

Aus dem Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Radiologische 1-Jahres-Ergebnisse der
ventralen Spondylodese bei Frakturen der BWS/LWS
mit expandierbarem Cage**

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von
Tobias Görler

aus Schlema

Gutachter: 1. Priv.-Doz. Dr. med. C. Khodadadayan-Klostermann
 2. Prof. Dr. med. N. P. Südkamp
 3. Prof. Dr. med. U. Stöckle

Datum der Promotion: 01.06.2008

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	7
1.1	Biomechanik der Wirbelsäule	7
1.1.1	Klassifikation von Wirbelkörperfrakturen	8
1.1.2	Definition des Begriffs „Instabilität“	9
1.2	Therapiemöglichkeiten von Wirbelsäulenverletzungen	9
1.2.1	Konservative Therapie	9
1.2.2	Operative Behandlungsverfahren	9
1.2.2.1	Dorsale Stabilisierung	10
1.2.2.2	Ventrale Stabilisierung	12
1.2.2.3	Kombinierte dorsoventrale Stabilisierung	12
1.2.2.4	Biomechanik verschiedener Stabilisierungstechniken	14
1.3	Zusammenfassung	14
1.4	Problem und Aufgabenstellung	15
2	MATERIAL UND METHODE	15
2.1	Patienten	15
2.1.1	Patienten mit zusätzlicher ventraler Stabilisierung	16
2.2	Das Implantat	16
2.2.1	Technische Daten	16
2.3	Die Studie	18
2.3.1	Aufbau und Studiendesign	18
2.4	Röntgenologische Messdaten	18
2.4.1	Grund-Deckplattenwinkel – GDW	18
2.4.2	Sinterung	19
2.4.3	Kippung	20

2.5	Einsatz der Computertomographie - CT	20
2.5.1	Das Computertomogram.....	20
2.5.1.1	Physikalisch - technische Grundlagen	20
2.5.1.2	Durchführung.....	21
2.5.2	Quantitative Computertomographie – QCT	22
2.5.2.1	Physikalisch - technische Grundlagen	22
2.5.2.2	Durchführung der Quantitativen Computertomographie.....	23
2.6	Klinische Nachuntersuchung	24
2.6.1.1	Schmerzanamnese.....	24
2.6.1.2	Klinische Parameter	25
2.6.1.3	Neurologischer Status	25
2.6.1.4	Selbsteinschätzung der Lebensqualität	25
2.7	Die radiologische Beurteilung einer knöchernen Fusion.....	25
2.7.1	Radiologische Fusionskriterien	25
2.8	Statistische Auswertung.....	27
3	ERGEBNISSE.....	28
3.1.1	Patienten	28
3.1.2	Besonderheiten und Probleme	28
3.1.3	Frakturlokalisierung und Ursache.....	28
3.1.4	Zusätzliche ventrale Stabilisierung.....	29
3.2	Ergebnisse der radiologischen Messungen	30
3.2.1	Die Entwicklung des Grund-Deckplattenwinkels	30
3.2.1.1	Tabellarische Darstellung der Entwicklung des Grund-Deckplattenwinkels	30
3.2.1.2	Tabellarische Darstellung der Verteilung des Korrekturverlustes.....	31
3.2.2	Sinterungsverhalten des VBR [®]	31
3.2.2.1	Tabellarische Darstellung der Sinterung des VBR [®] in angrenzende WK	32
3.2.3	Frontale und sagittale Kippung des VBR [®]	32
3.2.3.1	Tabellarische Darstellung der Kippung des VBR [®]	33
3.2.4	Quantitative Computertomographie	33
3.2.4.1	Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der QCT.....	34
3.2.5	Die Differenz des Grund-Deckplattenwinkels in den Funktionsaufnahmen.....	35
3.2.5.1	Tabellarische Darstellung der Differenzen des Grund-Deckplattenwinkels	36

3.3	Fusionsbewertung	36
3.3.1	Fehlende radiologische Untersuchungen.....	36
3.3.2	Ergebnisse der Fusionsbewertung	36
3.3.3	Tabellarische Übersicht der Fusionsergebnisse.....	38
4	DISKUSSION	40
4.1	Ergebnisse	40
4.2	Probleme der radiologischen Auswertung	41
4.2.1	Bestimmung des Grund-Deckplattenwinkels	41
4.2.2	Beurteilung der knöchernen Fusion.....	41
4.3	Repositionsverlust	42
4.3.1	Mögliche Ursachen eines erhöhten Repositionsverlustes	43
4.4	Fusion	44
4.4.1	Fusionskriterien interkorporeller Spondylodesen.....	44
4.4.2	Vergleich der knöchernen Fusionsraten	45
4.4.3	Literaturübersicht über Ergebnisse dorsoventraler Stabilisierungen der Brust- und Lendenwirbelsäule.....	46
4.4.4	Ursachen unterschiedlicher Fusionsraten	47
4.5	Quantitative Computertomographie	48
5	ZUSAMMENFASSUNG	49
6	LITERATURVERZEICHNIS	50
7	ERKLÄRUNG AN EIDES STATT	56
8	LEBENS LAUF	57
9	DANKSAGUNG	58

Abkürzungsverzeichnis

a.-p.	anterior-posterior
BMD	Bone mineral density (Knochendichte)
BWK	Brustwirbelkörper
BWS	Brustwirbelsäule
CT	Computertomographie
GDW	Grund-Deckplattenwinkel
LWK	Lendenwirbelkörper
LWS	Lendenwirbelsäule
QCT	Quantitative Computertomographie
ROI	Region of interest (zu untersuchender Bereich)
USS	Universal spine system
VBR®	Vertebral body replacement
WK	Wirbelkörper

1 Einleitung

Die bedeutendste nach einer Fraktur der Brust- und Lendenwirbelsäule auftretende Deformierung ist die kyphotische Fehlstellung. In zunehmendem Maße kommen operative Behandlungsverfahren zum Einsatz, wobei als Vorteil die Möglichkeit zur Dekompression des Spinalkanals, eine gezielte Stabilisierung einzelner Bewegungssegmente sowie eine frühzeitige Mobilisierung zu nennen sind.

Ziel des operativen Behandlungskonzeptes ist es u.a. Schmerzen und neurologische Defizite zu lindern und eine Wiederherstellung der physiologischen Achsenverhältnisse zu erreichen.

Im Mittelpunkt steht dabei die Vermeidung einer dauerhaften Kyphosierung, da diese oftmals mit einer Zunahme klinischer Beschwerden einhergeht.^{84, 89, 90}

1.1 Biomechanik der Wirbelsäule

Nach Einführung verschiedener Zwei-Säulen-Modelle^{40, 41}, die zwischen einer ventralen und einer dorsalen Säule unterscheiden, wurde von Denis⁴² das sogenannte Drei-Säulen-Modell entwickelt, welches sich inzwischen im klinischen Alltag durchgesetzt hat.

Dieses Modell basiert auf der Dreiteilung des Bewegungssegments in eine vordere, eine mittlere und eine hintere Säule bestehend aus folgenden Strukturen:

Vordere Säule = Lig. longitudinale anterior, vordere zwei Drittel des Wirbelkörpers und der Bandscheibe

Mittlere Säule = Lig. longitudinale posterior, hinteres Drittel des Wirbelkörpers und der Bandscheibe

Hintere Säule = Ligg. intraspinalia, Lig. supraspinale, Lig. flavum, Bogenwurzeln, Gelenkfortsätze, Gelenkkapseln, Dornfortsätze

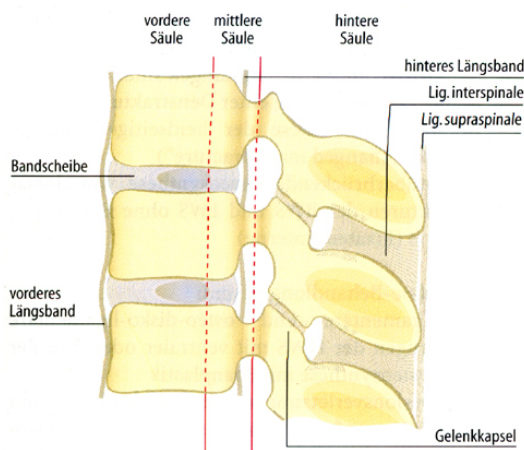


Abb. 1: Drei-Säulen-Modell nach Denis⁴⁶

1.1.1 Klassifikation von Wirbelkörperfrakturen

Basierend auf dem 2-Säulen-Modell von Whitesides führten Magerl¹³ et. al 1994 eine Einteilung anhand der zum Unfallzeitpunkt auf das Bewegungssegment wirkenden Kräfte ein und unterscheiden dabei 3 Verletzungstypen.

