE).

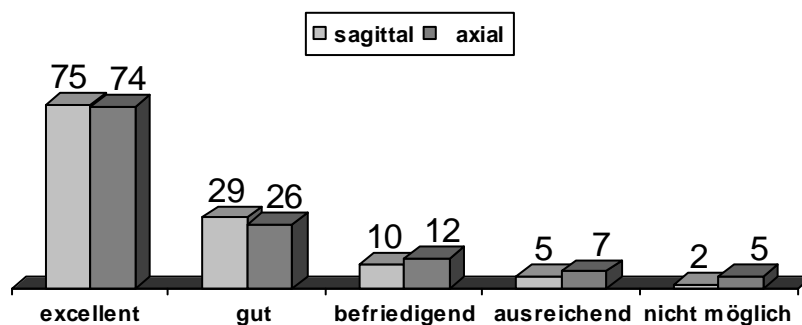


Abb. 3.4: Abgrenzung Bandscheibe gegen Nervenwurzel

3.5 Abgrenzung der Bandscheibe gegen den Durasack

Die Dura mater ist eine hautartige Struktur, die das Zentrale Nervensystem umschließt. Wegen ihrer Dünne ist sie computertomographisch nicht immer eindeutig vom Liquor abzugrenzen. Es wurde bewertet, wie die Begrenzung der Bandscheibe gegenüber den umgebenden Strukturen abzugrenzen ist. Auch bei diesem Kriterium

wurden für beide RE fast nur die Bewertungen exzellent und gut vergeben (Abb.3.5). Ein signifikanter Unterschied war zwischen dem Durchschnitt der Bewertungen für die sagittalen Bilderserien von 1,56 (Befunder 1: 1,45 / Befunder 2: 1,68) und dem axialen von 1,68 (Befunder 1: 1,52 / Befunder 2: 1,87) nicht zu ermitteln. Der *kappa*-Wert ergab für beide RE mit 0,50 ein identisches Ergebnis. Folglich sind für dieses Kriterium beide RE als gleichwertig anzusehen.

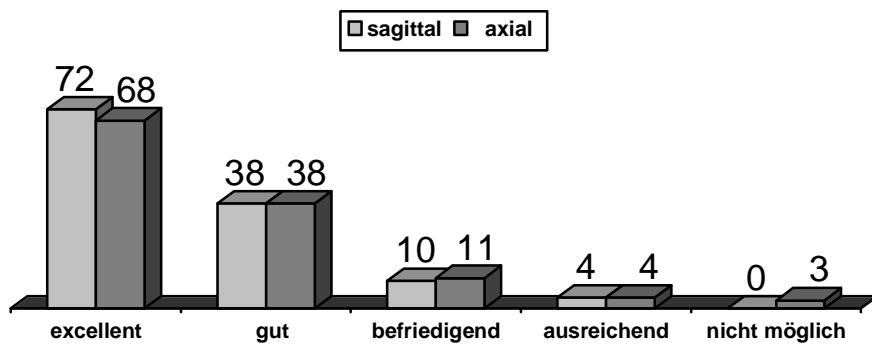


Abb. 3.5: Abgrenzung Bandscheibe gegen Durasack

3.6 Abgrenzung der Bandscheibe zu Weichteilstrukturen

Unter Weichteilstrukturen werden die ventral und lateral um die Bandscheibe gelegenen Gewebe verstanden, speziell der Musculus psoas. Wiederum lagen die Bewertungen meist im Bereich von exzellent und gut. Ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Rekonstruktionsebenen konnte nicht ermittelt werden (Abb.3.6). Die axialen Bilderserien wurden mit einem Durchschnitt von 1,33 (Befunder 1: 1,25 / Befunder 2: 1,42) geringfügig besser als die sagittalen mit 1,46 bewertet. Hier aber lagen die Durchschnittswerte von Befunder 1: 1,10 und Befunder 2: 1,87 fast eine

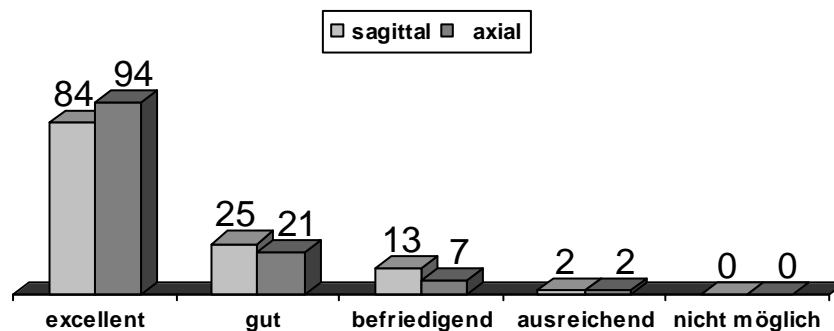


Abb. 3.6: Abgrenzung Bandscheibe gegen Weichteilstrukturen

Notenstufe auseinander. Folglich zeigte der *kappa*-Wert mit einem Wert von $< 0,20$ keine Übereinstimmung in der Beurteilung. Axial zeigte der *kappa*-Wert von 0.38 immerhin eine leichte Übereinstimmung. Die axialen Bilderserien sind damit als besser reproduzierbar anzusehen.

3.7 Beurteilbarkeit der Bandscheibenhöhe

Bei diesem Kriterium ist das Ergebnis eindeutig (Abb.3.7). Die sagittalen Serien wurden ausnahmslos mit exzellent bewertet. Für die axiale Rekonstruktionsebene vergab Befunder 1 dreimal nicht möglich und fünfmal befriedigend, sonst wurde immer die Bewertung ausreichend vergeben, Durchschnitt 3,97. Die sagittalen Rekonstruktionen ergaben einen *kappa*-Wert von 1,00, die axialen einen von $< 0,20$. Zu den Grenzen des *kappa*-Wert sei auf das Kap. 2.5 und die Diskussion verwiesen.

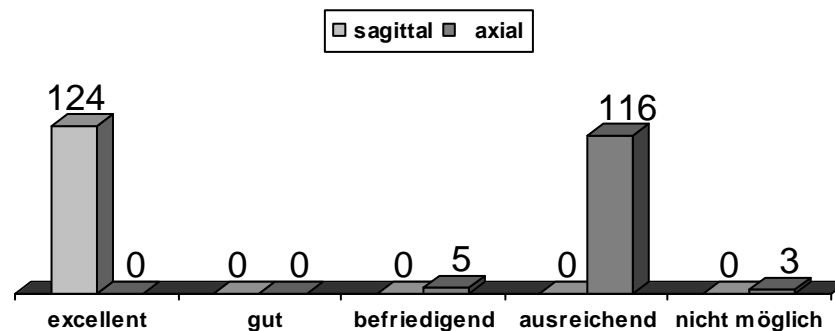


Abb. 3.7: Beurteilbarkeit der Bandscheibenhöhe

3.8 Beurteilung der Bandscheibenhöhe

Die Bandscheibenhöhe war mit normal, vermindert oder minimal zu beurteilen. An der Lendenwirbelsäule beträgt ihre Höhe ca. 30 bis 40% der des Wirbelkörpers (Benninghoff A,2003). Die Bandscheibenhöhe zeigt keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden RE, obwohl die Beurteilbarkeit der Bandscheibenhöhe sehr unterschiedlich eingeschätzt wurde (Abb.3.8). In der sagittalen RE wurden 64 Bandscheibenhöhen als normal, 45 als vermindert und 11 als minimal eingestuft. Für die axiale Rekonstruktionsebene ergaben sich die Zahlen 59, 44 und 16. Die Übereinstimmung zwischen den Befundern liegt für die sagittalen Rekonstruktionen mit einem *kappa*-Wert von 0,63 im guten Bereich, axial mit 0,44 im mäßigen Bereich. Auch ist die Übereinstimmung zwischen beiden RE mit einem (konventionellen) *kappa*-Wert von 0,50 für Befunder 1 und 0,41 für Befunder 2 annehmbar.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass es keine Überlegenheit einer RE gibt, also die Normalität der Bandscheibenhöhe in beiden Ebenen vergleichbar gut beurteilt werden kann.

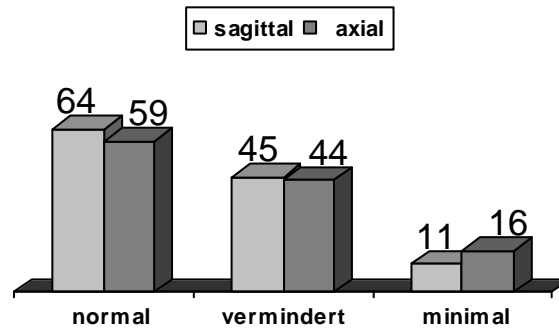


Abb. 3.8: Beurteilung der Bandscheibenhöhe

3.9 Beurteilbarkeit der Bandscheibenform

Besonderes Augenmerk wurde auf die Vorwölbung der Bandscheibe über eine gedachte Linie zwischen angrenzenden Wirbelkörpern gelegt. Die beiden Befunder unterschieden sich in ihren Bewertungen deutlich (Abb.3.9). Befunder 1 vergab für die axialen Bilderserien überwiegend exzellent, insgesamt mit Durchschnitt von 1,15. Signifikant unterschiedlich davon bewertete er die sagittalen mit einem Durchschnitt von 3,15. Für Befunder 2 waren die sagittalen Rekonstruktionen mit einem Durchschnitt von 1,81 besser als die axialen mit 2,32.

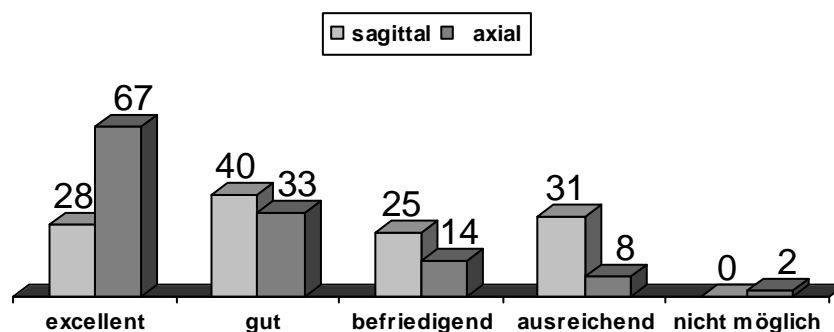


Abb.3.9: Beurteilbarkeit der Bandscheibenform

3.10 Beurteilung der Bandscheibenform im Hinblick auf eine Protrusion

Die quantitative Beurteilung der Bandscheibenform stellt sich schwieriger dar, da die Bandscheibe eine Wölbung besitzt und der Übergang zur pathologischen Protrusion allein an Hand der Bilder schwer zu definieren ist. So differierten hier die Befunder in ihren Beurteilungen deutlich (Abb.3.10a-c). Die Kriterien normal, leicht und deutlich standen ihnen bei der Bewertung zur Verfügung. Befundner 1 bevorzugte sowohl in der sagittalen als auch in der schräg axialen Ebene das mittlere Kriterium, welches im Gegensatz dazu von Befundner 2, ebenfalls in beiden Ebenen, am wenigsten vergeben wurde. Die Gesamtverteilung fiel somit relativ gleichmäßig aus. Trotzdem zeigten *kappa*-Werte von sagittal 0,40 und schräg axial 0,35 eine messbare Übereinstimmung zwischen den Befundern. Im Vergleich zwischen den Ebenen zeigten *kappa*-Werte von 0,46 für Befunder 1 und 0,50 für Befunder 2 eine annehmbare Sicherheit in der Diagnose.

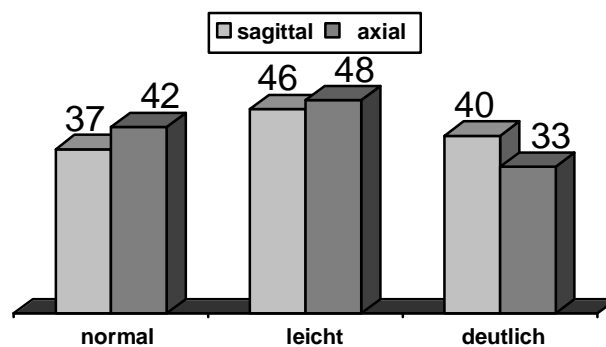


Abb. 3.10a: Beurteilung der Bandscheibenform im Hinblick auf eine Protrusion im Gesamten

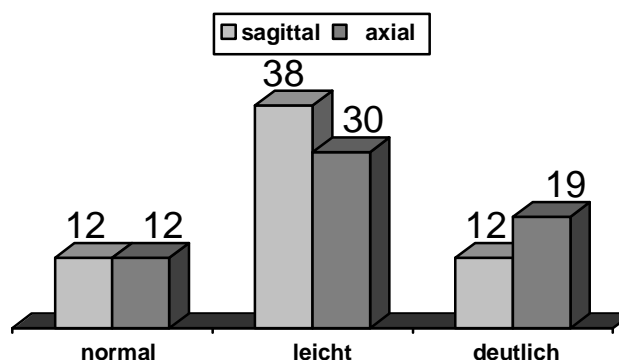


Abb. 3.10b: Beurteilung der Bandscheibenform im Hinblick auf eine Protrusion für Befunder 1

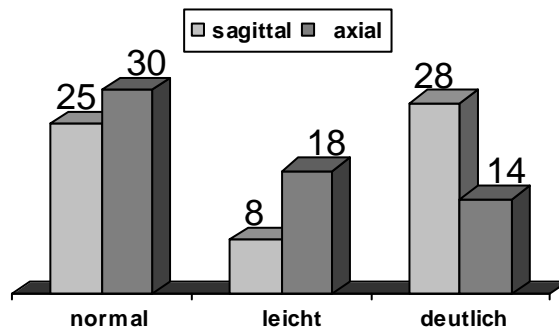


Abb. 3.10c: Beurteilung der Bandscheibenform im Hinblick auf eine Protrusion für Befunder 2

3.11 Abgrenzung des epiduralen Fettes gegen den Durasack

Der Durasack ist normalerweise von Fettgewebe umgeben. Bei pathologischen Prozessen kann es reduziert sein oder stellenweise sogar fehlen. Fettgewebe ist mit seinem Hounsfieldwert von ca. -65 von den anderen Gewebearten gut abgrenzbar. Für die axiale Ebene ergab sich ein Durchschnitt von 1,15 (Befunder 1: 1,19 / Befunder 2: 1,10), der signifikant besser war als der für die sagittale Ebene von 2,24 (Abb.3.11). In der sagittalen Ebene lagen die Befunder mit Durchschnittswerten von 2,50 für Befunder 1 und 1,97 für Befunder 2 eine halbe Bewertungsstufe auseinander. Diesen Sachverhalt spiegelt auch der zugehörige *kappa*-Wert mit einem Wert $< 0,20$ wider. Für die axiale Ebene lag der Wert mit 0,63 im guten Bereich. Somit ist bei diesem Beurteilungsaspekt trotz der guten Durchschnittswerte die axiale Ebene als überlegen anzusehen.