Typ-A-Verletzungen entstehen durch axiale Kompressionskräfte allein oder in Kombination mit Flexionsbewegungen. Das Verletzungsmuster besteht in einer Impaktion, in einer Berstung oder in einer Spaltung des Wirbelkörpers. Eine Verletzung der hinteren Säule besteht – wenn überhaupt vorhanden – in einem vertikalen Spaltbruch der Lamina.

Translationsverschiebungen treten nie auf und der dorsale Ligamentkomplex ist in Einzelfällen gedehnt, aber nie gerissen.

Typ-B-Verletzungen als sogenannte Distraktionsverletzungen entstehen meist durch Flexion oder seltener durch Hyperextension, wobei stets alle drei Säulen betroffen sind und meist eine Instabilität vorliegt. Bei einem hohen Risiko für eine Translationsverschiebung bestehen oftmals neurologische Defizite.

Typ-C-Verletzungen als sogenannte Torsionsverletzungen entstehen durch Rotationskräfte, jedoch meist in Kombination mit den vorher beschriebenen Mechanismen.

Dabei handelt es sich immer um Verletzungen aller drei Säulen. Der kräftige dorsale Ligamentkomplex ist ebenso gerissen wie das hintere Längsband. Typ C-Verletzungen sind immer instabil, die Mehrzahl sind hochgradig instabil und neurologische Schäden liegen oft begleitend vor.⁴³

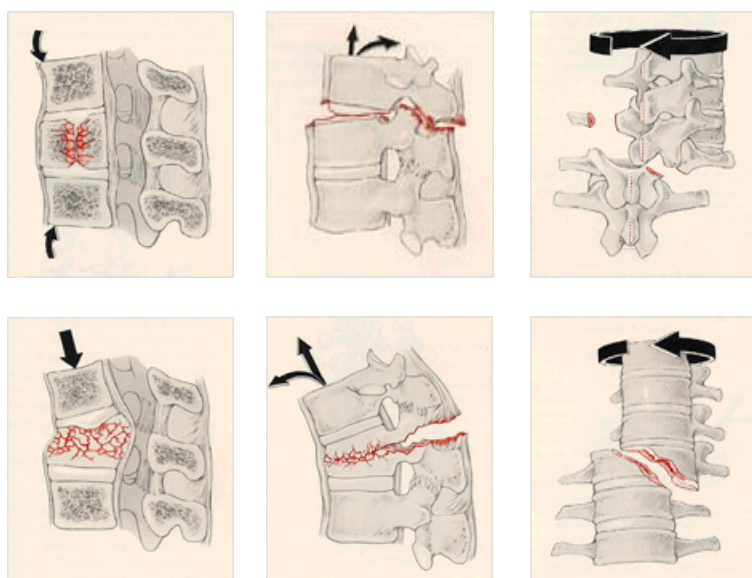


Abb. 2: AO-Klassifikation nach Magerl (v.l.n.r. A, B, C Verletzungsmuster)⁴⁶

1.1.2 Definition des Begriffs „Instabilität“

Trotz der Bedeutung für das weitere therapeutische Vorgehen gibt es unterschiedliche Definitionen für den Begriff „Instabilität“. So definiert Aebi⁴⁴ Instabilität folgendermaßen:

„Instabilität ist die Folge einer Zerreissung, Auslockerung oder Beschädigung der anatomischen Elemente des Bewegungssegments, so dass normale Belastungen in übermäßigen Bewegungsausschlägen, Dislokationen oder Beanspruchungen resultieren“.

Damit bezieht sich seine Definition v.a. auf die möglichen Folgen für den Patienten.

White und Panjabi⁴⁵ definierten „klinische Instabilität“ folgendermaßen:

“Clinical instability is the loss of the ability of the spine under physiologic loads to maintain its pattern of displacement so that there is no initial or additional neurologic deficit, no major deformity and no incapacitating pain”.

Bei dieser Definition kann also eine primär stabile Fraktur bei Auftreten neurologischer Defizite oder einer progredienten Kyphosierung als „klinisch instabil“ klassifiziert werden.

Um den verschiedenen Graduierungen einer möglichen Instabilität gerecht zu werden, entwickelte Blauth⁴⁶ eine abgestufte Einteilung, welche die instabilen Verletzungen nochmals in geringgradige und hochgradig instabile Wirbelkörperfrakturen unterteilt.

1.2 Therapiemöglichkeiten von Wirbelsäulenverletzungen

1.2.1 Konservative Therapie

Prinzipiell besteht bei stabilen Wirbelsäulenverletzungen im Bereich des thorakolumbalen Übergangs ohne neurologische Ausfälle die Möglichkeit der konservativen Therapie. Hierbei werden die Patienten entsprechend der Methode nach Böhler⁶¹ behandelt. Dabei erfolgt nach ausreichender Analgesie die Aufrichtung im dorsalen Durchhang und die anschließende Anlage eines Gipsmieders für mindestens 3 Monate. Eine Übungsbehandlung zur Kräftigung der Rückenmuskulatur kann schon wenige Tage nach erfolgter Reposition begonnen werden.

Alternativ besteht die Möglichkeit einer frühfunktionellen Therapie nach Magnusson.⁷²

Das Problem der konservativen Behandlung besteht sowohl im etwas geringeren Repositionsgewinn als auch im stärkeren Korrekturverlust i.V. zur dorsalen Stabilisierung. Resch et al.⁶² fanden für den GDW einen Repositionsgewinn von 17,1° bei den operativ behandelten und 11,1° bei den konservativ behandelten Patienten. Der anschließende Korrekturverlust betrug 12,2° vs. 14,9°.

1.2.2 Operative Behandlungsverfahren

Das Ziel einer erfolgreichen Behandlung der Wirbelsäule ist eine stabile, schmerzfreie Wirbelsäule mit minimaler Deformität und Wiederherstellung des physiologischen

Profils.⁶³

Inwieweit dieses Ziel mit konservativ-frühfunktionellen oder operativen Therapien erreicht werden kann, wird momentan noch kontrovers diskutiert. Mittlerweile akzeptierte Operationsindikationen bestehen bei instabilen Luxations- und Berstungsfrakturen, bei Luxationen mit oder ohne neurologischen Komplikationen sowie bei osteoligamentären und diskoligamentären Zerreißungen.⁶²

Aebi⁶⁴ stellt eine Reihe von relativen und absoluten Operationsindikationen vor, die sich im klinischen Alltag durchgesetzt haben.

<p>Absolute Indikationen</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Inkomplette neurologische Ausfälle mit nachgewiesener mechanischer Kompression (primär bestehend, nach Intervall auftretend oder eindeutige Unterbrechung einer Besserung) • offene Wirbelsäulenverletzungen • komplettes Querschnittssyndrom mit nachgewiesener mechanischer Kompression, wenn innerhalb der 6 Stunden Grenze möglich
<p>Relative Indikationen</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Fehlstellung der Wirbelsäule • Wirbelkanaleinengung • instabiles Wirbelsegment • Indikationen aus pflegerischen und Rehabilitationsgründen <p style="text-align: right;">} ohne neurologische Ausfälle</p>

Tab. 1: Operationsindikationen von Wirbelsäulenverletzungen (nach Aebi⁶⁴)

Wird nun die Indikation zum operativen Vorgehen gestellt, stehen verschiedene Techniken zur Verfügung. Prinzipiell wird zwischen dorsalen, ventralen und kombinierten dorsoventralen Operationen unterschieden. Bei den dorsoventralen Verfahren besteht weiterhin die Möglichkeit durch Knochentransplantate oder metallische Implantate die vordere Säule zu rekonstruieren.

1.2.2.1 Dorsale Stabilisierung

Eines der ersten Implantate im Rahmen von dorsalen Spondylodesen waren die sogenannten

„Harrington-Disstraktionsstäbe“, die 1958 erstmals beschrieben wurden.⁵¹

Roy Camille und Saillant beschreiben eine transpedikuläre Verschraubung, bei der zwei Platten paraspinal über mehrere Segmente transpedikulär mit den Wirbelkörpern verschraubt werden. Hierdurch wird eine stabile Spondylodese bei jedoch langstreckiger Fusion erreicht.⁵²

Der 1977 von Magerl⁵³ eingeführte winkelstabile Fixateur externe und die von Dick¹ erfolgte Weiterentwicklung stellen noch heute in ihren Abwandlungen ein operatives Standardverfahren zur transpedikulären Verschraubung der thorakalen und lumbalen Wirbelsäule dar.

Dabei wird eine winkelstabile Verbindung zwischen den Pedikelschrauben und einem Längsträger geschaffen. Die Fusionsstrecke ist i.V. zu anderen Verfahren verkürzt und es besteht die Möglichkeit der intraoperativen Aufrichtung einer kyphotischen Fehlstellung.