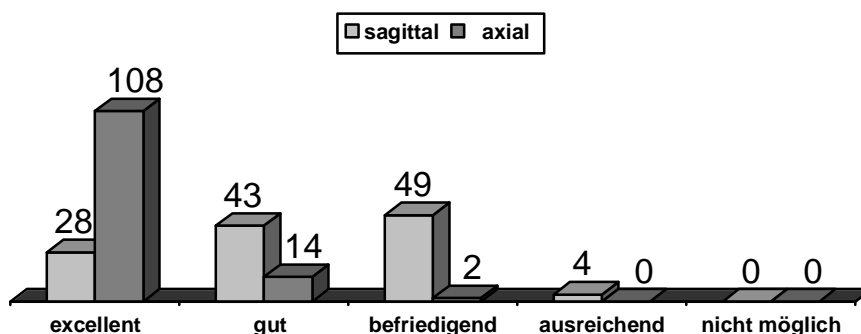


Abb. 3.11: Abgrenzung des epiduralen Fettes gegen den Durasack

3.12 Abgrenzung der Ligamenta flava gegen den Durasack

Die Ligg. flava erhalten ihre gelbliche Färbung durch einen hohen Gehalt an elastischen Fasern. Bei degenerativen Prozessen hypertrophieren sie und können so den Spinalkanal oder das Neuroforamen verengen. Das Ergebnis war eindeutig (Abb.3.12). Die axiale Ebene wurde mit einem Durchschnitt von 1,32 (Befunder 1: 1,23 / Befunder 2: 1,40) signifikant besser bewertet als die sagittale Sicht mit einem Durchschnitt von 3,47 (Befunder 1: 3,53 / Befunder 2: 3,40). Axial zeigt der *kappa*-Wert mit einem Wert von 0,23 noch eine messbare Übereinstimmung zwischen den Befundern, sagittal lag der Wert unter 0,20. Also sind auch hier die axialen Bilderserien zu empfehlen.

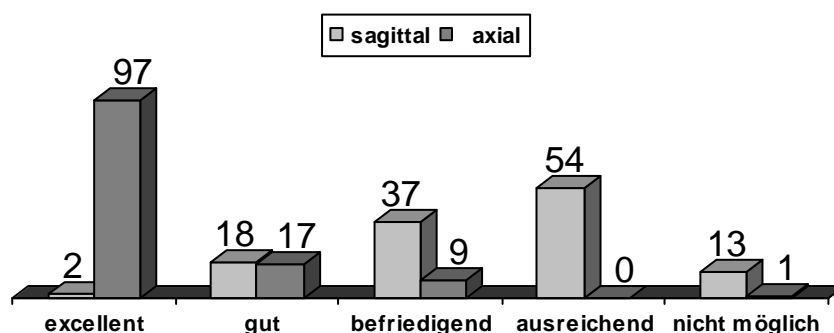


Abb. 3.12: Abgrenzung der Ligg. flava gegen den Durasack

3.13 Beurteilbarkeit der Dicke der Ligamenta flava

Die Beurteilung der Dicke der Ligamenta flava war ebenfalls eindeutig (Abb. 3.13). Mit einem Durchschnitt von 1,19 (Befunder 1: 1,15 / Befunder 2: 1,23) wurde die axiale Ebene signifikant besser als die sagittale Ebene beurteilt, die einem Durchschnitt von 4,23 ergab. Auch lagen die Befunder mit Einzeldurchschnitten von 3,85 und 4,60 auseinander. Der *kappa*-Wert zeigte für beide Ebenen mit Werten < 0,20 keine Übereinstimmung zwischen den Befundern.

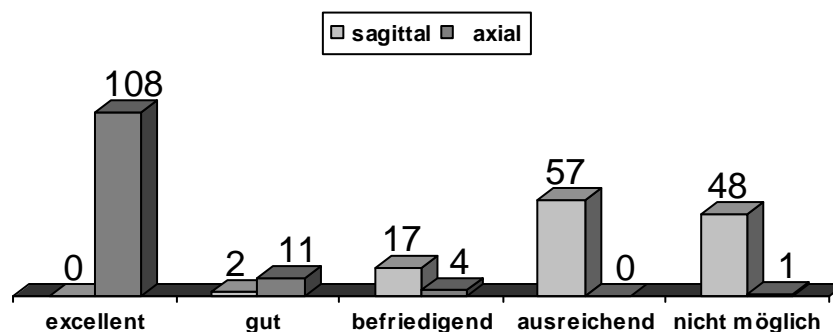


Abb. 3.13: Beurteilbarkeit der Dicke der Ligg. flava

3.14 Beurteilbarkeit der Wirbelgelenke

Bei der Beurteilung der Bilder zu diesem Teilaspekt wurde das Augenmerk besonders auf die Einsehbarkeit des Gelenkspaltes und auf die Darstellung des die Gelenkfläche umgebenden Knochens gelegt. Für die schräg axialen Bilderserien wurde fast ausschließlich die Bewertung exzellent vergeben (Abb.3.14). Durchschnitt war 1,06 (Befunder 1: 1,08 / Befunder 2: 1,03). Die sagittalen Ebenen wurden überwiegend mit gut und befriedigend bewertet. Der Durchschnitt war 2,47 (Befunder 1: 2,53 / Befunder 2: 2,40). Der *kappa*-Wert lag beide Mal unter 0,20.

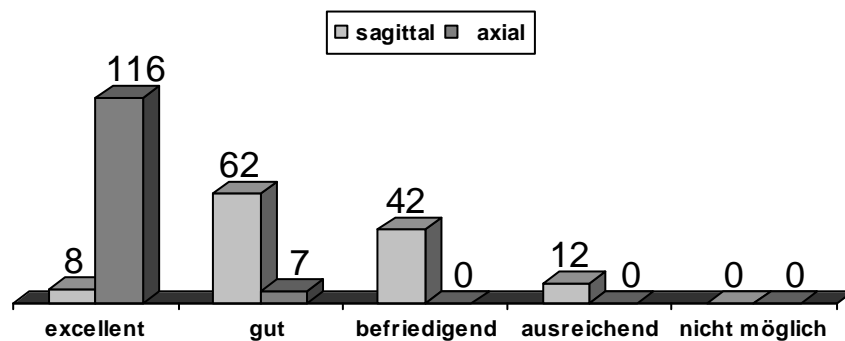


Abb. 3.14: Beurteilbarkeit der Wirbelgelenke

3.15 Beurteilung der Degeneration der Wirbelgelenke

Bei der Beurteilung der Degeneration der Wirbelgelenke wurde besonders auf Verschmälerung und auf Unregelmäßigkeiten des Gelenkspaltes geachtet, auf vermehrte subchondrale Sklerosierung, ossäre Anbauten und Zystenbildung. Zur Beschreibung standen vier Stufen zur Verfügung: Normalbefund, leichte, mittlere und hochgradige degenerative Veränderungen. Die Verteilungen ähnelten sich sowohl zwischen den Befundern als auch zwischen den Ebenen (Abb.3.15). Im Gegensatz zum Ergebnis des vorausgegangenen Punktes zeigte ein *kappa*-Wert von 0,46 für die sagittale Rekonstruktionsebene eine höhere Übereinstimmung zwischen den

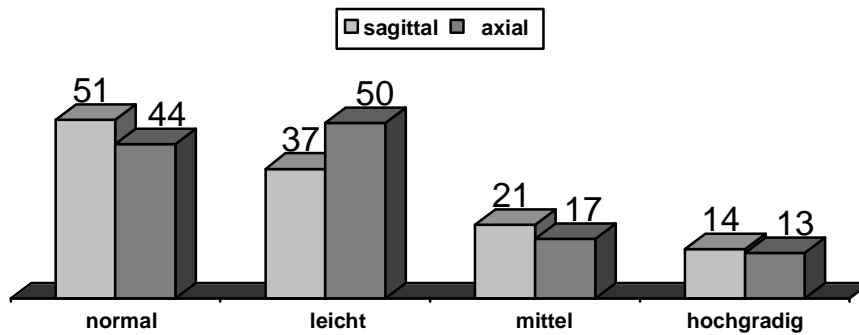


Abb. 3.15: Beurteilung der Degeneration der Wirbelgelenke

Befundern als für die axiale Ebene mit einem Wert von nur 0,26. Zwischen den beiden Ebenen zeigten die Befunder mit *kappa*-Werten von 0,56 und 0,51 eine annehmbare Übereinstimmung (Tab.3.16). Bei dieser Fragestellung ist auch unter der Berücksichtigung der qualitativen Beurteilung die Kombination der beiden Rekonstruktionsebenen zu empfehlen.

Tab. 3.16. Beurteilung der Degeneration der Wirbelgelenke in axialer und sagittaler Sicht getrennt für die beiden Befunder

Ebene		normal	leicht	mittel	hochgradig
sagittal	Befunder 1	29	15	11	6
	Befunder 2	22	22	10	8
axial	Befunder 1	25	25	7	5
	Befunder 2	19	25	10	8

3.16 Beurteilbarkeit des Wirbelkörpers

Bei diesem Punkt galt es, auf die Darstellung der Abschlussplatten des Wirbelkörpers zu achten. Zusätzlich sollte beurteilt werden, wie gut Form und Höhe zu erkennen sind. Hier ergaben sich eindeutige und sehr unterschiedliche Bewertungen (Abb.3.17). Für die sagittale Ebene wurde ausnahmslos die Bewertung exzellent vergeben. Die schräg axialen Bilderserien wurden dagegen größtenteils nur mit ausreichend bewertet. Der Durchschnitt von Befunder 1 ergab 3,89, der von Befunder 2 den Wert 3,39 und einen Gesamtdurchschnitt von 3,64. Ein *kappa*-Wert von 1,00 zeigt die perfekte Übereinstimmung der Befunder in der sagittalen Ebene.

Für die axiale Ebene ergab der *kappa*-Wert einen Wert unter 0,20 und somit keine messbare Übereinstimmung.

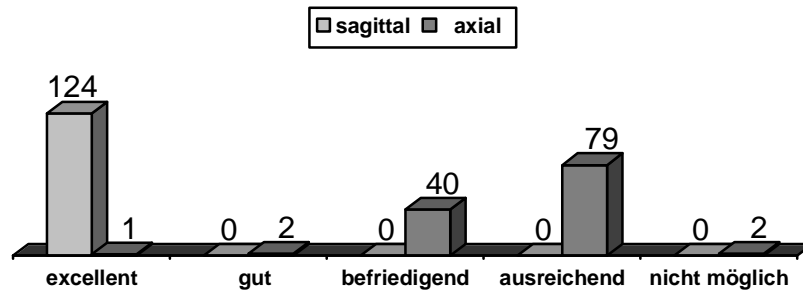


Abb. 3.17: Beurteilbarkeit des Wirbelkörpers

3.17 Beurteilbarkeit des Wirbelbogens

Bei der Beurteilung des Wirbelbogens sollten die knöchernen Struktur und der Durchmesser des Spinalkanals besonders beachtet werden. In der axialen Ebene wurde größtenteils die Bewertung exzellent vergeben (Abb.3.18). Der Gesamtdurchschnitt war 1,31 (Befunder 1: 1,44 / Befunder 2: 1,18). Die sagittale Ebene wurde mit einem Gesamtdurchschnitt von 2,08 etwas schlechter bewertet. In keiner der beiden Ebenen wurde die Bewertung nicht möglich vergeben. Der Unterschied zwischen den Durchschnittswerten der sagittalen und axialen Sicht war mit $p < 0,01$ signifikant. Die Befunder lagen mit ihren Durchschnitten von 2,10 und 2,06 dicht beisammen. Der *kappa*-Wert zeigte für axial mit einem Wert $< 0,20$ keine und sagittal mit 0,21 eine minimale Übereinstimmung zwischen den Befundern.

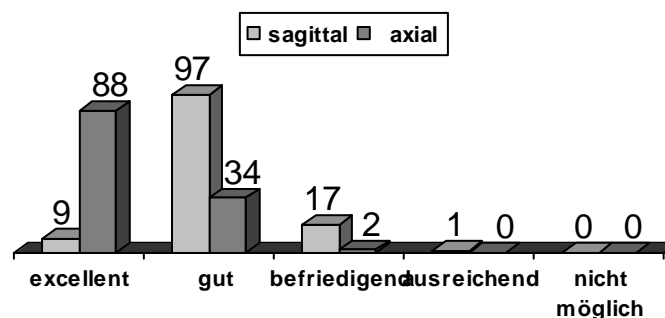


Abb. 3.18: Beurteilbarkeit des Wirbelbogens

3.18 Beurteilbarkeit des Processus spinosus

Bei der Beurteilung des Dornfortsatzes wurde darauf geachtet, ob eine Aussage über den Kontakt zu den benachbarten Dornfortsätzen (im Sinne eines Baastrup-Phänomenes) möglich ist (Abb.319). Sagittal wurde, bis auf dreimal „gut“ von Befunder 2, ausschließlich die Bewertung „exzellent“ vergeben. In der schräg axialen Ebene gingen die Meinungen etwas auseinander. Befunder 1 vergab fast ausnahmslos die Bewertung „ausreichend“, Befunder 2 bewertete immerhin die Hälfte mit „befriedigend“. Aber keinmal wurde die Bewertung „exzellent“ vergeben. Der Gesamtdurchschnitt war sagittal 1,03, axial 3,61 (Befunder 1: 3,97 / Befunder 2: 3,24). Der *kappa*-Wert lag für beide Ebenen unter 0,20.

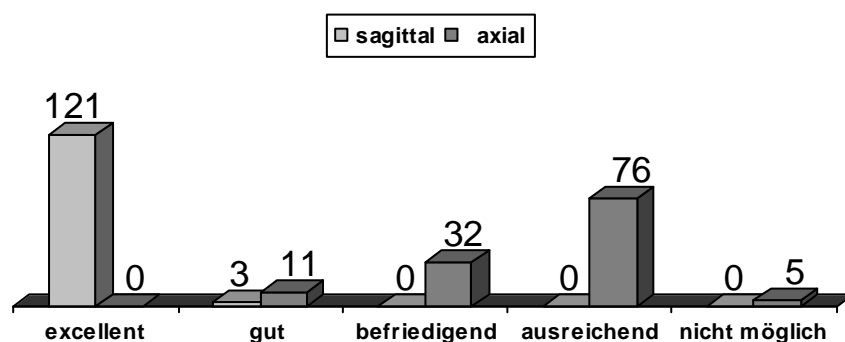


Abb. 3.19: Beurteilbarkeit des Processus Spinosus

3.19 Beurteilbarkeit der Weite des Spinalkanals

Bei der Beurteilbarkeit der Weite des Spinalkanals konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden RE nachgewiesen werden (Abb.3.20). Die überwiegende Bewertung war „exzellent“. Gesamtdurchschnitt sagittal: 1,31

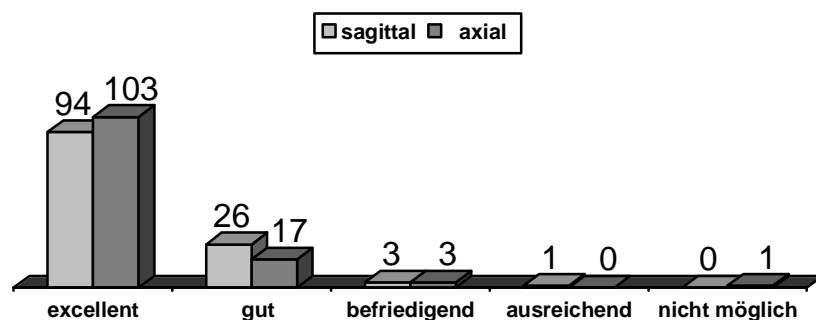


Abb. 3.20: Beurteilbarkeit der Weite des Spinalkanales

(Befunder 1: 1,39 / Befunder 2: 1,23). Gesamtdurchschnitt schräg axial: 1,22 (Befunder 1: 1,15 / Befunder 2: 1.29). Die *kappa*-Werte waren für beide Ebenen kleiner 0,20 und ergaben damit keine Übereinstimmung zwischen den beiden Befundern.

3.20 Beurteilung der Weite des Spinalkanales

Die Frage nach einer Spinalkanalstenose ist eine wichtige klinische Fragestellung, da sich ab einem gewissen Grad eine inkomplette oder sogar komplette Querschnittslähmung ausbilden kann. Eine Spinalkanalstenose kann entweder akut, z.B. durch eine Fraktur oder einen Bandscheibenvorfall, oder langsam, z.B. durch degenerative Veränderungen oder einen Tumor, entstehen. An den klinischen Sprachgebrauch angelehnt standen den Befundern die Bewertungen „keine“, „gering-“, „mittel-“, und „hochgradige Spinalkanalstenose“ zur Verfügung (Abb.3.21). In der axialen RE diagnostizierte Befunder 1 acht gering- und jeweils drei mittel- und hochgradige Spinalkanalstenosen. Für Befunder 2 waren die entsprechenden Häufigkeiten 13, 4 und 3. In der sagittalen RE bot sich folgendes Bild: 13 gering-, vier mittel- und zwei hochgradige Stenosen durch Befunder 1 und 10, 5 und 1 durch Befunder 2.

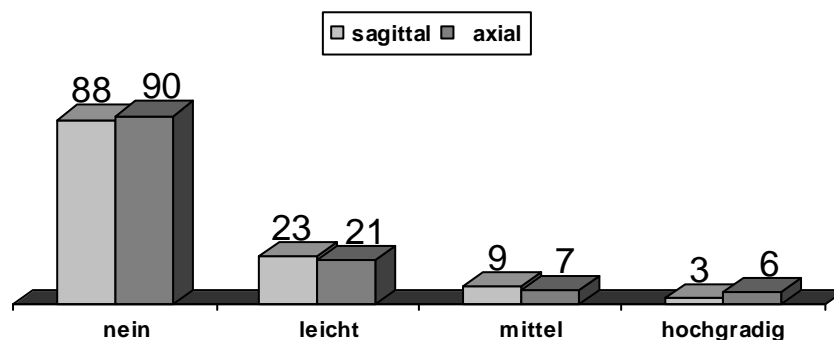


Abb. 3.21: Beurteilung der Weite des Spinalkanales

Mit einem *kappa*-Wert von 0,67 lag die Übereinstimmung zwischen den Befundern in der sagittalen Ebene deutlich im guten Bereich. Für die axiale Ebene zeigte der *kappa*-Wert mit einem Wert von 0,50 ein mäßiges Ergebnis. Der Vergleich der Ebenen führte für die einzelnen Befunder mit Werten von 0,53 und 0,72 ebenso zu einem mäßigen bzw. guten Ergebnis. Somit wird das Ergebnis aus der qualitativen Bewertung 3.18 deutlich bestätigt.

Die Auswertung der nachfolgenden Kriterien erfolgte wegen der Symmetrie der anatomischen Verhältnisse nur für die linke Seite. Die Punkte 28 bis 32 des Bewertungsbogens (siehe Anhang 6.1 Bewertungsbogen) entfallen.

3.21 Beurteilbarkeit des linken Neuroforamens

Anatomisch ist das Neuroforamen die Durchtrittsstelle des Spinalnervs, die aus Bandscheibe, Ligamentum flavum und den knöchernen Strukturen der beiden zugehörigen Wirbelkörper und Wirbelbögen gebildet wird. Einengungen in diesem Bereich können zur Schädigung des Nervens führen. Die Bewertungen ergaben auch hier wieder überwiegend „gut“ bis „exzellent“ (Abb.3.22). Ein signifikanter Unterschied konnte nicht ermittelt werden. Obwohl die axiale Ebene mit einem Durchschnitt von 1,65 geringfügig schlechter bewertet wurde als die sagittale Ebene mit einem Wert von 1,52, lagen die Befunder mit Einzeldurchschnitten von 1,61 und 1,69 eng beisammen. In der sagittalen Ebene unterschieden sich die beiden Befunder mit Einzelwerten von 1,21 und 1,82 signifikant. Der *kappa*-Wert bestätigt dieses Ergebnis mit einer geringen Übereinstimmung entsprechend dem Wert 0,26 für die schräg axiale Ebene. Für die sagittale Ebene konnte bei einem Wert $< 0,20$ keine Übereinstimmung zwischen den Befundern gezeigt werden.

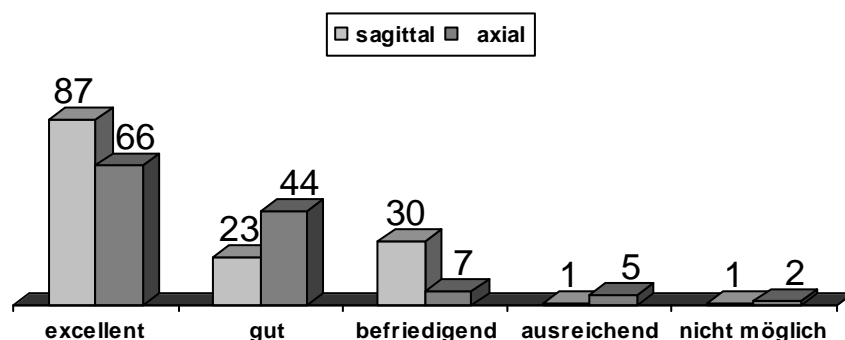


Abb. 3.22: Beurteilbarkeit des linken Neuroforamens

3.22 Beurteilung des Fettgewebes im linken Neuroforamen

Der Gehalt an Fettgewebe im Neuroforamen sollte mit „normal“, „reduziert“ oder „fehlt“ beurteilt werden. Zwischen der schräg axialen und der sagittalen Ebene konnte kein signifikanter Unterschied ermittelt werden (Abb.3.23). Befunder 2 vergab

sowohl in der schräg axialen als auch in der sagittalen Ebene die Bewertung „reduziert“ deutlich öfter als Befunder 1. Befunder 1 vergab für die schräg axiale Ebene 52mal „normal“, 8mal „reduziert“ und 2mal „fehlt“. Die Zahlen von Befunder 2 waren 37, 22 und 3. Ein ähnliches Bild ergab sich für die sagittale Ebene: Befunder 1: 51, 10, 1 und Befunder 2: 32, 25, 5. Trotzdem zeigte der *kappa*-Wert mit Werten

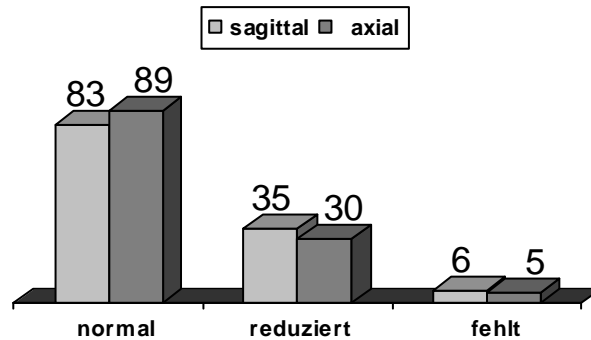


Abb. 3.23: Beurteilung des Fettgewebes im linken Neuroforamen

von 0,36 für die schräg axiale Ebene und von 0,25 für die sagittale jeweils eine geringe Übereinstimmung. *Kappa*-Werte von 0,41 für Befunder 1 und 0,42 für Befunder 2 im Vergleich zwischen den Ebenen zeigen eine annehmbare Übereinstimmung, was somit die ähnliche Verteilung der Bewertungen in den beiden Ebenen bestätigt.

Tab. 3.24: Beurteilung des Fettgewebes im linken Neuroforamen durch die beiden Befunder im Vergleich

Ebene		normal	reduziert	fehlt
sagittal ($p < 0,001$)	Befunder 1	51	10	1
	Befunder 2	32	25	5
axial ($p < 0,01$)	Befunder 1	52	8	2
	Befunder 2	37	22	3

3.23 Beurteilung der Lage des Spinalnervs im linken Neuroforamen

Bildmorphologisch kann die Computertomographie nicht sicher zwischen einem umschließenden Kontakt und einer Kompression unterscheiden. Wenn das umgebende Fettgewebe fehlt, so ist eine Kompression des Nervens nicht

auszuschließen. Dieser Punkt steht im direkten Zusammenhang mit dem vorausgegangenem. Auch die Ergebnisse (Abb. 3.25).

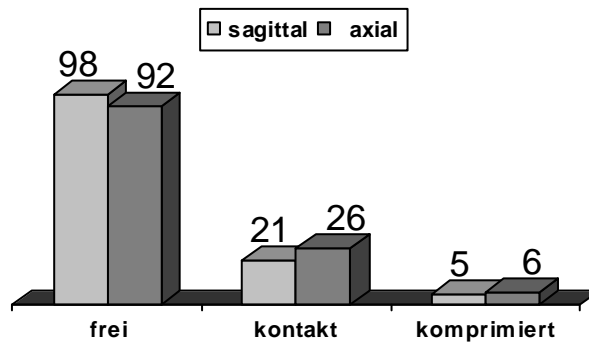


Abb. 3.25: Beurteilung der Lage des Spinalnervs im linken Neuroforamen

Das Kriterium „komprimiert“ wurde sagittal fünfmal, axial sechsmal vergeben. Für die sagittale RE konnte mit einem *kappa*-Wert von <0,20 keine Übereinstimmung zwischen den Befundern ermittelt werden (Tab.3.26). Für die axiale zeigt der *kappa*-Wert von 0,27 eine geringe Übereinstimmung. Im Vergleich der Ebenen für die einzelnen Befunder zeigt nur Befunder 1 mit einem *kappa*-Wert von 0,40 eine Übereinstimmung bei der Vergabe der Kriterien.

Tab. 3.26. Beurteilung der Lage des Spinalnervs im linken Neuroforamen der beiden Befunder im Vergleich

Ebene		frei	kontakt	komprimiert
sagittal nicht signif.	Befunder 1	54	6	2
	Befunder 2	44	15	3
axial p < 0,05	Befunder 1	53	7	2
	Befunder 2	39	19	4

3.24 Vergleich der Bewertung von Fettgewebe und der Lage des Spinalnerven im linken Neuroforamen

Wie in den beiden vorausgegangenen Punkten angedeutet besteht ein Zusammenhang zwischen den beiden Bewertungen. Für den Kontakt oder die Kompression des Spinalnerves ist zumindest eine partielle Reduktion des umgebenden Fettgewebes nötig. Um statistisch einen Zusammenhang herstellen zu können, wurden die Kriterien „normal“ mit „frei“, „reduziert“ mit „Kontakt“ und „fehlt“ mit „komprimiert“ gleichgesetzt, wobei natürlich reduziertes oder fehlendes Fettgewebe nicht gleich einen Kontakt oder eine Kompression implizieren. Mathematisches Verfahren für die vergleichende Bewertung war der *kappa*-Test. Für den Vergleich der beiden axialen Ebenen zeigte der *kappa*-Wert mit 0,74 (Befunder 1: 0,62; Befunder 2: 0,78) eine gute Übereinstimmung. Für die sagittale Ebene lag der Wert mit 0,59 (Befunder 1: 0,71; Befunder 2: 0,49) im durchschnittlichen Bereich.

3.25 Beurteilbarkeit des linken Recessus

Der Recessus ist eine kanalförmige, knöcherne Vertiefung am Übergang des Wirbelbogens in den Wirbelkörper, in der der Spinalnerv läuft. Am Ende geht er in das Neuroforamen über. Durch degenerative Knochenanbauten kann er eingeengt werden. Eine Folge davon können Nervenirritationen sein. Die axialen Bilder wurden mit einem Durchschnitt von 1,09 deutlich besser als die sagittalen mit einem Durchschnitt von 3,34 bewertet (Abb.3.27). Der *kappa*-Test gab für beide Rekonstruktionsebenen Werte unter 0,20, und somit keine messbare Übereinstimmung zwischen den Befunden.

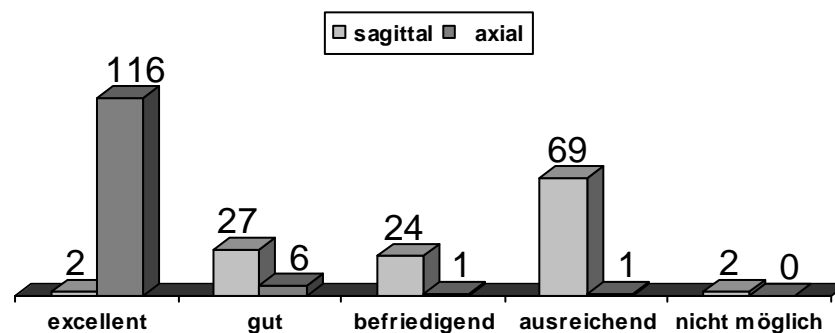


Abb. 3.27: Beurteilbarkeit des linken Recessus

3.26 Beurteilung der Weite des linken Recessus

Die Weite des Recessus wurde fast immer als „normal“ eingestuft (Abb.3.28). Die Kategorie „minimal“ wurde keinmal vergeben. In der sagittalen Ebene unterscheiden sich die Befunder, Befunder 1 vergab ausschließlich „normal“ (Tab.3.29). Dementsprechend zeigt hier ein *kappa*-Wert von null keine Übereinstimmung. Für die axiale Sicht ergab sich trotz der extremen Verteilung mit *kappa* = 0,35 eine messbare Übereinstimmung. Dies bestätigt das Ergebnis von 3.23.

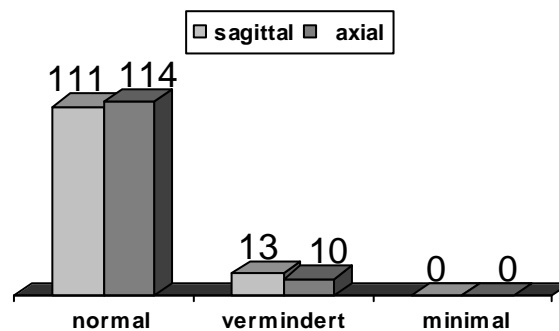


Abb. 3.28: Beurteilung der Weite des linken Recessus

Tab. 3.29: Beurteilung der Weite des linken Recessus im Vergleich der Befunder

		normal	vermindert	minimal
sagittal p < 0,001	Befunder 1	62	0	0
	Befunder 2	49	13	0
axial nicht signif.	Befunder 1	59	3	0
	Befunder 2	55	7	0

3.27 Zusammenstellung der Einzelergebnisse

Zur Erleichterung der Übersicht sind die Ergebnisse der qualitativen Bewertungen der Abgrenzungen in der sagittalen und axialen Ebene sowie deren Unterschied in Tab.3.30 zusammengestellt. In Tab.3.31 sind auch die Ergebnisse zu den aus den axialen und sagittalen Bildern gewonnenen Befunden aufbereitet.

Tab. 3.30: Zusammenstellung der qualitativen Beurteilungen der Abgrenzungen

* deutliche Unterschiede zwischen den Befundern

Abgrenzungs- Beurteilungsaspekt	sagittale Bewertung	kappa sagittal	axiale Bewertung	kappa axial	p- Wert
3.3 Nucleus pulposus gegen Anulus fibrosus (F3)	3,14	0,60	4,34	0,44	0,00
3.4 Bandscheibe gegen Nervenwurzel (F5)	1,60	0,50	1,73	0,24	0,75
3.5 Bandscheibe gegen Durasack	1,56	0,50	1,68	0,50	0,53
3.6 Bandscheibe zu Weichteilstrukturen	1,46	<0,20	1,33	0,38	0,60
3.7 Beurteilbarkeit Bandscheibenhöhe	1,0	1	3,97	<0,2	0,00
3.9 Beurteilbarkeit Bandscheibenform *	2,48	<0,2	1,74	<0,2	0,00
3.11 Durasack gegen epidurales Fett	2,24	<0,2	1,15	0,63	0,00
3.12 Ligg. flava gegen Durasack	3,47	<0,2	1,32	0,23	0,00
3.13 Beurteilbarkeit Ligg. flava (Dicke)	4,23	<0,2	1,19	<0,2	0,00
3.14 Beurteilbarkeit Wirbelgelenke	2,47	<0,2	1,06	<0,2	0,00
3.16 Wirbelkörper (insbes. Höhe, Form, Abschlussplatte)	1,00	1	3,64	<0,2	0,00
3.17 Wirbelbogen	2,08	0,21	1,31	<0,2	0,00
3.18 Dornfortsätze	1,03	<0,2	3,61	<0,2	0,00
3.19 Weite Spinalkanal	1,31	<0,2	1,22	<0,2	0,37
3.21 Neuroforamen links	1,52	<0,2	1,65	0,26	0,00
3.25 Recessus links	3,34	<0,2	1,09	<0,2	0,00

Zusammenfassend ist zu sagen, dass die sagittalen Bildrekonstruktionen in 4 von 16 Punkten bei der Beurteilbarkeit der Bandscheibenhöhe, des Wirbelkörpers, der

Dornfortsätze und der Abgrenzung des Nucleus pulposus als signifikant besser bewertet wurden.