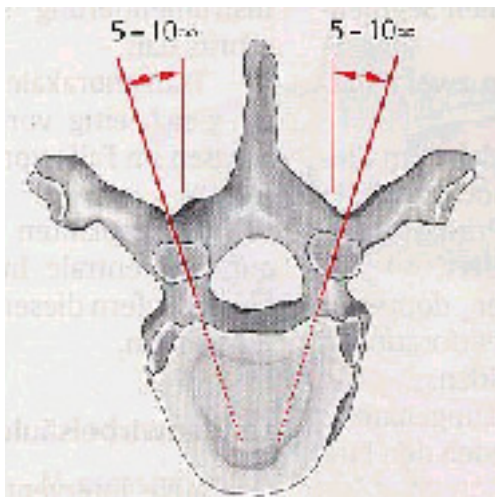


Abb. 3: Achse der Pedikel(schrauben)

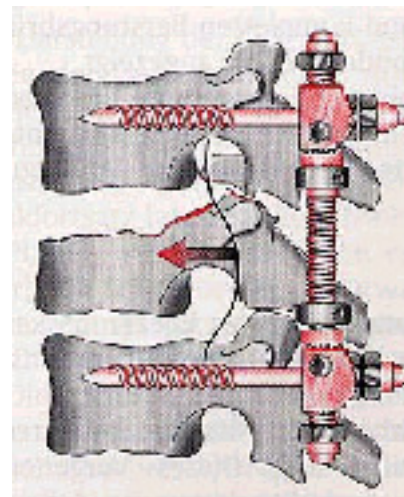


Abb. 4: Fixateur interne

Problem der alleinigen dorsalen Stabilisierung ist der postoperativ auftretende Korrekturverlust im Sinne einer zunehmenden Kyphosierung. Auch die Einführung der transpedikulären Spongiosaplastik durch Daniaux⁵⁴ brachte keine wesentlich besseren Ergebnisse bezüglich des Korrekturverlusts.^{55, 56, 67} Knop et al.²⁶ verglichen mittels Fixateur interne von dorsal stabilisierte Patienten mit und ohne zusätzliche transpedikuläre Spongiosaplastik. Dabei zeigte sich für die Gruppe der zusätzlich mit einer Spongiosaplastik versorgten Patienten sogar ein größerer Korrekturverlust als bei den nur mit Fixateur interne versorgten Patienten.

Generell liegen die Werte für den postoperativen Korrekturverlust, also der Zunahme des GDW, bei dorsalen Operationen je nach Studie zwischen 7,2° und 8,5°.^{26, 57, 58} Lediglich in sehr kleinen Kollektiven mit 12 bzw. 20 Patienten konnte über einen Beobachtungszeitraum von nur durchschnittlich 10 Monaten ein Korrekturverlust von 2° bzw. 4° festgestellt werden.^{59, 60}

Aus diesem Grund kommt die multizentrische Studie der Deutschen Gesellschaft für Unfall-

chirurgie zu dem Ergebnis, dass mit der dorsalen Technik allein kein sicherer Gewinn gegenüber der kyphotischen Fehlstellung zu erzielen ist.²⁶

1.2.2.2 Ventrale Stabilisierung

Prinzipiell besteht bei stabilen Typ A-Verletzungen mit intakter hinterer Säule die Möglichkeit der alleinigen ventralen Stabilisierung.

Dabei erfolgt die Verankerung der winkelstabilen Implantatsysteme mittels mehrerer Schrauben pro Wirbelkörper, wodurch auf eine zusätzliche dorsale Stabilisierung verzichtet werden kann. Die Wiederherstellung der vorderen Säule kann entweder durch ein Knochenspaninterponat oder durch metallische Implantate erfolgen.

Nachteilig wirkt sich dabei die im Vergleich zur dorsalen Instrumentierung schwierigere Reposition einer kyphotischen Fehlstellung aus.

Bezüglich der Entwicklung des GDW kam Been⁶⁵ zu folgendem Ergebnis:

Von 29 mit Slot-Zielke Instrumentarium versorgten, rein ventral stabilisierten Patienten, zeigten 3 Jahre postoperativ 17 einen Korrekturverlust unter 5°. Bei 8 Patienten lag der Korrekturverlust zwischen 6° und 10° und bei 4 Patienten zwischen 11° und 15°.

Haas⁶⁶ et al. ermittelten bei 39 Patienten, die mit Knochenspantransplantat und ventraler Platte versorgt wurden, einen Korrekturverlust von durchschnittlich 7°.

In der prospektiven multizentrischen Studie der DGU²⁶ fand sich bei 21 ventral stabilisierten Patienten zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung eine Zunahme des GDW von nur durchschnittlich 4°. Gleichzeitig zeigte diese Studie aber auch, dass die initial erzielte Korrektur der kyphotischen Fehlstellung mit 9,0° vs. 10,1° bzw. 13,7° geringer als bei dorsalen bzw. kombinierten Verfahren ist.

1.2.2.3 Kombinierte dorsoventrale Stabilisierung

Prinzipiell wird bei kombinierten dorsoventralen Stabilisierungsverfahren zuerst die dorsale Instrumentierung zur Reposition und Distraction angelegt. Anschließend erfolgt eine partielle oder totale Korporektomie mit Ausräumung des Hinterkantenfragments. Die Rekonstruktion der vorderen Säule kann danach durch Einbringen eines Knochenspantransplantats oder eines metallischen Implantats in Form eines nichtexpandierbaren oder expandierbaren Cages erfolgen. Autologer Knochen weist dabei neben osteokonduktiven Eigenschaften auch osteogenetisches Potenzial durch die transplantierten Zellen auf. Darüberhinaus besitzt die kortikale Komponente autologer Transplantate eine bedeutende biomechanische Eigenstabilität. Ungelöst blieben bislang die Probleme der begrenzten Verfügbarkeit, z.B. in der Versorgung polytraumatisierter Patienten, sowie der potenziellen Komplikationen, die sich durch den erforderlichen

Zweiteingriff zur Gewinnung des Transplantats ergeben können.

Briem et al.⁶⁸ fanden bei 30 Patienten, die dorsoventral mittels autologem trikortikalem Beckenkammspan und zusätzlicher ventraler Osteosynthese stabilisiert wurden, in 37 % der nachuntersuchten Patienten lokale Beschwerden an der Entnahmestelle.^{73, 74}

Bekanntester Vertreter unter den nichtexpandierbaren Implantaten ist sicherlich der von Harms entwickelte MOSS[®]-Korb, Fa. DePuy Acromed, Sulzbach. Hierbei handelt es sich um einen Titanzylinder mit durchgehender romboider Fenestrierung, der in verschiedenen Größen erhältlich ist und in das sogenannte modulare segmentale spinale Instrumentationssystem integriert wurde.^{80, 81}

Dabei erfolgt intraoperativ ein Zurechtschneiden des Körbchens auf die entsprechende Länge und nach Einbringen autologer Spongiosa aus dem resezierten Wirbelkörper der Einbau zur Rekonstruktion der vorderen Säule. Somit wird eine sofortige übungsstabile Defektdeckung erzielt und die bei der autologen Knochenspantransplantation auftretende Morbidität bezüglich der Entnahmestelle entfällt ebenfalls.

Die Fenestrierung des Titanzylinders soll gleichzeitig eine rasche Durchbauung mit knöcherner Substanz fördern. Nachteilig erweist sich jedoch die fehlende Möglichkeit der Distraktion nach Einbringen des Cages in situ. Dadurch kann keine erhöhte Vorspannung, das sogenannte „Press-fit“, i. S. einer interkorporellen Kompression erfolgen.

Aus diesem Grund wurden expandierbare Cages wie der VBR[®] (vertebral body replacement) der Firma Ulrich entwickelt. Durch die stufenlose Distraktion in situ erhält der Operateur die Möglichkeit eine ideale Vorspannung zu ermitteln. Auch das Zurechtschneiden des Implantats auf die gegebenen Endplattenwinkel entfällt, da hier zwischen verschiedenen gewinkelten Ansatzstücken gewählt werden kann. Prinzipiell soll auch bei diesem Implantat durch Einbringen von Spongiosa in das Innere des Zylinders eine knöcherne Durchbauung erzielt werden.

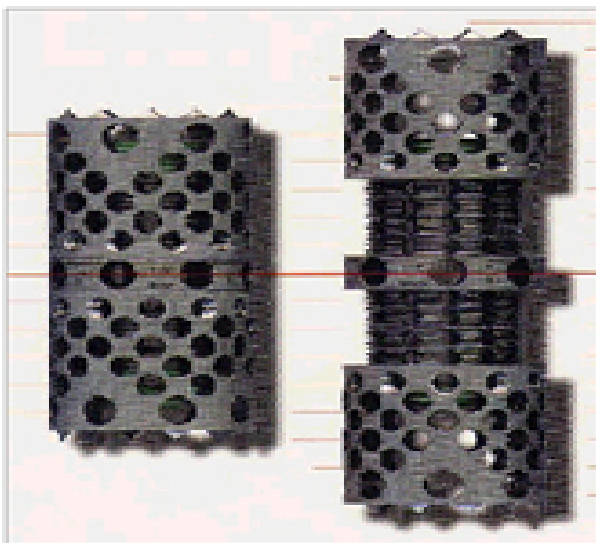


Abb. 5: VBR[®] in verschiedenen Distraktionszuständen

1.2.2.4 Biomechanik verschiedener Stabilisierungstechniken

Vahldiek et al.³ zeigten in biomechanischen Untersuchungen, dass die dorsale und kombinierte Instrumentierung in allen Bewegungsebenen eine hohe Stabilität gewährleistet. Die Ergebnisse der ventralen Stabilisierung allein erwiesen sich dagegen als unbefriedigend.

Knop et al.⁴ empfehlen aus diesem Grund das kombinierte dorsoventrale Vorgehen mit Fixateur interne und expandierbarem Cage. In den Bewegungsrichtungen Flexion, Extension und Seitneigung zeigte das kombinierte dorsoventrale Stabilisierungsverfahren mindestens eine vergleichbare Stabilität zum nativen Präparat. Nur bei der Rotationsstabilität zeigte sich die kombinierte dorsoventrale Stabilisierung der nativen Wirbelsäule unterlegen.

Dies belegten auch andere Studien.^{5, 6, 7}

Es konnte nachgewiesen werden, dass der Einsatz des VBR[®] in Kombination mit einem USS[®] als dorsaler Instrumentierung nahezu jede Bewegung im betreffenden Bereich verhindert.⁸

Beweglichkeit und Spannungen benachbarter Segmente werden dagegen vom Implantat nur gering beeinflusst. Im Vergleich zum nichtexpandierbaren MOSS[®]-Korb wurde für den VBR[®] eine höhere Torsionsstabilität ermittelt.⁹

Ein weiterer Punkt biomechanischer Untersuchungen ist die Möglichkeit der intraoperativen Aufspreizung zur Erhöhung der Vorspannung.^{4, 8} Hier liegen eindeutig Vorteile gegenüber nicht-expandierbaren Implantaten, da ein stabilisierender Effekt durch eine solche interkorporelle Kompression erreicht wird.

1.3 Zusammenfassung

Mittlerweile konnte in größeren Studien ein Vorteil des kombinierten dorsoventralen Vorgehens mit Wiederherstellung der vorderen Säule durch ein tragfähiges Transplantat oder Implantat für komplette oder inkomplette Berstungsbrüche gezeigt werden. Sowohl bei der Korrektur einer kyphotischen Fehlstellung als auch in der anschließenden Zunahme des GDW werden durch die kombinierte dorsoventrale Stabilisierung bessere Ergebnisse als bei einer alleinigen dorsalen bzw. ventralen Stabilisierung erzielt.

Mögliche Vorgehensweisen für die ventrale Stabilisierung sind dabei das Einbringen eines trikortikalen Knochenspans, meist dem Beckenkamm des Patienten entnommen, nichtexpandierbare Cages oder expandierbare Implantate wie der VBR[®].

Ein Nachteil der Verwendung eines autologen Knochenspans liegt dabei in persistierenden, z.T. erheblichen Beschwerden im Bereich der Entnahmestelle bei vielen Patienten. Zudem können sich aseptische Knochenspannekrosen entwickeln, welche mit als Ursache für die Entstehung von Pseudarthrosen in Frage kommen.

Die in den letzten Jahren zunehmend eingesetzten metallischen Implantate zeigten außerdem in

biomechanischen Tests gute Ergebnisse bezüglich der Stabilität, wobei hier die Möglichkeit der Distraction bei expandierbaren Modellen von einigen Autoren als zusätzlicher Vorteil gesehen wird.

1.4 Problem und Aufgabenstellung

Ziel einer prospektiven klinischen Studie ist die Evaluation der perioperativen, klinischen und radiologischen Ergebnisse, einer mit dem expandierbaren Cage VBR[®] der Firma Ulrich versorgten Patientengruppe.

Ziel der hier vorgestellten radiologischen Untersuchungen als ein Teilaspekt der Studie ist die Beurteilung der Stabilität des operierten Segments und die Bewertung ob eine knöcherne Fusion nach 12 Monaten nachweisbar ist. Gleichzeitig wurde die postoperative Entwicklung des GDW untersucht, um den nach Rekonstruktion und Aufrichtung erwarteten Korrekturverlust zu quantifizieren. Um diese Parameter zu ermitteln, fertigten wir konventionelle Röntgenbilder und Funktionsaufnahmen sowie CT-Aufnahmen und 2-D-Rekonstruktionen an.

Desweiteren wurde erstmals eine quantitative Dichtemessung der in den Cage eingebrachten Spongiosa vorgenommen. Mit dieser Untersuchung sollte der Verlauf einer möglichen Dichtezunahme als Zeichen der knöchernen Durchbauung dargestellt werden.

2 Material und Methode

2.1 Patienten

Im Zeitraum von Mai 1999 bis August 2003 wurden 78 Patienten mit einer Fraktur der thorakolumbalen Wirbelsäule in der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie Charité, Campus Virchow Klinikum (Direktor: Univ.-Prof. Dr. N. P. Haas) im Rahmen einer prospektiven Studie mit einem expandierbaren Cage - Vertebral Body Replacement (VBR[®]) - der Firma Ulrich, Ulm, Deutschland versorgt. Vorausgehend erhielten alle Patienten eine dorsale Stabilisierung mittels Fixateur interne vom Typ Univeral Spine System[®], Fa. Synthes, Oberdorf, Schweiz.^{1,2}

Bis August 2003 konnten 35 Patienten (45 %), davon 13 Frauen und 22 Männer über einen Zeitraum von einem Jahr nachuntersucht werden.

Das durchschnittliche Alter der Patienten betrug zum Zeitpunkt der OP 43,6 Jahre (Varianz 17 – 77).

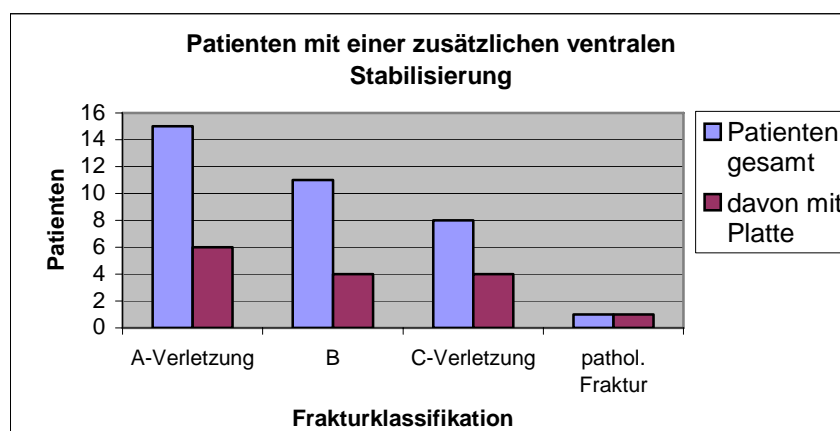
Gemäß der AO-Klassifikation nach Magerl¹³ fanden sich 15 A-Verletzungen, 11 B-Verletzungen, 8 C-Verletzungen. Bei einer Patientin bestand eine pathologische Fraktur. Klassifiziert wurde der jeweils schwerstverletzte und operierte Wirbelkörper.

2.1.1 Patienten mit zusätzlicher ventraler Stabilisierung

16 Patienten (46 %) erhielten bei intraoperativ befundeter erheblicher Instabilität nach Einschätzung des Operateurs als zusätzliche Stabilisierung eine ventrale Platte. Dabei wurde die Indikation für eine zusätzliche ventrale Stabilisierung, z.B. bei Vorliegen eines kompletten Berstungsbruches gestellt.

Darunter befanden sich 6 Patienten (40 %) mit einer A-Verletzung, 4 Patienten (36 %) mit einer B-Verletzung, 4 Patienten (50 %) mit einer C-Verletzung und eine Patientin mit einer pathologischen Fraktur.

Der Anteil an Patienten mit einer zusätzlichen ventralen Stabilisierung ist nachfolgend graphisch dargestellt.