Die axialen Bilder wurden in 6 Punkten bei der Beurteilbarkeit der Ligg. flava, der Wirbelgelenke, des Wirbelbogens, des Recessuses links und der Abgrenzung des Durasackes und der Ligg. flava gegen das epidurale Fett als signifikant besser bewertet.

Tab. 3.31: Zusammenstellung der quantitativen Bewertungen (%)

Aspekt	Bewertung					p-Wert
3.8 Beurteilung der Bandscheibenhöhe n=(120/119)		normal	vermindert	minimal		0,57
	sag.	53,3	37,5	9,2		
	ax.	49,6	37,0	13,4		
3.10 Bandscheibenprotrusion n=(123/123)		normal	leicht	deutlich		0,60
	sag.	30,1	37,4	32,5		
	ax.	34,2	39,0	26,8		
3.15 Degeneration der Wirbelgelenke n=(123/124)		normal	leicht	mittel	hochgradig	0,55
	sag.	41,5	30,1	17,1	11,4	
	ax.	35,5	40,3	13,7	10,5	
3.20 Weite des Spinalkanals n=(123/124)		nein	leicht	mittel	hochgradig	
	sag.	71,5	18,7	7,3	2,4	
	ax.	72,6	16,9	5,6	4,8	
3.22 Fettgewebe im linken Neuroforamen n=(124/124)		normal	reduziert	fehlt		0,71
	sag.	66,9	28,2	4,8		
	ax.	71,8	24,2	4,0		
3.23 Lage des Spinalnerven im linken Neuroforamen n=(124/124)		frei	Kontakt	komprimiert		0,67
	sag.	79,0	16,9	4,0		
	ax.	74,2	21,0	4,8		
3.26 Weite des linken Recessus n=(124/124)		normal	vermindert	minimal		0,66
	sag.	89,5	10,5	0		
	ax.	91,9	8,1	0		

In 5 Punkten bei der Beurteilbarkeit der Weite des Spinalkanals, des Neuroforamens und der Abgrenzung der Bandscheibe gegen die Nervenwurzeln, den Durasack und die Weichteilstrukturen konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

In einem Punkt bei der Beurteilbarkeit der Bandscheibenform unterschieden sich die beiden Befunder deutlich. Befunder 1 bewertete die axialen Bilder signifikant besser. Befunder 2 konnte keinen signifikanten Unterschied feststellen.

In der Beurteilung der Bandscheibenhöhe, der Bandscheibenform mit der Frage nach einer Protrusion, der Degeneration der Wirbelgelenke, des Fettgewebes und des Nerven im linken Neuroforamen und der Weite des Linken Recessus zeigte sich bei keinem der Punkte ein signifikanter Unterschied.

Für die Übereinstimmung zwischen den Befundern zeigte sich bei x von 44 Punkten (nach sagittal und axial aufgeschlüsselt) eine mit dem *kappa*-Test bzw. gewichtetem *kappa*-Test messbare Übereinstimmung. Allgemein gilt hier der Trend, dass der *kappa*-Wert der qualitativen Bewertung folgt.

4. Diskussion

4.1 Zur Methodik der Arbeit

Eine Abfrage im Literatursystem PubMed der National Library of Medicine und des National Institute of Health mit den Suchbegriffen Mehrschicht, multislice oder helical oder CT bzw. computed tomography im Titel in Verbindung mit lumbar spine ergab für den Publikationszeitraum von 1994 bis März 2006 24 Literaturstellen, in Verbindung mit cervical spine 44 Stellen. In der Regel wird in dieser Literatur über Treffsicherheit spezieller diagnostischer Fragestellungen differenzierter Befunde oder die Abklärung schwerer Traumata berichtet. Die Halswirbel dominieren wegen der häufig notwendigen gleichzeitigen Abklärung von ZNS-Traumen (Blackmore 2000, Daffner RH 2001, Hanson 2000). Eine zu der Fragestellung dieser Arbeit vergleichbare aktuelle Publikation konnte nicht gefunden werden. In älteren Arbeiten (Meyer 1979) wurde sowohl auf Chancen wie auf Grenzen hingewiesen, sagittale und koronare Rekonstruktionen wurden für die Routine noch nicht als sinnvolle Ergänzung gesehen (Rabassa 1993, Rosenthal 1984). Ein Hauptgrund für diese Einschätzung waren die mit Stufenartefakten reproduzierten Bilder (Rothman 1978). In einer neueren Arbeit diskutierte Tallroth (1998) qualitativ anhand einer Bildserie die ansprechende Qualität der Wiedergabe der Lendenwirbelsäule einschließlich sagittaler Rekonstruktionen. Die quantitativen Ergebnisse unserer Arbeit können aufgrund dieser Literaturlage nur eigenständig diskutiert werden.

Bei der vorliegenden Arbeit wurden Untersuchungen aus der Routinediagnostik einer großen Universitätsklinik verwendet. Aus 60 Patienten wurden 25 für die Studie zufällig ausgewählt, von denen 3 wegen Artefaktbildungen, die nicht durch die radiologische Methode an sich bedingt waren, ausgeschlossen wurden. Die gewonnenen Daten zeigen, dass die Indikation sorgfältig gestellt wurde. Bei den meisten Untersuchungen, bei 19 von 22, konnte ein pathologischer Befund erhoben werden. Das Routineuntersuchungsprogramm wurde allerdings dahingehend abgeändert, dass man sich der Mehrschicht - Spiraltechnik bediente, die nach ersten Erfahrungen zumindest gleichwertige Bilder liefert (Obenauer 2002). Das bedeutet, dass der jeweiligen Untersuchung ein zusammenhängender Satz von Rohdaten zugrunde liegt. Aus diesen Daten errechnete der Computer alle Schnittbilder als multiplanare Rekonstruktionen (MPR). Bisher wurde die Gantry in die Ebene des

jeweiligen ZWR gekippt, um der Krümmung der Wirbelsäule Rechnung zu tragen. In dieser Arbeit sind auch die axialen Bilder MPR.

Zur Schichtdicke ist Folgendes anzumerken: In der Standarddiagnostik sind axiale Schichten von 3mm gebräuchlich. Für diese Studie wurde dieser Standard für beide Ebenen übernommen. Da überlappende Rekonstruktionen ohne zusätzliche Strahlenbelastung möglich sind, erfolgten sie mit 50%. Dieser Standard ist sicher auch für die sagittale Ebene nicht falsch, da die Volumenelemente (Voxel) annähernd Würfelform (0,5 x 0,5 x 1,0 mm) annehmen und die Summationseffekte für jeden Punkt des Betrachters gleich sind. Ein weiterer praktischer Effekt ist, dass sich axial und sagittal eine vergleichbare Anzahl von Bildern ergibt, weil die axiale und sagittale Ausdehnung eines ZWR annähernd gleich sind. Dies ist ein wichtiger Punkt für einen Vergleich.

Die gleiche Zielsetzung wurde auch mit der einheitlichen Präsentation verfolgt. Es wurde das in der Standarddiagnostik verwendete Fenster für beide Rekonstruktionsebenen übernommen. Allerdings hat sich bei den Versuchen gezeigt, dass manche Strukturen, z.B. die der Bandscheibe oder Ligg. flava, bei leicht modifizierter Fensterung noch besser abzugrenzen sind. Für eine spezielle Darstellung des Knochens empfehlen sich Schichtdicken von ca. 1mm (Watura 2004, Buckwalter 2000).

Mit den zwei überlappend rekonstruierten Sichtebenen fallen mehr als doppelt so viele Bilder an. Dies wurde anfangs von einigen als Nachteil angesehen (Loose 2000). Argumente waren, dass durch mehr Informationen die wichtigen Fakten übersehen werden könnten oder dass der Bedarf an Röntgenfilmen zur Dokumentation und Archivierung steigt. In diesem Zusammenhang ist auch unser Ansatz zu erwähnen, dass die Bilder als Grossbild (im Gegensatz zu z.B. 4x5 Aufteilung) am Monitor betrachtet wurden. Dies unterscheidet sich von der Art der Befundung, bei der man von Bild zu Bild und von Zeile zu Zeile springt.

Ein möglicher Kritikpunkt an der Objektivität der vergleichenden Bewertung ist, dass in der sagittalen Ebene dem Befunder der komplette untersuchte Wirbelsäulenabschnitt vorgelegt wird, auch wenn dann immer nur ein ZWR bewertet wurde. Die

restlichen Wirbel wurden nicht verdeckt. Zumindest unbewusst dürfte dadurch die Bewertung beeinflusst worden sein. Wenn zum Beispiel die benachbarten Bandscheiben zu sehen sind, so setzt man die Bandscheibenhöhe in Relation zur Höhe der anderen. Wenn es um den klinischen Befund und eine Diagnose geht, ist es sicher nicht nur legitim sondern im Gegenteil ein Vorteil für die sagittalen Bilderschichten, dass hier die Beurteilung im Strukturverband möglich ist.

Die Bewertung von Bildern unterliegt einer subjektiven, von der Erfahrung geprägten Komponente. Dem wurde in dieser Arbeit dadurch entgegengewirkt, dass die Bewertung sowohl von einem erfahrenen als auch von einem unerfahrenen Arzt durchgeführt wurde. Anzumerken ist außerdem, dass für die Befundung der Wirbelsäule mit CT-Schnittbildern die sagittale Sicht eine Innovation ist und daher keine lange Erfahrung vorliegen kann, auch wenn die sagittale Sicht dem Radiologen aus der Magnetresonanztomographie seit langem bekannt ist.

4.2 Zum Übereinstimmungsmaß *kappa*

Die dritte Fragestellung der Arbeit bezieht sich auf die Übereinstimmung der Befunder. Wenn eine Interrater- oder Intrarater-Übereinstimmung für n Kategorien zu beurteilen ist, so ist eine $n \times n$ – Matrix die adäquate Beschreibung (Tab.2.4 in 2.6). Die zugehörige Maßzahl für die Übereinstimmung ist der *kappa*-Wert. Bei perfekter Übereinstimmung – nur die Diagonale ist besetzt - ergibt sich der Wert 1. Die Aussagekraft des *kappa*-Tests hat aber Grenzen. Bewertet ein Befunder systematisch eine Kategorie niedriger, resultiert sogar ein negatives *kappa*. Durch eine Vergrößerung der Beurteilung, also durch Zusammenfassung z.B. der Kategorien exzellent und gut, steigt dann der *kappa* – Wert. Eine weitere Besonderheit ergibt sich, wenn sich die Werte wie in Abb. 3.13 „Beurteilbarkeit der Wirbelgelenke in der axialen Sicht“ auf wenige Felder, auf exzellent und eine Abweichung, konzentrieren. Dafür ist der *kappa*-Wert null. Diese Grenzen sind bei der Interpretation der Ergebnisse zu beachten. Letztlich gilt hier, dass für die Prüfung der Reproduzierbarkeit, der Sicherheit von Bewertungen oder für die Beurteilung von Lernprozessen der *kappa*-Wert ein Hinweis ist, sich die $n \times n$ -Matrix und die Verteilung genauer anzusehen.

4.3 Zu den Ergebnissen

4.3.1 Bandscheibe

Für die Beurteilung der Bandscheibe stellt sich die Frage, ob es möglich ist, die Bandscheibe in ihrer Begrenzung zu erkennen und sie vom restlichen Gewebe zu unterscheiden. Dies ist Voraussetzung für die Diagnose eines Bandscheibenvorfalles. Die Unterscheidung von fünf Beurteilungskategorien sollte besonders bei dieser Beurteilung Schwachstellen offen legen, weil sich die an die Bandscheibe angrenzenden Strukturen bezüglich der Röntgendichte unterscheiden. In den Punkten 3.3, 3.4 und 3.5 wurden die Bilderserien in mehr als 80% der Fälle in beiden Rekonstruktionsebenen und von beiden Befundern überwiegend als exzellent und gut eingestuft. Die Häufigkeit nahm mit der Notenstufe ab, wie man es bei einem kontinuierlichen Übergang erwartet.

Die Ergebnisse lassen aber einen Trend erkennen, der besonders bei Beurteilung der Bandscheibenform, Punkt 3.8 offenkundig wurde. Während Befunder 1 die axialen Serien besser bewertet als die sagittalen, ist bei Befunder 2 kein größerer Unterschied auszumachen. Interessanterweise liegen aber beide Befunder mit ihrem Mittelwert eng beisammen, wenn man die Bewertungen der axialen und auch der sagittalen Bilder zusammenfasst. Der Unterschied war aber nie so groß, dass die Treffsicherheit der Diagnose in Frage gestellt werden müsste. Eine mögliche Ursache für diesen Trend könnte sein, dass Befunder 1 mit langjähriger Erfahrung in der Computertomographie urteilt. Da bisher nur axiale Bilderserien im klinischen Alltag üblich waren, könnte man vermuten, dass sein Blick an diese Ebene gewöhnt ist, während Befunder 2 beiden Ebenen „unvoreingenommen“ gegenübersteht.

Das Ergebnis der Beurteilung der Höhe oder Dicke der Bandscheibe überrascht nicht. Die Höhenausdehnung erfolgt in axialer Richtung. Deshalb ist es nicht möglich, die Höhe in der axialen Ebene direkt zu bestimmen. Man behilft sich indirekt, indem man die Höhe durch die Zahl der Schnittbilder, auf denen die Bandscheibe dargestellt ist, abschätzt. Bemerkenswert ist deshalb, dass die Ergebnisse eine messbare Übereinstimmung zeigen, sowohl im Vergleich zwischen den Ebenen als auch zwischen den Befundern. Wie bei der Bewertung der Bandscheibe insgesamt bestätigt die quantitative Auswertung rückwirkend die Kriterienvergabe. Die axialen

Bilderserien wurden überwiegend mit „ausreichend“ bewertet. Da sich kein signifikanter Unterschied zeigt, reichen die axialen Bilder zur Beantwortung der Frage nach der Bandscheibenhöhe aus.

Speziell in diesem Kontext sei auf den möglichen systematischen Fehler hingewiesen, der bereits in der Methodendiskussion angesprochen wurde. Auf einem sagittalen Schnittbild ist immer der ganze untersuchte Wirbelsäulenbereich im Längsschnitt abgebildet. Dadurch wird eine Bandscheibenhöhe immer im Vergleich mit den anderen abgebildeten ermittelt. Weiter ist anzumerken, dass sich die Bandscheibe zwischen dem letzten Lendenwirbelkörper und dem Kreuzbein durch ihre Keilform, die physiologisch durch die starke Krümmung der Wirbelsäule in diesem Abschnitt hervorgerufen wird, von den anderen, höher gelegenen Bandscheiben etwas unterscheidet. Beide Aspekte erschweren den Vergleich und natürlich auch die Befundung.

Die quantitative Beurteilung der Bandscheibenform steht im direkten Zusammenhang mit dem Punkt Beurteilbarkeit der Bandscheibenform. Der Bandscheibenvorfall fiel unter das Kriterium „deutliche Protrusion“ und konnte so als Befund angegeben werden. Zurückblickend hätte man diesen Punkt z.B. in „normal“, „Protrusion“ und „Bandscheibenvorfall“ aufschlüsseln sollen.