Graphik 1: Verteilung der zusätzlich mit einer ventralen Platte stabilisierten Patienten

2.2 Das Implantat

2.2.1 Technische Daten

Der zylindrische Cage der Firma Ulrich wird aus einer Titanlegierung gefertigt und entspricht dem DIN EN ISO 9001 Standard. Der VBR[®] besteht aus 3 Komponenten, einem Zentralelement und zwei Ansatzstücken. Das Implantat steht dabei in den Außendurchmessern von 20, 24 und 28 mm zur Verfügung. Die Höhe des VBR[®] ist individuell und stufenlos intraoperativ einstellbar.

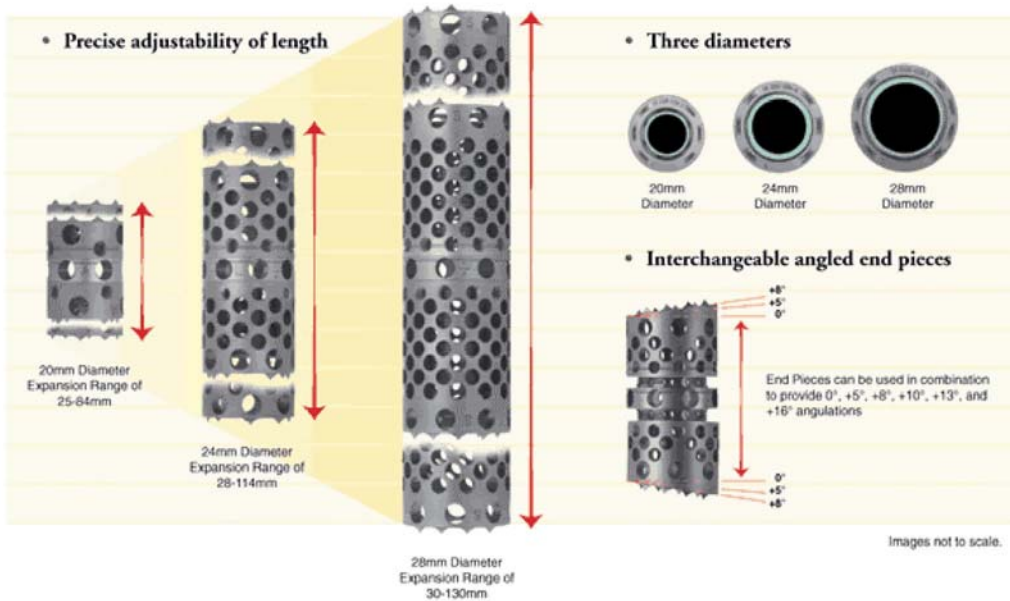


Abb. 6: Aufbau und Ausführungen des VBR®

Die Aufspreizung erfolgt mit Hilfe gegenläufiger Gewinde am Zentralelement. Dementsprechend weisen die Ansatzstücke ein Rechts- und ein Linksgewinde auf und sind entsprechend mit „R“ oder „L“ gekennzeichnet. Das Zentralelement definiert die erforderliche Distraction, wobei eine Länge zwischen minimal 25 mm und maximal 130 mm einstellbar ist. Dadurch wird auch der Ersatz mehrerer Wirbelkörper gewährleistet. Um eine in situ Derotation zu vermeiden, wird nach der Distraction eine Madenschraube zur Sicherung eingebracht. Am Rand der Ansatzstücke befinden sich zusätzlich zahnförmige Ausziehungen, die einen besseren Halt des Implantats im angrenzenden Wirbelkörper ermöglichen sollen. Zusätzlich kann je nach Höhenlokalisation der Fraktur und anatomischen Erfordernissen zwischen Ansatzstücken mit geraden und gewinkelten (5° oder 8°) Ansatzstücken gewählt werden.



Abb. 7: Einbringen und Distraction des Implantats

2.3 Die Studie

2.3.1 Aufbau und Studiendesign

Es handelt sich um eine prospektive klinische Studie, wobei alle mit einem VBR[®] versorgten Patienten 3, 6 und 12 Monate postoperativ zu einer Nachuntersuchung eingeladen wurden. Dabei erfolgte eine ausführliche Anamnese sowie eine klinisch-neurologische Untersuchung. Zusätzlich wurden Röntgenaufnahmen und eine Computertomographie des entsprechenden Wirbelsäulenabschnitts zur Sicherstellung und Dokumentation des Heilungsverlaufes und der Stabilität der Wirbelsäule angefertigt.

Zur Selbsteinschätzung der momentanen Lebenssituation erhielt jeder Patient einen sogenannten SF 36 Fragebogen.

2.4 Röntgenologische Messdaten

Die röntgenologische Nachuntersuchung umfasste Röntgenaufnahmen im anterior-posterioren und seitlichen Strahlengang sowie Funktionsaufnahmen in Reklinations- und Inklinationsstellung am stehenden bzw. sitzenden Patienten. Dabei wurden präoperative Unfallröntgenbilder, direkt postoperativ erstellte Repositionsbilder und Röntgenbilder zu den jeweiligen Nachuntersuchungsterminen befundet.

Die Messungen erfolgten zu 70 % an digitalisierten Röntgenbildern und zu 30 % durch Messung per Hand. Die Ursache der Handmessung lag in der erst nach Beginn der Nachuntersuchungen eingeführten digitalen Bildspeicherung.

Jede Messung wurde von einem zweiten Untersucher überprüft. Traten Differenzen auf, die außerhalb des zu erwartenden Messfehlers lagen, erfolgte die Kontrollmessung durch einen weiteren unabhängigen Untersucher. Trotzdem erweist sich die Festlegung von Grund- und Deckplatte in manchen Fällen als schwierig und ein inter- bzw. intraindividueller Messfehler von 2° muss berücksichtigt werden.²⁶

2.4.1 Grund-Deckplattenwinkel – GDW

Bei allen Patienten wurde zu den jeweiligen Untersuchungszeitpunkten im seitlichen Röntgenbild der GDW bestimmt.¹⁰ Dieser wird zwischen der Grund- und Deckplatte der direkt angrenzenden Wirbelkörper gemessen, ist Ausdruck der Deformierung des verletzten Wirbelsegmentes und ermöglicht die Beurteilung einer kyphotischen Fehlstellung. Ein negatives Vorzeichen bezeichnet hierbei eine Kyphose, ein fehlendes Vorzeichen bedeutet Lordose. Die Differenz zwischen prä- und postoperativem Wert wurde als „Korrektur“ der kyphotischen Fehlstellung bezeichnet. Die Differenz zwischen dem direkt postoperativ ermittelten Wert und dem der Nachuntersuchung wurde als „Verlust“ und die Differenz zwischen präoperativem

GDW und dem Wert zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wurde als „Gewinn“ bezeichnet.²⁶ Desweiteren wird die Differenz des GDW zwischen Flexions- und Extensionsstellung in der Literatur als ein Kriterium für eine knöcherne Fusion verwendet, wobei je nach Autor ein Wert von $0^\circ - 5^\circ$ als größtmögliche Differenz toleriert wird.^{11, 12} Somit kann anhand der durchgeführten Funktionsaufnahmen eine eventuelle Instabilität beurteilt werden. Ebenso zeigt sich im seitlichen Röntgenbild ein eventuell aufgetretenes Materialversagen der dorsalen Stabilisierung.

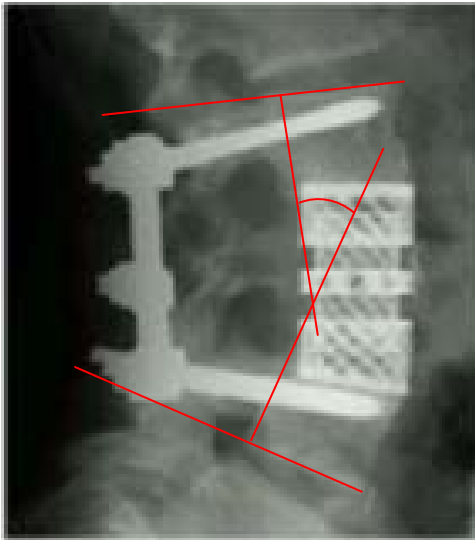


Abb. 8: Darstellung des Grund-Deckplattenwinkels

2.4.2 Sinterung

Ein weiteres Maß im seitlichen Röntgenbild ist die Sinterung des VBR[®] in die angrenzenden Wirbelkörper. Gemessen wurde dazu jeweils der Abstand von der Mitte des Cages senkrecht nach oben zur Deckplatte des benachbarten Wirbels und senkrecht nach unten zur Grundplatte des angrenzenden Wirbelkörpers. Die Differenz dieser Abstände gemessen direkt postoperativ und zu dem jeweiligen Nachuntersuchungstermin ergibt dann die Sinterung des VBR[®] in den angrenzenden Wirbelkörper. Mit dieser Messung wurde untersucht, ob das Implantat in die angrenzenden Wirbelkörper einsinkt und somit eine Zunahme der Kyphosierung verursacht.