Auch hier ist auf einen Unterschied zwischen den beiden Befundern hinzuweisen, allerdings mit entgegengesetzter Tendenz im Vergleich zur Beurteilung der Bandscheibenform. Hier entschied sich der erfahrene Radiologe öfters für die mittlere Bewertung, während Befunder 2 extreme Werte bevorzugte. Trotzdem zeigten die *kappa*-Werte eine Übereinstimmung zwischen den Befundern. Besonders beim Vergleich der Ebenen für den einzelnen Befunder lagen die *kappa*-Werte im annehmbaren Bereich, obwohl Befunder 1 bei der Darstellung der Bandscheibenform einen deutlichen Unterschied in der Qualität zwischen axial und sagittal gesehen hat. Wie bereits angemerkt hat sich der Unterschied zwischen den Stufen „exzellent“ und „befriedigend“ nicht auf die Sicherheit der Diagnose ausgewirkt. Dieses Ergebnis ist bemerkenswert, weil zum einen die Frage nach der Bandscheibe bzw. dem Bandscheibenvorfall eine zentrale Frage der Lendenwirbelsäulendiagnostik ist und oft auch die Indikation zur Notfalldiagnostik ist.

Zum anderen bestätigt das Ergebnis die vorausgegangenen qualitativen Bewertungen. Dass die *kappa*-Werte trotzdem nur im unteren Bereich liegen, hängt mit den unterschiedlichen Kategorien zusammen, den fünf Bewertungsstufen auf der einen Seite und den zwei Kategorien „zutreffend: ja oder nein“ auf der anderen Seite, was bereits zum *kappa*-Wert diskutiert wurde.

Dass man die Binnenstruktur der Bandscheibe, also auch die Abgrenzung des Anulus fibrosus gegen den Nucleus pulposus mit diesen Bildserien differenzieren kann, ist ein nicht erwartetes Ergebnis der Arbeit. Bisher kannte man solche Beurteilungen nur von der Kernspintomographie. Warum die Abgrenzung in der sagittalen Ebene wesentlich besser möglich ist, ist nicht unmittelbar einsichtig. Eine Erklärung könnte sein, dass es in den axialen Schnitten zu Summationseffekten mit dem Knochen kommt. Damit würde der Dichteunterschied, der an sich schon sehr gering ist, weiter nivelliert. Dass die Abgrenzung bei etwa 27% der ZWR nicht möglich ist, spricht nicht gegen die Methode, sondern für ihre Genauigkeit. Es spiegelt sich die Tatsache wider, dass der N. pulposus im Laufe des Lebens degeneriert, Flüssigkeit verliert und durch Bindegewebe ersetzt wird. Somit spiegelt das Ergebnis einen natürlichen Prozess wider. Mit dieser Einschränkung kann man auch hier von einer hervorragenden Qualität der Bilder für die Abgrenzung des Anulus fibrosus gegenüber dem N. pulposus sprechen.

4.3.2 Abgrenzung epidurales Fett und Ligg. flava

Bei der Abgrenzung von epiduralem Fett und Ligg. flava waren die Ergebnisse eindeutig. Die axialen Ebenen wurden den sagittalen als deutlich überlegen angesehen. Insbesondere die Beurteilbarkeit der Dicke der Ligg. flava war für Befunder 1 an der Grenze des Möglichen, für Befunder 2 unmöglich. Diese diskordante Beurteilung ist in der Tab.4.1 aufbereitet. Das Ergebnis ist nicht verwunderlich, sondern durch die anatomische Lage der Strukturen erklärbar. Das epidurale Fett umgibt den Durasack. Das sieht man am deutlichsten im Querschnitt der axialen Bilderserien, vergleichbar mit der Darstellung des Wirbelbogens. Die Ligg. flava werden ebenfalls im Querschnitt dargestellt. Im sagittalen Blickwinkel sieht man nur Längsschnitte und ihre Dicke liegt ungefähr im Bereich der Schichtdicke von 3mm.

Tab. 4.1: Bewertung der Beurteilbarkeit der Dicke der Ligg. flava durch die beiden Befunder
(Bewertung: 1=exzellente, 2=gut, 3=befriedigende, 4=ausreichend, 5=nicht möglich)

axial		Befunder 1					
		1	2	3	4	5	ges
Befunder 2	1	0	0	0	0	0	0
	2	0	0	1	0	0	1
	3	0	0	0	2	0	2
	4	0	0	7	11	1	19
	5	0	1	7	25	7	40
gesamt		0	1	15	38	8	62

4.3.3 Knöcherne Strukturen

Bei der Darstellung der knöchernen Strukturen steht eine hohe Ortsauflösung im Vordergrund. Diesbezüglich wurden die technischen Möglichkeiten des Gerätes nicht voll ausgenutzt. Dazu wäre aber jeweils eine zusätzliche Bilderserie nötig, die mit dünneren Schichten und einem härteren Faltungskern zu erstellen wäre (z.B. mit Schichtdicke 1mm und Kernal B60 wie bei einigen Abbildungen dieser Arbeit und die auch zu Demonstrationszwecken speziell konstruiert wurden). Wir entschieden uns aber dagegen. Mit einer Ausnahme bestand bei keiner der Untersuchungen ein primärer Frakturverdacht, sondern es lag den Beschwerden ein degeneratives Krankheitsbild zugrunde. Bei degenerativen Wirbelsäulenprozessen spielen auch die Weichteilstrukturen eine wichtige Rolle, die bei der verwendeten Aufarbeitung besser zur Geltung kommen. Weiter sind die knöchernen Strukturen keinmal gleichzeitig in beiden Ebenen schlecht beurteilt worden, so dass sie für den Zweck mehr als ausreichend angesehen wurden. Aktuelle Arbeiten haben aber gezeigt, dass für die Frakturerkennung eine speziell auf den Knochen abgestimmte Rekonstruktion unabdingbar ist (Roos 2004).

Bei der Beurteilung des Wirbelkörpers gibt es ein eindeutiges Ergebnis. Die sagittale Rekonstruktionsebene wurde einstimmig als exzellente eingestuft. Dieses Urteil ist aber in seiner Aussagekraft zu relativieren. Es stand die mechanische, stützende Funktion des Wirbelkörpers im Vordergrund. Diese Bewertung macht auch Sinn, da die Vorteile der Computertomographie in der Darstellung der Knochenstruktur liegen,

die diese Funktion übernimmt. Der Großteil der Belastung wird in axialer Form weitergegeben, weshalb traumatische oder osteoporotische Frakturen in der Regel durch eine Höhenminderung des Wirbelkörpers auffallen. Von entscheidender Bedeutung für die Beurteilung der Stabilität von Wirbelkörperfrakturen sind die Hinterkante und deren Darstellung in einer zweiten Ebene. Dieser Punkt wurde allerdings im Bewertungskatalog aus oben genannten Gründen nicht explizit herausgearbeitet.

Bei der Beurteilung von Wirbelbogen und Wirbelgelenken zeigt sich ein zum Wirbelkörper ähnliches Bild mit umgekehrtem Ergebnis. Beide Befunder sehen einen Qualitätsunterschied zugunsten der axialen Bilderserien, die als signifikant besser als die sagittalen beurteilt werden. Bei der Befundung wird beurteilt, ob der Wirbelbogen so erfasst ist, dass sich der vom Wirbelbogen definierte bzw. begrenzte Spinalkanal deutlich darstellt. Letzteres gibt den Ausschlag zu Gunsten der axialen Schichtführung, da in dieser Ebene das Lumen komplett zu sehen ist, während auf den sagittalen Bildern lediglich die ventro-dorsale Weite abgebildet ist.

In der Beurteilung von Wirbelgelenken gilt das Interesse dem Gelenkspalt. Zu beurteilen ist, ob eine Degeneration vorliegt, die durch eine Verschmälerung des Spaltes über Veränderung der subchondralen Knochensubstanz und durch osteophytische Anbauten zu erkennen ist. Aufgrund der Anatomie ist der Gelenkspalt auf den axialen Bildern stets gut einsehbar. Deshalb kann man gut beurteilen, ob degenerative Anbauten den Wirbelkanal verengen. Dies erklärt, warum die axiale Sicht bevorzugt wird. Degeneration und Arthrose der kleinen Wirbelgelenke sind häufig Ursache für chronische Rückenschmerzen. Auch hier zeigt sich bei der quantitativen Auswertung, also bei der „Diagnosestellung“, eine messbare Übereinstimmung, sowohl zwischen den Ebenen als auch zwischen den Befundern. Dass für die axialen Bilderserien nur eine schwache Übereinstimmung mit einem *kappa*-Wert von 0,26 erzielt wurde, liegt an der diskutierten Problematik des Testes für den Fall, dass überwiegend ein Kriterium vergeben wird (Kap.4.2).

4.3.4 Weite Spinalkanal

Der Spinalkanal wird durch viele anatomische Strukturen begrenzt, an denen degenerative Veränderungen zu einer Einengung führen können. Die wichtigsten

Strukturen wurden in den vorausgegangenen Punkten einzeln bewertet. Erstaunlich ist, dass hier stets die axialen Bilderserien als besser angesehen wurden. Allerdings konnte bei der Frage nach der Beurteilbarkeit der Weite des Spinalkanals, die ja eigentlich eine Zusammenfassung der vorausgegangenen Punkte darstellt, kein signifikanter Unterschied zwischen axialer und sagittaler Ebene nachgewiesen werden. Durchschnittswerte von 1,22 axial und 1,31 sagittal sind als gleichwertig anzusehen. Dass sich die Befunder in der Beurteilung sicher sind, wird durch die Übereinstimmung bei den quantitativen Kriterien, die den klinischen Diagnosen entsprechen, deutlich bestätigt. Eine Erklärung könnte folgende Tatsache sein: bei Bandscheibenvorfällen und der Spondylolisthesis wird der Spinalkanal von ventral, bei degenerativen Veränderungen von dorsal eingeeengt, was man in der Sagittalebene genauso gut wie im axialen Querschnitt erfassen kann.

4.3.5 Diskussion Neuroforamen

Die Beurteilung des Neuroforamens ist ein relevanter Punkt, der mit dem klinischen Bild des Wurzelsyndroms zu verbinden ist. Es muss dabei nicht immer zur akuten Einengung durch einen Bandscheibenvorfall kommen. Auch chronische Irritationen des Spinalnervs durch degenerative Verengung des Neuroforamens können bleibende Schäden verursachen.

Zur Befundung wurde neben der quantitativen Aussage zum Fettgewebe im Neuroforamen noch eine weitere Beurteilung zum Spinalnerv vorgesehen, und zwar ob er frei liegt, Kontakt hat oder gar komprimiert ist. Da der Spinalnerv im Neuroforamen normalerweise vollständig von Fettgewebe umgeben ist, und dieses bei einer Verengung verschwindet, sind die ersten beiden Kriterien mit der Frage nach dem Fettgewebe zu beantworten. Zusätzlich eine sichere Unterscheidung zwischen Kontakt und Kompression zu treffen ist schwierig. Dies spiegelt sich in den Ergebnissen wider. Die Verteilungen der beiden Punkte ähneln sich stark. Statistisch zeigt der *kappa*-Test eine gute Übereinstimmung (Tab.3.24). Ebenso wie bei der Frage nach der Beurteilbarkeit der Weite des Spinalkanals konnte bei der Beurteilbarkeit des Neuroforamens kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Beim quantitativen Kriterium zeigte sich eine nicht ganz so deutliche Übereinstimmung, sowohl zwischen den Befundern als auch zwischen den Ebenen.

4.4 Zur Strahlenexposition und deren Reduzierung

4.4.1 Zur steigenden Zahl der CT-Untersuchungen

Es ist davon auszugehen, dass auch geringe Dosen von Röntgenstrahlen mit einem erhöhten Krebsrisiko verbunden sind. Die wichtigste Basis für die quantitative Risikoabschätzung ist die Kohorte der Atombombenüberlebenden aus Japan. Auf dieser Basis wird weiterhin die lineare No-Threshold Hypothese der Strahlenbelastung diskutiert, wenn auch heute zunehmend kontroverser (Brenner 2003, Dawson 2004). Nach dieser Hypothese ist ein Anstieg der zivilisatorischen Strahlenexposition in einer Bevölkerung mit einer Zunahme von Krebserkrankungen verbunden. Eine aktuelle Arbeit hat dieses Risiko mit 2000 zusätzlichen Krebsfällen bis zum 75sten Lebensjahr für die Bundesrepublik quantifiziert (Berrington 2004, Herzog 2004). In Relation gesetzt würde diese Belastung zu 0,47% der 425.000 jährlichen Krebsneuerkrankungen führen.

Im Vergleich der Jahre 1993 und 1997 hat die Gesamtzahl aller Röntgenuntersuchungen nicht entscheidend zugenommen, wohl aber die Strahlenbelastung. Diese Zunahme ist auf die steigende Zahl der CT-Untersuchungen zurückzuführen. Allerdings ist hier zu beachten, dass die Strahlenbelastung der einzelnen CT-Untersuchung aufgrund der technologischen Entwicklung rückläufig ist. Gründe für die häufigere Anforderung von CT-Untersuchungen sind nahe liegend. Die Zahl der Computertomographen hat zugenommen und gleichzeitig hat die Zeit, die für eine Untersuchung benötigt wird, sehr abgenommen. Somit stand mehr Patienten diese Technologie zu Verfügung. Am häufigsten werden CT-Untersuchungen in Japan durchgeführt, wo die meisten CT-Geräte im pro Kopf Vergleich auf der Welt verfügbar sind, die meisten Röntgenuntersuchungen durchgeführt werden und damit auch die höchste Strahlenbelastung zu verzeichnen ist (Berrington 2004). Die Weiterentwicklung der Technik eröffnet des Weiteren auch neue Anwendungsgebiete und verbessert die Qualität und Leistung der radiologischen Diagnostik. Zum anderen lässt sich die Strahlendosis der einzelnen Untersuchung durch technische Maßnahmen im Vergleich zum Standard aber auch nennenswert reduzieren. Die Reduktionsmöglichkeit hängt dabei von der jeweiligen Körperregion ab und kann bei der Lendenwirbelsäule bis zu 37% betragen (Mulkens 2005). Das beeinflusst ebenfalls die Indikationsstellung, die immer eine Nutzen-Risiko-Abwägung erfordert zugunsten der CT-Bildgebung.

Diese Entwicklung wissenschaftlich objektiv im Sinne der evidenzbasierten Medizin zu bewerten ist sehr schwierig. Die Inanspruchnahme der CT-Diagnostik wird getragen vom Bedürfnis der Ärzte und der Erwartung des Patienten nach einer sicheren und genauen Diagnose bzw. nach deren Ausschluss. Das vermutete geringe Risiko, eine Krebserkrankung in vielen Jahren auszulösen, spielt in der Entscheidungssituation eine untergeordnete Rolle. Auch die gesellschaftliche Entwicklung, die bei nicht erwünschten Ereignissen wie Komplikationen oder verzögerten Diagnosestellungen zunehmend nach Fehlern beim Arzt sucht, trägt nicht zu einer Reduktion von Untersuchungen bei. Sie fördert Röntgenuntersuchungen, die lediglich als Beweismittel aus haftungsrechtlichen und versicherungstechnischen Gründen erstellt werden.

Auch deshalb ist in diesem Kontext die Deutsche Röntgengesellschaft (DRG) zu zitieren, die die Hälfte aller Röntgenuntersuchungen für verzichtbar hält, ohne dass dadurch die Qualität der ärztlichen Versorgung verschlechtert würde (Dtsch1999;96:B1072, Herzog 2004). Insgesamt wird geschätzt, dass in Deutschland jährlich 136 Millionen Röntgenuntersuchungen durchgeführt werden. Erste Angebote kostengünstiger strahlungsarmer Ganzkörper-CT als Vorsorgemaßnahme und als individuelle Gesundheitsleistung sind nicht nur aus den USA bekannt. Dies ist sicher nicht nachvollziehbar. Deshalb ist zu betonen, dass eine Untersuchung mit Röntgenstrahlen ihrer selbst wegen ethisch nicht zu vertreten ist. Sie muss indiziert sein und qualitativ hochwertig erbracht werden. Auch das Wissen der radiologische Leistungen anfordernden Ärzte um die Strahlenexposition ist unter dem Punkt Dosis-Reduktion anzusprechen und zu verbessern (Shiralkar 2003).

Dass Vorsorgeuntersuchungen auch unter Gebrauch von Röntgenstrahlen sinnvoll sind, belegt die Mammographie. In Deutschland sterben jährlich etwa 17.000 Frauen an den Folgen einer Brustkrebserkrankung. Auf der einen Seite könnten mit ca. 3 Mio Untersuchungen 4000 Brustkrebssterbefälle vermieden werden, denen aber ca. 25 induzierte Mamakarzinome (Berrington 2004) gegenüberstehen. Anzumerken ist, dass diese 25 Fälle wiederum früh erkannt werden, da die Patientinnen am Vorsorgeprogramm teilnehmen und somit in der Regel als heilbar einzustufen sind.

Auch wenn die Diskussion um das Risiko kleinster Dosen also berechtigt ist, darf die individuelle Abhängigkeit des Risikos vom Alter des Patienten, seinem Gesundheitszustand oder dem Immunstatus auf der einen Seite und die Inkubationszeit der meisten Tumoren von mehr als 10 Jahren auf der anderen Seite nicht unbeachtet bleiben. So werden im stationären Bereich 60% der Röntgenuntersuchungen bei Patienten über 60 Jahre durchgeführt (Brix 2005, Kaul 1997). Die Entstehungszeit des Tumors ist deshalb nicht selten länger als die verbleibende Lebenserwartung des untersuchten und exponierten Patienten. Zusätzlich ist zu beachten, dass ein Großteil der strahlungsintensiven CT-Untersuchungen von Abdomen und Thorax im Rahmen der Verlaufs- und Nachsorgeuntersuchungen bei Krebserkrankungen durchgeführt werden (Brix 2005).

4.4.2 Optimierung durch Qualität

Vor diesem Hintergrund ist die Forderung berechtigt, dass Indikationsstellung und die Qualität von Röntgenuntersuchungen höchsten Anforderungen genügen müssen. Die Entwicklung der evidenzbasierten Medizin und die folgerichtige Erarbeitung von Leitlinien für die vielfältigen diagnostischen Fragestellungen sind Schritte zu weiteren Optimierungen (Blackmore 2000). Auch die Erfassung der Strahlenexposition der Bevölkerung und deren zeitliche Veränderung sind sicherlich zweckmäßig. Die vom Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) für 1997 geschätzte Anzahl von 136 Millionen Röntgenuntersuchungen wurde bereits erwähnt (Griebel 2000, BfS, 2005). Das BfS geht dabei von einer Steigerung um 3-4% seit 1994 aus. Diese Fakten sind von Interesse, weil die Untersuchungsarten aufgrund der diagnostischen Innovationen von CT, MRT und PET einer großen zeitlichen Dynamik unterliegen. Insgesamt wurde vom BfS ein Anstieg der CTs um 11% und der interventionellen Diagnostik um 67% ermittelt. Brix G (2005) gibt für 1996-2001 einen Anstieg der CT-Untersuchungen sogar von 50% an. Auf der Basis solcher Erhebungen konnte die Verteilung der Röntgenuntersuchungen ermittelt und auch die effektive Dosis pro Kopf der Bevölkerung mit 2mSv in 1997 und mit einer geringen Steigerung von jährlich 1% geschätzt werden.

4.4.3 Reduktion der Strahlenexposition

Die Möglichkeiten zur Reduktion der Strahlenbelastung durch Röntgenaufnahmen sind vielfältig und werden entsprechend häufig diskutiert (Brix 2005, Golding 2002,

Herzog 2002, Mulkens 2005). Bemerkenswert sind vier Punkte der novellierten Röntgenverordnung, mit denen zur Verminderung der Strahlenexposition beigetragen werden soll (Brix 2005). Erstens wurden für dosisintensive Röntgenanwendungen diagnostische Referenzwerte eingeführt, die als oberste Richtwerte für die durchschnittliche Belastung an einer Röntgeneinrichtung verbindlich sind, die geprüft werden und die sich gegebenenfalls bis hin zur Modifikation der Verfahren und Geräte auswirken werden. Zweitens werden für alle Arbeitsplätze schriftliche Arbeitsanweisungen gefordert. In diesem Punkt zeigt die in den letzten Jahren betriebene Leitlinienentwicklung offensichtlich eine konkrete Veränderung und dürfte zur Reduktion der Variabilität zwischen Einrichtungen führen (Koller 2003). Drittens wird die „rechtfertigende Indikation“ betont, die zur Verringerung der Anzahl der Untersuchungen beitragen soll. Individuelle Nutzen-Risiko-Abwägung und die Abwägung gleichwertiger Diagnostik wie MRT und Sonographie werden unter anderen gefordert. Viertens soll der Bevölkerung systematisch ein Röntgenpass angeboten werden, der Wiederholungsuntersuchungen vermeiden helfen könnte.

Welche Entwicklung die Strahlenexposition der Bevölkerung nehmen wird, ist schwer vorherzusagen. Die rasante technologische Weiterentwicklung der Geräte und auch alternative Diagnostik dürfte bremsend wirken. Der Kostendruck wird die schnelle Untersuchung und damit das CT favorisieren. Der Wunsch von Arzt und Patient nach hoher Diagnosesicherheit, die mit guten Bildern gleichgesetzt wird, wird aufwändigere Untersuchungen begünstigen. Die Gesundheitskarte könnte wieder bremsend wirken, wenn alle Röntgenuntersuchungen aufgelistet werden können.

4.5 Ausblick

Die vorliegende Arbeit hat gezeigt, dass mit der Mehrschichtcomputertomographie aus einem Volumenelement der Lendenwirbelsäule Multiplanare Rekonstruktionen von hervorragender Qualität möglich sind. Die zweite (sagittale) Rekonstruktionsebene bringt mehr Information und diagnostische Sicherheit. Die von uns gewählte Vorgehensweise hat sich mittlerweile in der klinischen Routine etabliert. Auch bei anderen Untersuchungsprotokollen, z.B. von Thorax und Abdomen, hat sich die Darstellung mehrerer, z.B. koronarer Rekonstruktionsebenen durchgesetzt. Die zusätzlich zu beurteilenden Bilderserien werden nicht als Last gesehen, sondern als Bereicherung. Die Herangehensweise an die Befundung

ändert sich. Man trennt sich von der Bild-zu-Bild-Befundung, wie man sie von den Hardcopie-Filmen kennt. Die Bildserien werden fast ausschließlich am Monitor ausgewertet. Das einzelne Bild verliert an Bedeutung, im Vordergrund stehen jetzt Zusammenhang und Veränderungen von Bild zu Bild sowie die dreidimensionale Sicht, also das ganze erfasste diagnostische Volumen.

Zusätzlich sind die wachsenden Möglichkeiten der „Datennachverarbeitung“ für spezielle diagnostische Fragestellungen hervorzuheben. Hierunter fallen Rekonstruktionsebenen, die von den drei Standardebenen abweichen und die auch Zufallbefunde mit dafür abgestimmten Parametern herauszuarbeiten gestatten. Wenn sich z.B. bei einem Abdomen-CT zusätzlich eine Wirbelkörperfraktur zeigt, besteht die Möglichkeit, aus den vorhandenen Rohdaten weitere Rekonstruktionen der Wirbelsäule mit einem härteren Faltungskern und dünneren Schichten zu generieren. Ganz neue Perspektiven eröffnen dreidimensionale Rekonstruktionen. Eine räumliche Visualisierung ist schneller zu begreifen als eine Folge von Schnittbildern und entlastet kognitiv. Neue Möglichkeiten eröffnen sich, wenn Darstellungen auf das Lumen oder die Oberfläche ausgewählter Organe und Organsysteme konzentriert werden. Es bieten sich der Darm nach entsprechender Vorbereitung oder alle Knochen des Körpers mit ihren klar definierten Grenzen an. Sehr eindrucksvoll sind auch die Darstellungen von Gefäßsystemen, z.B. bei der Lungenemboliediagnostik.

Der technologische Trend geht zur noch schnelleren Volumenaquisition bei gleichzeitig erhöhter Ortsauflösung. Erreicht wird dies durch Steigerung der Rotationsgeschwindigkeit sowie Zunahme der Detektorzeilen. Aktueller Stand der Technik im Dual Source System die Kombination zweier Röntgenquellen mit jeweils einer 64-Zeilen-Detektormatrix in einem Gerät. In der Kombination von Positronenemissionstomographie (PET) und Computertomographie werden die Darstellung von Stoffwechselprozessen und anatomischen und pathologischen Strukturen kombiniert.

Gegenüber der Magnetresonanztomographie liegen die Vorteile der Computertomographie in der Aquisition großer diagnostischer Volumen in kurzer Zeit, wie es beim Polytrauma der Fall ist. Hier kommt auch die hervorragende

Darstellung knöcherner Strukturen durch die hohe Ortsauflösung zum tragen. Die schnelle Volumenerfassung ermöglicht auch eine nicht-invasive Koronarangiographie. Weitere Anwendungsgebiete sind die Lungenemboliediagnostik sowie die Darstellung arterieller Gefäße mit der Frage Dissektion, Aneurysma oder akuter Verschluss.

Auch bei vielen Fragestellungen, bei denen die Magnetresonanztomographie den Goldstandard darstellt, liefert die Computertomographie schneller und kostengünstiger zufrieden stellende bis gleichwertige Ergebnisse. In wieweit der Kostendruck in der Medizin die Strahlenexposition relativieren wird, wird die Zeit zeigen.

5. Zusammenfassung

Fragestellung: Mit den Mehrschicht-Computertomographen ist es möglich, Schnittbilder ohne Stufenbildung in jeder beliebigen Ebene, so genannte multiplanare Rekonstruktionen, zu erzeugen. Ist die Qualität der sagittalen Sekundärrekonstruktionen mit den axialen Schnittbildaufnahmen an der Lendenwirbelsäule vergleichbar? Sind die sagittalen Rekonstruktionen eine diagnostisch sinnvolle Ergänzung? In der vorliegenden Arbeit sollten diese Fragen durch Vergleiche und durch eine Bewertung von zwei Befundern beantwortet werden.

Methodik: Im Zeitraum von April bis Juni 2000 wurden CT - Untersuchungen der Lendenwirbel von 25 Patienten zufällig für diese Bewertung ausgewählt. Aus den verfügbaren Daten jeder Untersuchung wurden für jeden Wirbelkörper axiale und sagittale Rekonstruktionen mit 3mm Schichtdicke und 50% Überlappung erstellt. Insgesamt konnten 22 Patienten mit 62 ZWR in die Analyse einbezogen werden. Durchschnittlich waren axial 25 Bilder, sagittal 35 Bilder zu beurteilen. Für die Beurteilung wurde ein Bewertungsbogen mit 33 Fragen und jeweils einer 3- bzw. 5-Punkte Skala für die Bewertung von ca. 20 anatomischen Strukturen entwickelt. Insgesamt wurden etwa 2300 Bilder bewertet und 4092 Bewertungen abgegeben. Diese Bewertungen wurden von einem Experten und nach einer Anlernphase vom Doktoranden abgegeben. Als Maß für die Übereinstimmung der Befunde wurde der Kappa-Koeffizient berechnet und der McNemar Test (p-Wert) angewandt.

Ergebnisse: Es wurden die Bilder von 6 Frauen und 16 Männern bewertet. Die Patienten waren im Mittel 57 Jahre alt. Bei 11 Patienten zeigte sich ein Bandscheibenprolaps. Die weiteren Pathologien waren Folgen degenerativer Prozesse, eine Spondylolisthesis, eine Wirbelkörperfraktur und eine Wirbelkörpermetastase.

Es zeigten sich klare Vorteile für die sagittalen Bilderserien in der Beurteilung der Höhe der Wirbelkörper und der Bandscheiben, der Darstellung der Dornfortsätze und der Abgrenzung des Anulus fibrosus gegen den Nucleus pulposus. In der Qualität der Beurteilbarkeit stimmten beide Beurteiler mit hohen kappa-Werten überein. Die Darstellung des Nucleus pulposus war bis jetzt nicht möglich. Seine gute

Bewertbarkeit in sagittaler Sicht unterstreicht die Bildqualität, zumal zugleich der Degenerationsprozess des Knorpels von beiden Befundern übereinstimmend beurteilt wurde.

In der axialen Rekonstruktionsebene waren der Wirbelbogen, die Wirbelgelenke, das epidurale Fettgewebe und die Ligg. flava besser zu beurteilen, sowohl in der Abgrenzung zum Durasack als auch in der Dicke. Keinen großen Unterschied zwischen den Ebenen gab es - ebenfalls weitgehend übereinstimmend - bei der Abgrenzung der Bandscheibe gegen die umliegenden Strukturen, insbesondere des Spinalnervs, der Beurteilung des Neuroforamens und des Spinalkanals. Bei den quantitativen Kriterien zur Bandscheibenform, zu ihrer Höhe, zur Degeneration der Wirbelgelenke, der Weite des Spinalkanals und des Fettgewebes im Neuroforamen waren im Gegensatz zu oben genannten Ergebnissen keine Unterschiede zwischen axialer und sagittaler Rekonstruktionsebene auszumachen.

Schlussfolgerung: Die Mehrschicht-CT-Technologie liefert Bilder in bisher nicht bekannter Qualität. Je nach Fragestellung hat die Bewertung der beiden Befunder übereinstimmend Vorteile für die axiale oder die sagittale Sicht bzw. deren Gleichwertigkeit gezeigt. Vor allem die hochwertigen Rekonstruktionen der sagittalen Ebene sind hervorzuheben. Die multiplanaren Rekonstruktionen mit dem Mehrschicht-CT liefern von klinisch wichtigen Strukturen Bilder bisher nicht bekannter Qualität. Sie sind somit eine Bereicherung für die Aussagekraft und Treffsicherheit der Diagnostik.