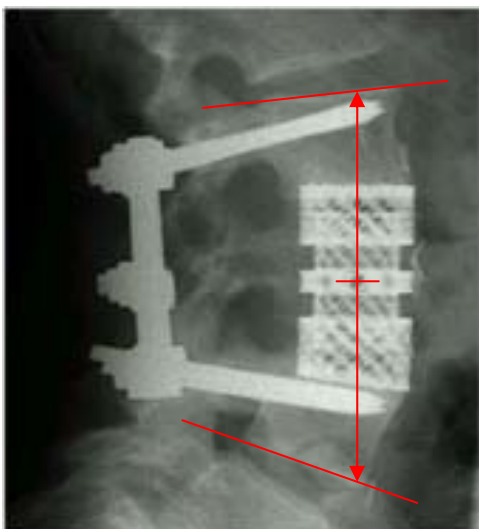


Abb. 9: Darstellung der Sinterung des VBR[®] in die angrenzenden Wirbelkörper

2.4.3 Kippung

Eine Kippung des Implantats nach ventral bzw. dorsal wurde im seitlichen Röntgenbild bestimmt. Dazu wird der Winkel zwischen der Hinterkante des VBR[®] und der Grundplatte des darunter angrenzenden Wirbelkörpers gemessen.

Die seitliche Kippung des VBR[®] ermittelt man im anterior-posterioren Strahlengang. Hierzu wird der Winkel zwischen einer senkrechten Linie durch den Cage und der Grundplatte des nach unten angrenzenden Wirbels gemessen. Für die statistische Auswertung wurden die postoperativ ermittelten Werte als Ausgangswert verwendet. Von diesen bildeten wir mit den Ergebnissen der Nachuntersuchungen Differenzen, um die Lageveränderung des Implantats zum operativen Ergebnis zu bestimmen.

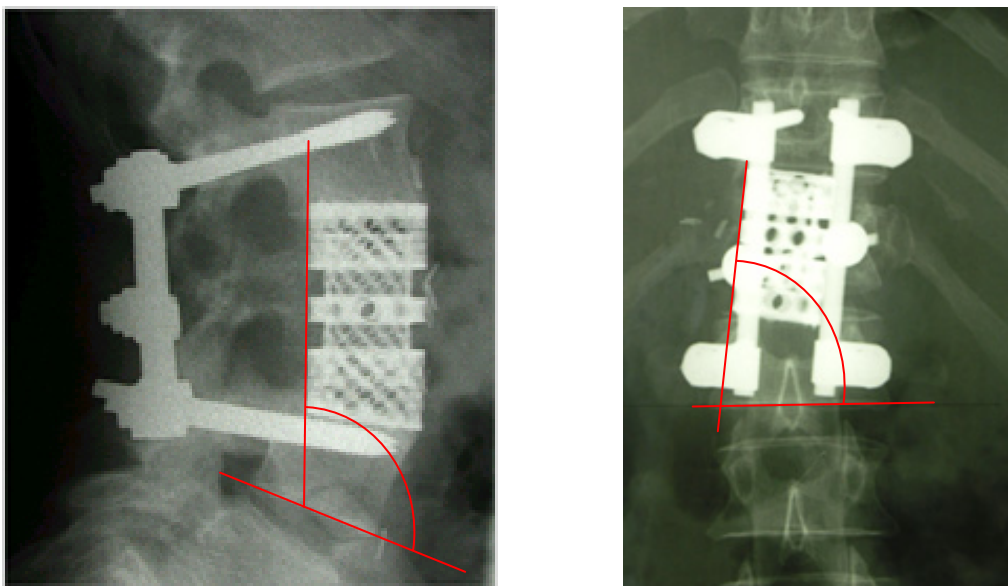


Abb. 10/11: Bestimmung der Kippung nach ventral/dorsal (li.) und seitlich (re.)

2.5 Einsatz der Computertomographie - CT

2.5.1 Das Computertomogramm

2.5.1.1 Physikalisch - technische Grundlagen

Die Computertomographie (CT) wurde erstmals 1973 von Hounsfield¹⁴ eingesetzt. Das Grundprinzip besteht darin, dass die Schwächung von Röntgenstrahlung bei der Rotation eines sich senkrecht zur Körperachse bewegenden Röntgenstrahlers im jeweils durchstrahlten Körperabschnitt gemessen wird. Dies geschieht mit Hilfe eines oder mehrerer Detektoren.¹⁵

Das erzeugte Bild gibt also das lokale Strahlenschwächungsvermögen des Gewebes in unterschiedlichen Grautönen wieder. Die so in der axialen Ebene erzeugten Schichtaufnahmen können durch den Computer zu koronaren und sagittalen Rekonstruktionen umgewandelt werden.¹⁶

Problem der computertomographischen Darstellung sind Bewegungsartefakte durch den Patienten während der Scan-Phase und Überstrahlungsartefakte durch metallische Implantate.¹⁵ Ein bedeutender Vorteil der Computertomographie gegenüber konventionellen Aufnahmeverfahren liegt in der quantitativen Bestimmung verschiedener Parameter, wie z.B. dem Ausmaß der Hinterkantenbeteiligung, einer ausgeprägten Ödembildung sowie der Querschnittsfläche des Spinalkanals.⁴⁸ Dies ist v.a. für die primäre Diagnosestellung und Frakturklassifikation von Bedeutung.

2.5.1.2 Durchführung

Zur Erstellung der Computertomographien verwendeten wir das Gerät Somatom Plus 4[®] Volume Zoom der Firma Siemens, Erlangen, Deutschland.



Abb. 12: Somatom Plus 4[®] Volume Zoom

Im Rahmen der Nachuntersuchungen wurden die Patienten dabei rücklings auf dem Knochendichtephantom (siehe unter 2.5.2.1.) liegend computertomographisch gescannt. Anhand des seitlichen Übersichtsbildes bestimmten wir den zu scannenden Bereich. Dieser umfasste das Implantat, die dorsale Stabilisierung durch den Fixateur interne einschließlich eines kranial und kaudal angrenzenden Wirbelkörper. Die Schnittfläche wurde parallel zum cranialen Ansatzstück des VBR[®] gewählt und die Schichtdicke betrug 2 mm.

Zudem erfolgte die Erstellung sagittaler und koronarer zweidimensionaler Rekonstruktionen, die zur Beurteilung der Fusion verwendet wurden.



Abb. 13/14: Seitliches Übersichtsbild des Scan-Bereichs und 2-D-Rekonstruktion

2.5.2 Quantitative Computertomographie – QCT

2.5.2.1 Physikalisch - technische Grundlagen

Die quantitative Computertomographie ermöglicht die Dichtebestimmung (mg/cm^3) von knöchernen Strukturen in verschiedenen Skelettabschnitten. Die Validität dieser Methode zur Knochendichtebestimmung ist generell akzeptiert und weltweit an über 4000 Zentren etabliert.^{19, 20} Hauptsächliche Einsatzgebiete sind das Abschätzen des Frakturrisikos von Wirbelkörpern bei altersbedingten Demineralisierungsstörungen, die Diagnostik und der Verlauf von Osteoporose sowie die Beurteilung anderer metabolischer Knochenerkrankungen.^{21, 22, 23, 25}

Das Prinzip der QCT besteht in einer dichteabhängigen Schwächung der Röntgenstrahlung. Ziel ist eine Bestimmung der Verteilung der linearen Schwächungskoeffizienten, die im untersuchten Querschnitt einer bestimmten morphologischen Struktur entsprechen.¹⁵ Die Querschnittsfläche wird dabei in Bildelemente (Picture elements = Pixel) mit jeweils dazu entsprechenden Volumenelementen (Voxel) aufgeteilt.²⁴

Mittels digitalem Rechner werden die ermittelten linearen Schwächungskoeffizienten verarbeitet und es ergeben sich die sogenannten CT-Zahlen.

$$\text{CT-Zahl} = 1000 \times (\mu_x - \mu_{\text{Wasser}}) / \mu_{\text{Wasser}} \quad (\mu = \text{Schwächungskoeffizient})$$

Die Einheit der CT-Zahlen wird nach dem Erstbeschreiber der Computertomographie, Hounsfield - Einheit (H.E.) bzw. Hounsfield - Unit (HU), genannt. Die CT-Zahlen von Luft liegt bei ca. - 1000 HE, die von Wasser bei 0 HE und die von kortikalem Knochengewebe beträgt 1000 HE. Die Auswahl des zu messenden Bereichs erfolgt mittels eines Softwareprogramms und die gewählten Bildpunkte werden als ROI (region of interest) bezeichnet. Zur Umrechnung der ermittelten Hounsfield - Einheiten in die tatsächliche Dichte (mg/cm^3) wird während des Scan-Vorgangs ein Knochendichte - Referenzphantom im Bereich des Implantats unter dem Patienten platziert.

Die darin gemessenen CT-Zahlen dienen als Äquivalent für die Dichte des vorhandenen Knochengewebes.

Im klinischen Einsatz befinden sich sogenannte Ein-Spektren-QCT oder Single-Energy-QCT (SE-QCT) und Zwei-Spektren-QCT oder Double-Energy-QCT (DE-QCT).¹⁸

Vorteile der DE - Technik liegen in einem geringeren Störeinfluss von vorhandenem Fettmark auf die Knochendichtebestimmung, was bei Osteoporose gehäuft auftritt, während als Nachteile eine geringere Präzision und höhere Strahlenbelastung zu nennen sind.²¹

2.5.2.2 Durchführung der Quantitativen Computertomographie

Ziel der Untersuchung war es festzustellen, ob im Cage eine Dichteänderung der intraoperativ eingebrachten Spongiosa im Zeitraum der Nachuntersuchungen stattfand. Die dazu erforderlichen Messungen erfolgten in einem manuell definierten, kreisrunden Auswertbereich (Region of Interest = ROI) in fünf vorher festgelegten Bereichen. (Abb. 15-21)

Dabei wurde jede Messung mittels des Softwareprogramms Sienet Magic-View VA 30 A[®] der Firma Siemens AG, Erlangen, Deutschland dreimal durchgeführt und das arithmetische Mittel diente der weiteren statistischen Auswertung.

Drei der festgelegten Messbereiche befanden sich innerhalb des VBR[®] und jeweils ein Messbereich lag kranial und kaudal der durch Fixateur interne von dorsal stabilisierten Wirbelkörper. Die ROI's im VBR[®] wurden so gewählt, dass die Messpunkte im kranialen und kaudalen Ansatzstück sowie im Zentralelement des Implantats lagen.

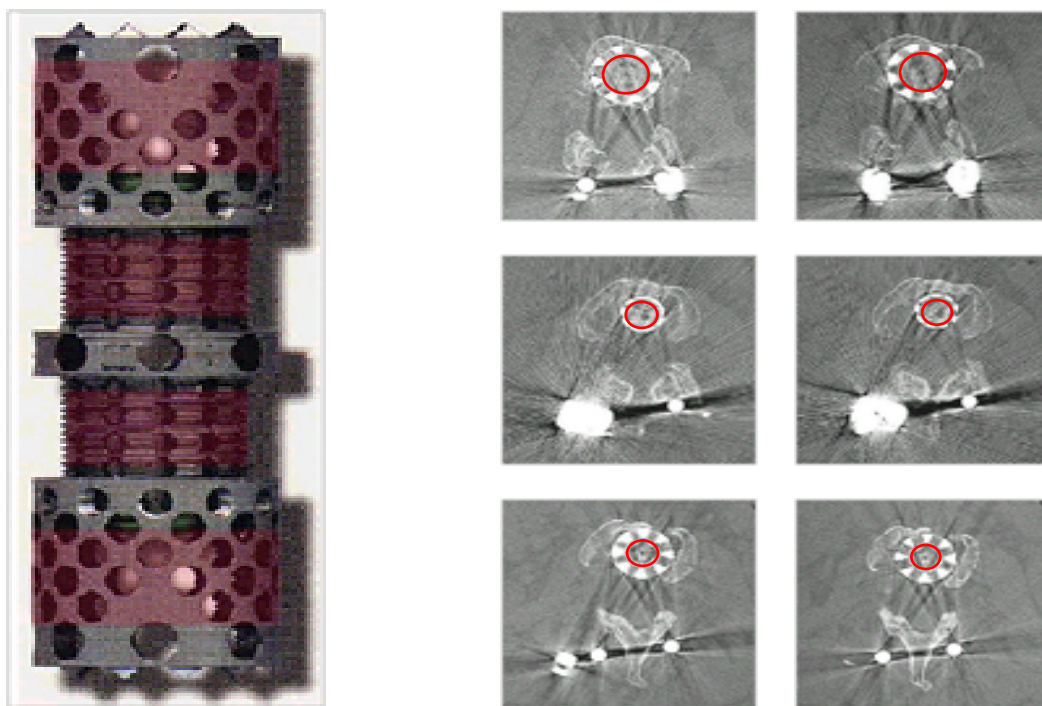


Abb. 15-21: Darstellung der festgelegten Messbereiche und ROI's (rot markiert).

Zur Standardisierung wählten wir den gesamten Innendurchmesser des VBR[®] als Messbereich. Die gefahrene Schichtdicke lag bei 2 mm und die Kalibrierung erfolgte mit einem 6-Punkt-Knochendichtephantom.⁴⁷ Anschließend wurde mittels o.g. Software ein Knochendichtewert in Hounsfield Units bestimmt. Da die Dichtewerte des Knochendichtephantoms bekannt waren und bei jeder quantitativen Computertomographie mitgescannt wurden, konnte über eine Eichkurve die tatsächliche Knochendichte im Cage bzw. den angrenzenden Wirbelkörpern ermittelt werden.



Abb. 22/23: CT-Schnitt mit Knochendichtephantom

2.6 Klinische Nachuntersuchung

Die nachfolgend aufgeführten klinischen Untersuchungsmethoden werden nur der Vollständigkeit halber erwähnt, sind jedoch nicht Bestandteil der vorliegenden Dissertation.

2.6.1.1 Schmerzanamnese

Alle Patienten wurden zur momentanen Schmerzintensität in den Bereichen Rücken, Gesäß und Beinen befragt. Dazu verwendeten wir die visuelle analoge Schmerzskala mit möglichen Werten von 0 bis 10. Gleichzeitig wurden Angaben über die Schmerzintensität im Vergleich zur letzten Nachuntersuchung bzw. zum Zeitpunkt der Entlassung erhoben.

Hierzu verwendeten wir eine Nominalskala mit den Möglichkeiten

- keine Angabe
- gleich
- besser.

Zusätzlich wurde ein eventueller Analgetikakonsum dokumentiert.

2.6.1.2 Klinische Parameter

Im Rahmen der klinischen Nachuntersuchung wurden folgende Parameter erhoben:

- der Finger-Boden-Abstand
- die Seitneigung des Oberkörpers
- die Rotation des Oberkörpers nach der Neutral-0-Methode
- das Schober- und das Ott-Maß.

Ziel dieser durchgeführten Untersuchungen war es festzustellen, ob im Verlauf des Nachuntersuchungszeitraumes eine objektivierbare Verbesserung der Beweglichkeit stattfindet.

2.6.1.3 Neurologischer Status

Der bei jeder Nachuntersuchung erhobene neurologische Status wurde anhand einer Abwandlung des Frankel-Schemas dokumentiert, um eventuelle Veränderungen im Verlauf des Nachuntersuchungszeitraumes zu erfassen.

Dabei differenziert das Schema in fünf Stufen zwischen vollständigem Fehlen motorischer und sensibler Reaktionen (Stufe A) und normalen motorischen und sensiblen Funktionen (Stufe E).

2.6.1.4 Selbsteinschätzung der Lebensqualität

Die Einschätzung der Lebensqualität erfolgte durch den sogenannten SF 36 Fragebogen (SF 36 Medical Outcomes Studies/ Short Form 36).⁸⁵ Dieser dient zur gesundheitsbezogenen Einschätzung der Lebensqualität in den Bereichen „Körperliche Gesundheit“ und „Psychische Gesundheit“.

Der ursprünglich für Anwendungen in den Vereinigten Staaten entwickelte Fragebogen wurde durch das „International Quality of Life Assessment“ übersetzt und adaptiert.

2.7 Die radiologische Beurteilung einer knöchernen Fusion

2.7.1 Radiologische Fusionskriterien

Bei der Anwendung radiologischer Kriterien für eine stabile Spondylodese orientierte sich unsere Arbeitsgruppe an den von Eck³⁵ und Bridwell³⁶ (s. Tab. 2) verwendeten strukturellen Fusionskriterien ventraler Spondylodesen. Beide Autoren differenzieren zwischen vier bzw. fünf Graden einer möglichen Fusion. Dabei erfolgte die Evaluation einzig an Röntgenbildern im a.-p. sowie seitlichen Strahlengang. Auf die Verwendung von CT-Aufnahmen, 2-D-Rekonstruktionen sowie auf Funktionsaufnahmen wurde in diesen Studien verzichtet. Zusätzlich zogen wir als funktionelles Fusionskriterium zur Bewertung einer stabilen Fusion die Differenz des GDW in den Funktionsaufnahmen mit heran.