6. Anhang:

6.1. Bewertungsbogen

Tab. A1: Dokumentation zur Bewertung axialer und sagittaler Rekonstruktionen von MSCT-Bildern der Lendenwirbelsäule					
Beurteilungsaspekt (axial)	exzellent 1	gut 2	ausreichend 3	schlecht 4	nicht möglich 5
1. Es sind folgende Artefakte vorhanden:					
2. Befundung wird durch Artefakte beeinträchtigt	nein	leicht	mittel	stark	
3. Abgrenzung Nucleus pulposus gegen Anulus Fibrosus	1	2	3	4	5
4. (falls vorhanden) Beurteilbarkeit Vakuumphänomen (wurde nicht beurteilt)	1	2	3	4	5
5. Abgrenzung Bandscheibe gegen Nerven (Wurzel)	1	2	3	4	5
6. Abgrenzung Bandscheibe gegen Durasack	1	2	3	4	5
7. Abgrenzung Bandscheibe gegen Weichteil	1	2	3	4	5
8. Beurteilbarkeit Bandscheibenhöhe	1	2	3	4	5
9. Bandscheibenhöhe	keine Aussage	normal	vermindert	minimal	
10. Beurteilbarkeit Bandscheibenform	1	2	3	4	5
11. Bandscheibenprotrusion	keine Aussage	normal	leicht	deutlich	
12. Abgrenzung Durasack gegen epidurales Fett	1	2	3	4	5
13. Abgrenzung Ligg. flava gegen Durasack	1	2	3	4	5
14. Beurteilbarkeit Ligg. flava (Dicke)	1	2	3	4	5
15. Beurteilbarkeit Wirbelgelenke	1	2	3	4	5
16. Degeneration Wirbelgelenke	keine Aussage	normal	gering	mittel	hochgradig
17. Abgrenzung der Caudafasern (Myelon)	1	2	3	4	5
18. Beurteilbarkeit Wirbelkörper (insbes. Höhe, Form, Abschlussplatte)	1	2	3	4	5
19. Beurteilbarkeit Wirbelbogen	1	2	3	4	5
20. Beurteilbarkeit Dornfortsätze	1	2	3	4	5
21. Beurteilbarkeit Weite Spinalkanal	1	2	3	4	5
22. Spinalkanalstenose	keine Aussage	nein	gering	mittel	hochgradig
23. Beurteilbarkeit Neuroforamen links	1	2	3	4	5
24. Fettgewebe im linken Neuroforamen	keine Aussage	normal	reduziert	fehlt	
25. Spinalnerv im linken Neuroforamen	keine Aussage	frei	Kontakt	komprimiert	
26. Beurteilbarkeit Recessus links	1	2	3	4	5
27. Weite Recessus links	keine Aussage	normal	vermindert	minimal	
28. Beurteilbarkeit Neuroforamen rechts	1	2	3	4	5
29. Fettgewebe im rechten Neuroforamen	keine Aussage	normal	reduziert	fehlt	
30. Spinalnerv im rechten Neuroforamen	keine Aussage	frei	Kontakt	komprimiert	
31. Beurteilbarkeit Recessus rechts	1	2	3	4	5
32. Weite Recessus rechts	keine Aussage	normal	vermindert	minimal	
33. Befund:					

6.2 Bildserien

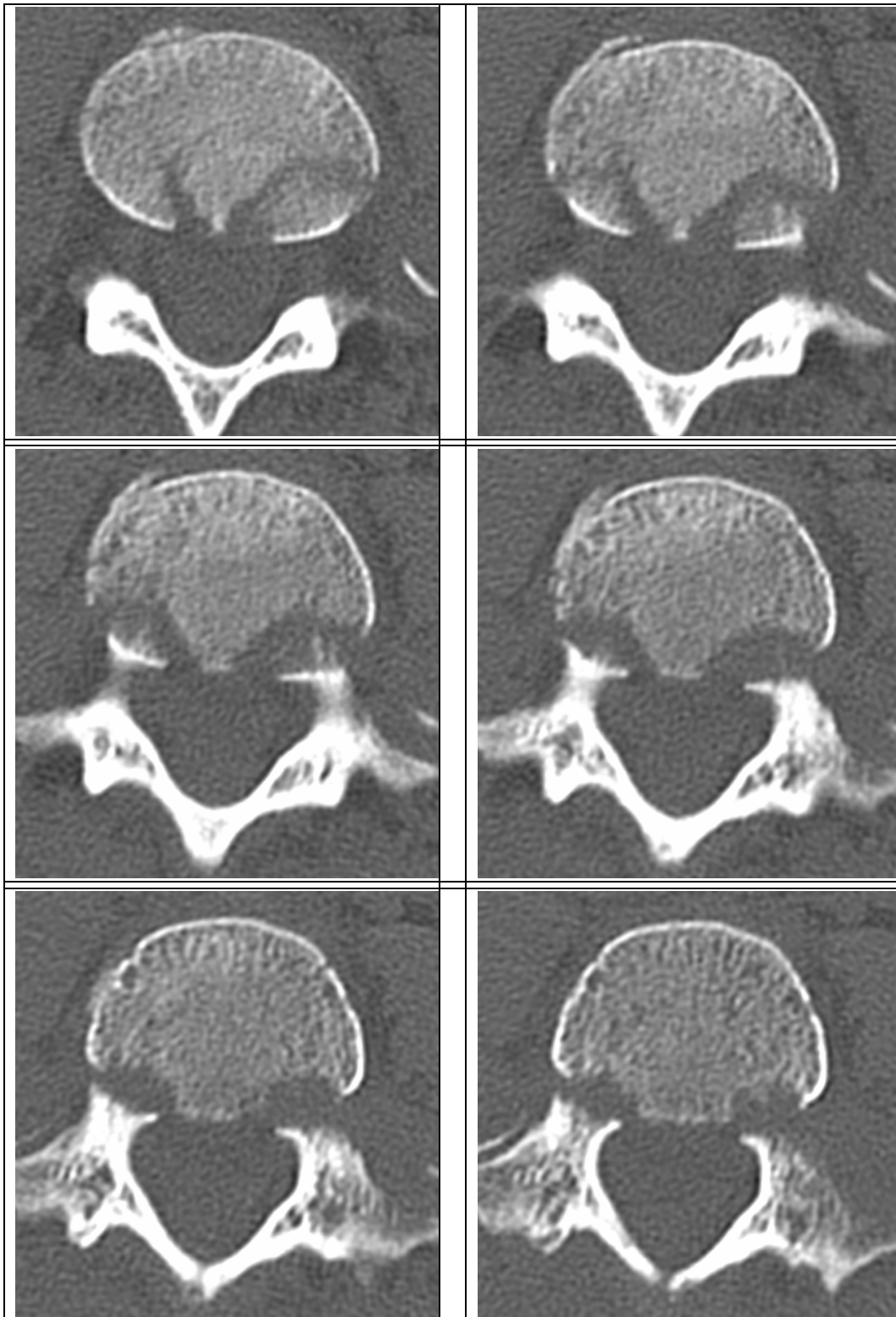


Abb.A2: Berstungsfraktur von LWK 3 in schräg axialer Rekonstruktionsebene
Gut zu erkennen ist die Abtrennung des Wirbelbogens vom Wirbelkörper (Patientin #21, Alter 21J, weiblich). Die Bildsequenz ist in 1mm Schichtdicke mit 50 Prozent Überlappung rekonstruiert. Faltungskern B60 und Fenster W/C 1600/200. gut zu erkennen ist die Abtrennung des Wirbelbogens vom Wirbelkörper.



Abb. A3: Fraktur der Vorseite in sagittaler Rekonstruktionsebene
Hier erkennt man den geborstenen Wirbelbogen und die ventrale Kompression, die den Unfallmechanismus –ventrale Flexion bei einem Verkehrsunfall - verdeutlichen.

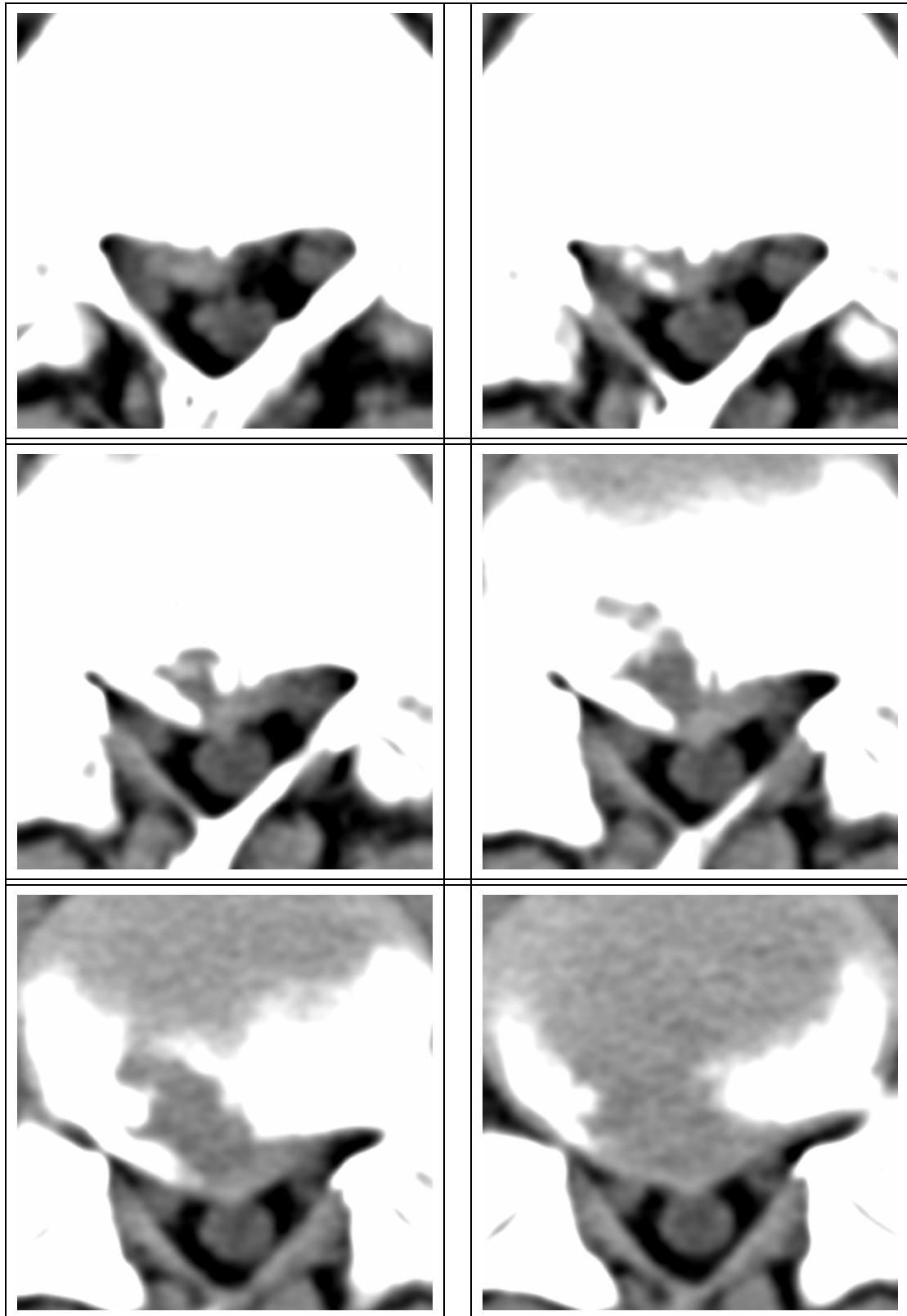


Abb. A4: Medialer Bandscheibenvorfall mit Sequester (Bild links oben) und kleiner knöcherner Abspregung in schräg axialer Rekonstruktionsebene. Die Bandscheibe hat Kontakt zu Durasack. (Patient #20, Alter 53, männlich). Die Bildsequenz ist in 3mm Schichtdicke mit 50 Prozent Überlappung rekonstruiert. Faltungskern B20 und Fenster W/C 350/50.

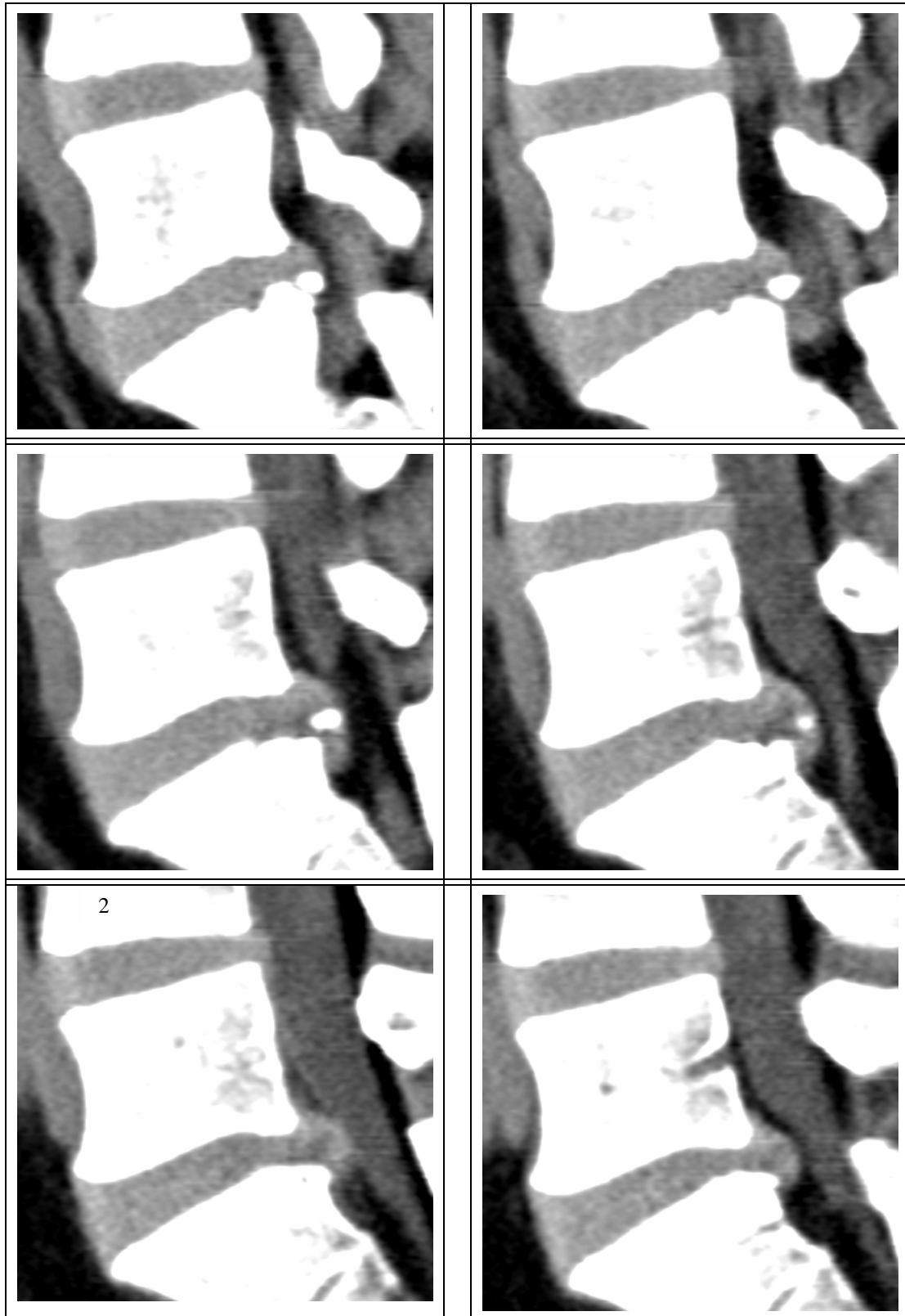


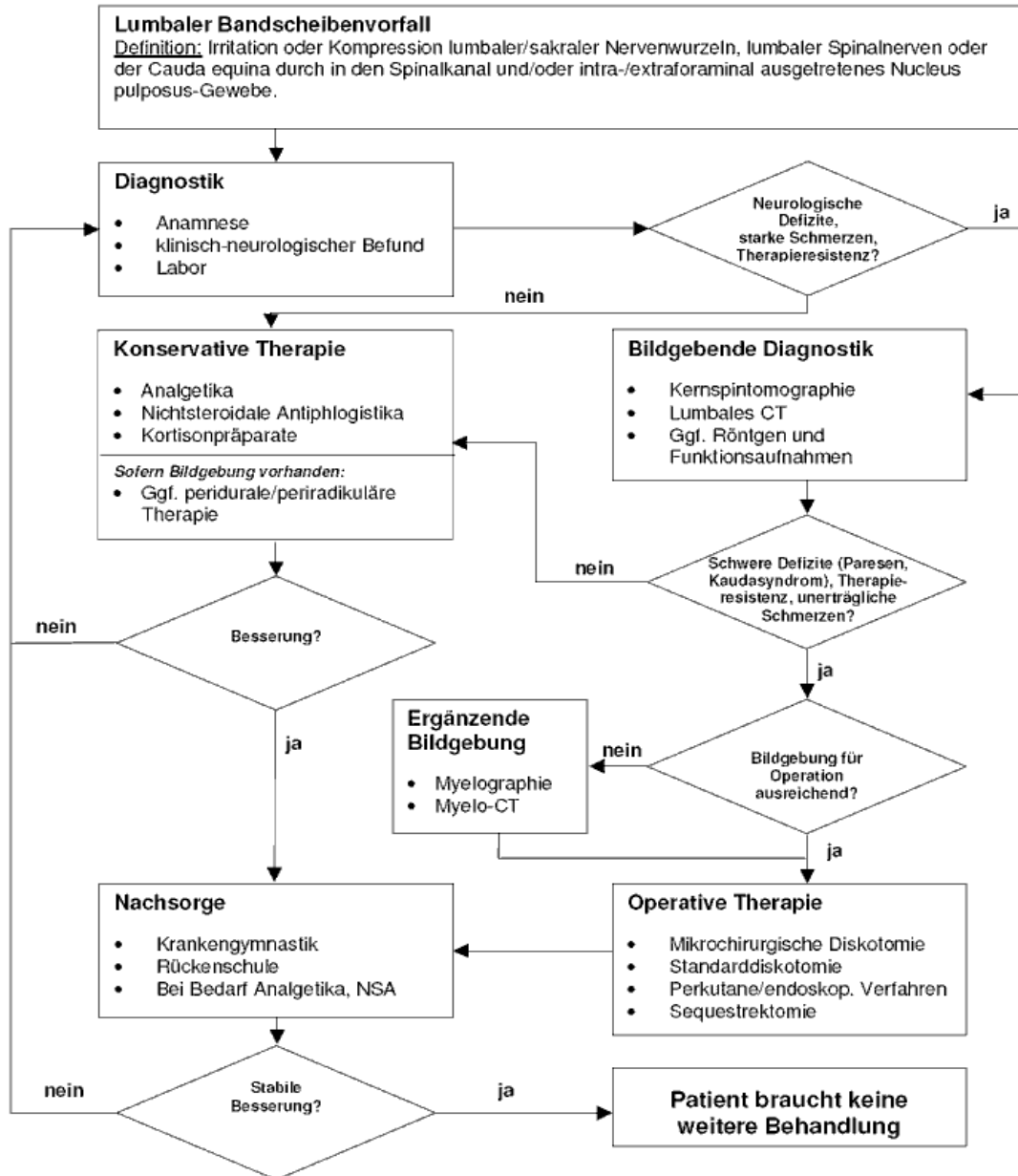
Abb. A5: Vorseite in der sagittalen Rekonstruktionsebene.

Auch hier sind der Sequester, die knöcherne Absprengung und der Kontakt zum Durasack zu erkennen (Bild rechts oben). Man beachte den Unterschied der Binnenstruktur der beiden abgebildeten Bandscheiben.

6.3 Leitlinienalgorithmus zur Abklärung eines lumbalen Bandscheibenvorfalls

Abb. A6: Leitlinienalgorithmus zur Abklärung eines lumbalen Bandscheibenprolaps

(aus: Börm W et al: Lumbaler Bandscheibenvorfall. Leitlinien der Dt. Ges. f. Neurochirurgie, AWMF-Leitlinien-Register, Nr. 008/022, 2005. <http://leitlinien.net>, aufgerufen im März 2006)



7. Literaturverzeichnis:

1. Altman DG: Practical statistics for medical research. 1st ed. Chapman & Hall, London London, 1991
2. Becker A, Niebling W, Chenot JF, Kochen MM: Kreuzschmerzen - Leitlinie der Dtsch Gesellschaft für Allgemeinmedizin und Familienmedizin. AWMF-Leitlinienregister Nr. 053/003, 2002. <http://leitlinien.net>, aufgerufen März 2006
3. Benninghoff A, Drenckhahn D: Anatomie Band 1. 16. Aufl. Urban&Fischer, München 2003
4. Berrington de González A, Darby S: Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. Lancet 2004; 363: 345–51
5. Blackmore CC, Ramsey SD, Mann FA, Deyo RA: Cervical Spine Screening with CT in Trauma Patients: A-Cost-effectiveness Analysis. Radiology 1999; 212: 117-125
6. Blackmore CC, Mann FA, Wilson AJ: Helical CT in the primary trauma evaluation of the cervical spine: an evidence-based approach. Skeletal Radiol 2000; 29:632–639
7. Bockisch A, Kühl H, Freudenberg L et al: PET/CT – Evolution oder Revolution in der onkologischen Diagnostik. Dtsch Ärztebl 2006; 103: A240-4
8. Börm W, Steiger H, Papavero L et al: Lumbaler Bandscheibenvorfall - Leitlinie der Dtsch Gesellschaft für Neurochirurgie. AWMF-Leitlinienregister Nr. 008/022, 2005. <http://leitlinien.net>, aufgerufen März 2006
9. Brenner DJ, Doll R, Goodhead T et al: Cancer risks attributable to low doses of ionizing radiation: assessing what we really know. PNAS 2003; 100: 13761-13766

10. Brix G, Nekolla E, Griebel J: Strahlenexposition von Patienten durch diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen. Radiologe 2005; 45:340-349
11. Buckwalter KA, Rydberg J, Kopecky KK, Crow K, Yang EL Musculoskeletal imaging with multislice CT AJR Am J Roentgenol. 2001 Apr; 176(4):979-86
12. Bundesamt für Strahlenschutz (BfS): Strahlenthemen: Röntgendiagnostik – schädlich oder nützlich? Stand 2005 (http://www.bfs.de/www/extfs/bfs/druck/strahlenthemen/STTH_Roentgen.pdf, aufgerufen März 2006)
13. Conradi E, Riede D: Bandscheibenvorfall - Leitlinie der Dtsch Gesellschaft für Physikalische Medizin und Rehabilitation. AWMF-Leitlinienregister Nr. 036/003, 1997. <http://leitlinien.net>, aufgerufen März 2006
14. Daffner RH: Helical CT of the Cervical Spine for Trauma Patients: A Time Study. AJR 2001;177:677–679
15. Dawson P: Patient dose in multislice CT: why is it increasing and does it matter? Br J Radiol 2004; 77:10-13
16. Dtsch Ärztebl (NN): Teilgebietsradiologie: Selbstüberweisung schafft Verdruss. Dtsch Ärztebl 1999; 96:B-1072:
17. Deutscher Bundestag: Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 2000. 14. Wahlperiode 10.9.2001 Drucksache 14/6995
18. Faerber EN, Wolpert SM, Scott RM et al: Computed Tomography of Spinal Fractures. Journal of Computer Assisted Tomography 1979; 3: 657-661
19. Galanski M, Prokop M (Hrsg): Ganzkörper-Computertomographie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1998

20. Golding SJ, Shrimpton PC: Radiation dose in CT: are we meeting the challenge? Br J Radiol 2002; 75: 1–4
21. Griebel J, Bauer B: Medizinisches Röntgen, 2000, (www.bfs.de/bfs/druck/strahlenthemen/STTH_Roentgen.html/scmssearchresult?searchterm=medizinisches+R%F6ntgen, aufgerufen März 2006)
22. Hanson JA, C. Craig Blackmore CC, Mann FA et al: Cervical Spine Injury: A Clinical Decision Rule to Identify High-Risk Patients for Helical CT Screening. AJR 2000;174: 713–717
23. Herzog P, Jakobs TF, Wintersperger BJ, Nikolaou K, Becker CR, Reiser MF: Strahlendosis und Möglichkeiten zur Dosisreduktion in der Mehrschicht-CT. Radiologe 2002; 42: 691–696
24. Herzog C, Ahle H, Mack MG et al: Traumatic injuries of the pelvis and thoracic and lumbar spine: does thin-slice multidetector-row CT increase diagnostic accuracy? Eur Radiol 2004; 14:1751-60
25. Herzog P, Rieger CT: Risk of cancer from diagnostic X-rays. Lancet 2004; 363: 340
26. Hounsfield GN: Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. Br J Radiol 1973; 46:1016-1022
27. Hundt W, Rust F, Stabler A et al: Dose reduction in multislice computed tomography. J Comput Assist Tomogr 2005; 29:140-147
28. Juweid ME, Cheson BD: Positron-Emissions Tomography and assessment of cancer therapy. N Engl J Med 2006; 354:496-507
29. Kanal E: An overview of electromagnetic safety considerations associated with magnetic resonance imaging. Ann NY Acad Sci 1992; 649: 204-224

30. Kaufmann GW, Moser E, Sauer R: Radiologie 2.Auflage Urban&Fischer, München 2001
31. Kaul A, Bauer B, Bernhardt J et al: Effective doses to members of the public from the diagnostic application of ionizing radiation in Germany. Eur Radiol 1997; 7: 1127–1132
32. Koller CJ, Eattough JP, Bettridge A: Variations in radiation dose between the same model of multislice CT scanner at different hospitals. Br J Radiol 2003; 76: 798-802
33. Lee BCP, Kazam E, Newman AD: Computer Tomography of the Spine and Spinal Cord. Radiology 1978; 128: 95-102
34. Loewenhardt B: Bildgebende Diagnostik. 3. Auflage, Wissenschaftlicher Selbstverlag, 2006
35. Loose R, Oldendorf M, Deichen JT, Wucherer M: Management des Datenvolumens von Multizeilen-CT-Scannern. Fortschr Röntgenstr 2000; 172:S133
36. Lorenzen M, Wedegärtner U, Weber C et al: Postoperative Kontrolle von osteosynthetischen Versorgungen der Wirbelsäule mit der Mehrzeilen-Spiral-Fortschr Röntgenstr 2005; 177:1540-44
37. Mahnken AH, Wildberger JE, Gehbauer G et al: Multidetector CT of the Spine in Multiple Myeloma: Comparison with MR Imaging and Radiography. AJR 2002; 178:1429–1436
38. Meyer GA, Haughton VM, Williams AL: Diagnosis of herniated lumbar disk with Computed Tomography, N Engl J Med 1979; 301:1166

39. Mulkens TH, Bellinck P, Baeyaert M et al: Use of an Automatic Exposure Control Mechanism for Dose Optimization in Multi-Detector Row CT Examinations: Clinical Evaluation. *Radiology* 2005; 237:213-223
40. Niethard FU, Pfeil J: *Orthopädie*. 3. Auflage Hippokrates Stuttgart 1997
41. Obenauer S, Alamo L, Herold T et al: Imaging skeletal anatomy of injured cervical spine specimens: comparison of single-slice vs multislice helical CT. *Eur Radiol* 2002; 12:2107-2111
42. Oner FC, Ramos LMP, Simmermacher RKJ et al: Classification of thoracic and lumbar spine fractures: problems of reproducibility. *Eur Spine J* 2002; 11:235-245
43. Prokop M: Multislice CT: technical principles and future trends. *Eur Radiol*. 2003; 13 Suppl 5:M3-13
44. Rabassa AE, Guinto FC Jr, Crow WN, Chaljub G, Wright GD, Storey GS: CT of the spine: value of reformatted images *AJR* 1993; 161:1223-7
45. Rodegerdts E, Grönewäller E, Schick F et al: In vitro evaluation of teratological effects by time varying magnetic fields on fetal human fibroblasts. *MAGMA* 1998, 6: 215-218
46. Roos JE, Hilfiker P, Platz A et al: MDCT in Emergency Radiology: Is a Standardized Chest or Abdominal Protocol Sufficient for Evaluation of Thoracic and Lumbar Spine Trauma? *AJR* 2004; 183: 959-968
47. Rosenthal DI, Stauffer AE, Davis KR et al: Evaluation of multiplanar reconstruction in CT recognition of lumbar disk disease. *AJR* 1984; 143: 169-76
48. Rothman SLG, Geehr RB, Kier EL, Hoffman HB: Multiplanar Reconstruction as an Aid in CT Diagnosis. *Neuroradiology* 1978;16: 596-597

49. Schmidt GP, Haug AR, Schoenberg SO, Reiser MF: Whole-body MRI and PET-CT in the management of cancer patient. Eur Radiol 2006; 15: (im Druck)
50. Shiralkar S, Rennie A, Snow M et al: Doctors' knowledge of radiation exposure: questionnaire study. BMJ 2003; 327:371–2
51. Tallroth K: Plain CT of the degenerative lumbar spine. EJR 1998; 27:206-213
52. Teh J, Imam A, Watts C: Imaging of back pain. Imaging 2005; 17:171–207
53. Tsuchiya K, Katase S, Aoki C, Hachiya J: Application of multi-detector row helical scanning to postmyelographic CT. Eur Radiol 2003; 13:1438-1443
54. Vogl ThJ: Klinischer Einsatz der Multidetektor-Computertomographie. Dtsch Ärztebl 2006; 103: B862-4
55. Wang G, Vannier MW: The effect of pitch in multislice spiral/helical CT. Med Phys 1999; 26:2648-53
56. Watura R, Cobby M, Taylor J: Multislice CT in imaging of trauma of the spine, pelvis and complex foot injuries. Br J Radiol 2004; 77: S46-63

Erklärung

Der Fragebogen für die Bewertung der Bildserien zu den Lendenwirbeln wurde im Februar 2000 entwickelt. Die Bilder wurden von April bis Juni 2000 erstellt. Die Bewertung der Bilder und erste Analysen der Ergebnisse erfolgten ebenfalls im Jahr 2000. Die Arbeit selbst wurde aus privaten und beruflichen Gründen erst in 2006 abgeschlossen. Eine erneute Literaturanalyse wurde durchgeführt.

Die Erstellung des Fragebogens erfolgte in Zusammenarbeit mit Prof. Dr. A. Stäbler. Die Daten wurden von mir selbständig analysiert und die Arbeit unter Bezug auf die zitierte Literatur von mir zusammengestellt.

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Axel Stäbler. Prof. Stäbler hat mich in die Nutzung des Rechners für die Bildserienpräsentation und in die Bewertung eingeführt. Er hat des Weiteren den Fragebogen kritisch beraten. Insbesondere danke ich ihm für seine Bewertung der Bildserien, die mit dem Vergleich die Grundlage dieser Arbeit bildet. Die Zusammenarbeit war sehr angenehm.

Weiter danke ich dem Team der medizinischen radiologischen Assistentinnen für ihre stets freundliche Unterstützung beim Sammeln der Bilder für diese Untersuchung, für den Zugriff auf Archivdaten und für die Bereitstellung Befundungskonsole.

Herrn Prof. Dr. M. Reiser danke ich dafür, dass ich die Arbeit an seinem Institut für radiologische Diagnostik in Großhadern durchführen konnte.

Insbesondere danke ich meiner Frau Ruth für die liebevolle Unterstützung und ihr Verständnis.

Meinen Eltern danke ich dafür, dass sie mit großem Verständnis und Geduld meinen Werdegang ermöglicht und kritisch begleitet haben.

Lebenslauf

1. Daten zur Person

Hölzel Peter

Geburtsdatum: 17.7.1972 in Ulm
Familienstand: verheiratet
Konfession: o.B.
Staatsangehörigkeit: deutsch
Eltern: Hölzel Dieter, Hochschullehrer
Hölzel Renate, geb. Hübner Apothekerin

2. Tabellarische Übersicht zur Ausbildung und zum beruflichen Werdegang

1978-1982 Besuch der Grundschule an der Kleinfeldstr., Germering

1982-1991 Besuch des Max-Born-Gymnasiums, Germering

1991-1992 Zivildienst Kloster St. Ottilien / Bay. Landesschule für Körperbehinderte

1992 Immatrikulation an der Ludwig-Maximilians-Universität München,
Studiengang Mathematik, Abschluss Vordiplom

1996 Beginn des Medizinstudiums

März 1998 Physikum

März 1999 erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

März 2001 zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

April 2001 erstes Tertial des Praktischen Jahres, Innere Medizin, Abteilung für
Hämatologie, Krankenhaus München Schwabing

Aug. 2001 zweites Tertial des Praktischen Jahres, Chirurgie, Klinikum Rosenheim

Nov. 2001 drittes Tertial des Praktischen Jahres, Radiologie, Klinikum der Universität
München Innenstadt

Nov. 2002 dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

April 2003 Tätigkeit als AiP am KHS St. Josef in Buchloe bis Ende Sept 2004

Okt. 2004 bis Juli 2005 Assistenzarzt am KHS St. Josef in Buchloe

ab Sep. 2005 Assistenzarzt am KHS III. Orden München, Innere Abteilung