Fusionsgrad	
Grad I (definitiv)	Fusion mit Umbau und Knochenspanne
Grad II (wahrscheinlich)	Knochenspan intakt, unvollständiger Umbau und Durchbauung im Cage, keine Lysezeichen
Grad III (wahrscheinlich nicht)	Knochenspan intakt, aber deutliche Lysezeichen im Bereich der Grund- bzw. Deckplatte des Implantats
Grad IV (keine Fusion)	Definitiv keine Fusion mit Resorptionszeichen um den Knochenspan und Zusammensinken des Spans
Grad V (Bestimmung nicht möglich)	

Tab. 2: Einteilung einer Fusion ventraler Spondylodesen^{35, 36}

Ausgehend von den beschriebenen Fusionskriterien untersuchten wir mit den durchgeführten radiologischen Verfahren folgende Parameter:

1. Eine vollständig durchgehende knöcherne Spange zwischen benachbarten Wirbelkörpern, beurteilt in konventionellen Röntgenbildern, axialen 2 mm CT-Schichten und sagittalen und koronaren 2-D-Rekonstruktionen
2. Zeichen einer durchgehenden knöchernen Durchbauung innerhalb des VBR[®] in allen Schichten der CT und in den sagittalen 2-D-Rekonstruktionen
3. Differenz des Grund-Deckplattenwinkels gemessen in Extensions- und Flexionsstellung von maximal 3°
4. Das Fehlen von Lysezonen im Bereich des Implantats beurteilt in den axialen CT-Schichten, 2-D-Rekonstruktionen und den konventionellen Röntgenbildern

Nach Beurteilung o.g. Parameter erfolgte die Klassifizierung in einen der möglichen Fusionsgrade folgendermaßen:

Fusionsgrad	Fusionskriterien
Komplette Fusion Grad I	<ul style="list-style-type: none"> • Sichtbare Knochenspanne in den Röntgenbildern, im CT oder in den 2-D-Rekonstruktionen • Durchbauungszeichen im Implantat • Differenz des GDW in Flexion und Extension max. 3°
Inkomplette Fusion Grad II	<ul style="list-style-type: none"> • Unvollständiger Umbau bzw. nicht vollständig durchgehende Knochenspanne • Inkompletter Durchbau im Implantat • Differenz des GDW in Flexion und Extension max. 3° • Keine Lysezeichen erkennbar
Wahrscheinlich keine Fusion Grad III	<ul style="list-style-type: none"> • Weder durchgehende Knochenspanne noch Durchbauungszeichen innerhalb des Implantats • Differenz des GDW in Flexion und Extension max. 3° • Lysezeichen im cranialen und kaudalen Bereich des Implantats nachweisbar
Keine Fusion Grad IV	<ul style="list-style-type: none"> • Weder Umbauzeichen noch Durchbauungszeichen im Implantat erkennbar • Differenz des GDW in Flexion und Extension > 3° • Lysezeichen waren deutlich nachweisbar

Tab. 3: Eigene Einteilung der Fusionsgrade nach radiologischen Kriterien

2.8 Statistische Auswertung

Statistisch untersucht wurden die Entwicklung des Grund-Deckenplattenwinkels, die Sinterung des VBR[®] in angrenzende Wirbelkörper, die seitliche und dorsoventrale Kippung sowie die Ergebnisse der quantitativen Computertomographie.

Zur Auswertung wurde die nichtparametrische Analyse nach Brunner verwendet. Ein Wert von $p < 0,05$ wurde als signifikant gewertet.

3 Ergebnisse

3.1.1 Patienten

Es konnten 35 Patienten (45 %) über einen Zeitraum von einem Jahr nachuntersucht werden. Darunter befanden sich 22 Männer und 13 Frauen. Das Durchschnittsalter betrug zum Zeitpunkt der Implantation 43,6 Jahre mit einer Varianz von 17 – 77 Jahren und die 1-Jahres-Nachuntersuchung erfolgte im Durchschnitt 12,4 Monate (Varianz 10 – 15) nach Implantation des VBR[®].

3.1.2 Besonderheiten und Probleme

Aufgrund der geringen Anzahl von Nachuntersuchungen zu den Zeitpunkten 3 Monate und 6 Monate postoperativ erfolgte allein die statistische Auswertung der 1-Jahres-Ergebnisse.

V.a. der Nachuntersuchungstermin 3 Monate postoperativ konnte durch die oftmals zu diesem Zeitpunkt noch bestehende Anschlussheilbehandlung nicht wahrgenommen werden.

Das insgesamt nur 45 % der mit einem Wirbelkörperersatzimplantat versorgten Patienten nachuntersucht werden konnten, hat verschiedene Ursachen:

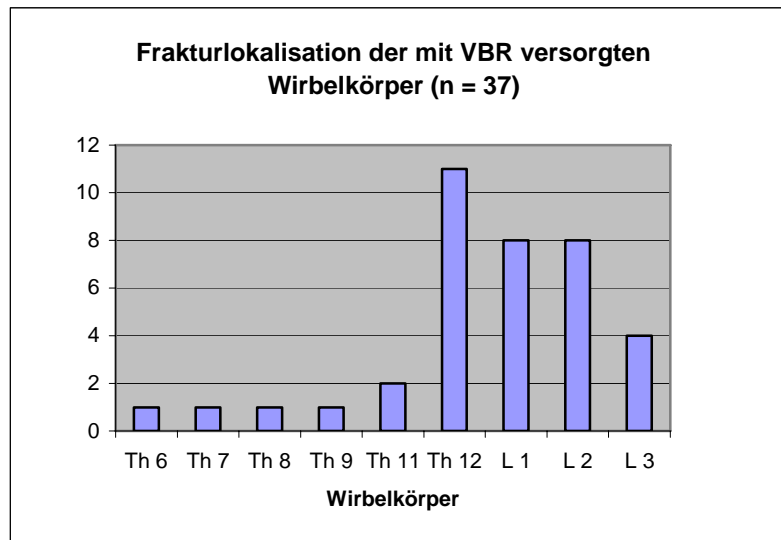
Ein Teil der Patienten wurde notfallmäßig aus z.T. weit entfernten Kliniken innerhalb ganz Deutschlands zuverlegt und konnte aus diesem Grund nicht an den Nachuntersuchungen teilnehmen. Andere Patienten zogen sich neben der Wirbelkörperfraktur im Rahmen eines Polytraumas noch weitere schwerwiegende Verletzungen zu, so dass auf Grund längerfristig bestehender Morbidität die Teilnahme an dem Nachuntersuchungsprogramm nicht möglich war.

Als besonders problematisch erwies sich die Nachuntersuchung von Patienten, die eine Wirbelkörperfraktur im Rahmen eines Suizidversuches erlitten. Wegen den oftmals bestehenden psychiatrischen Begleiterkrankungen bzw. Suchterkrankungen war die Compliance insgesamt sehr niedrig.

3.1.3 Frakturlokalisierung und Ursache

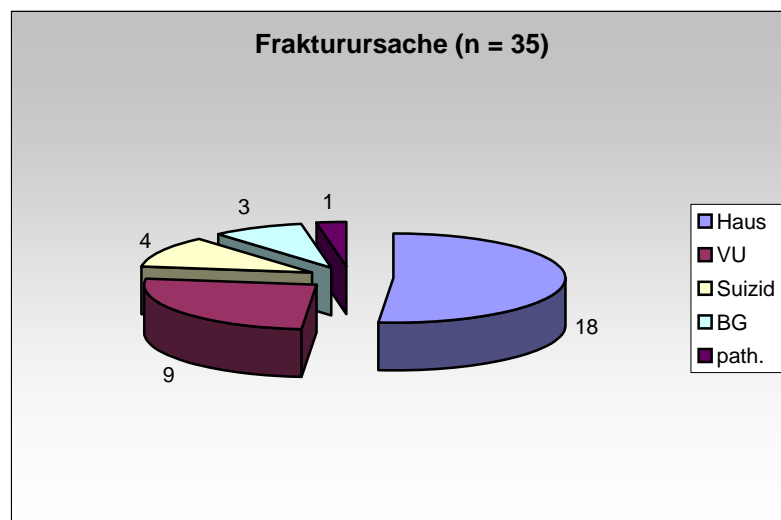
Die Verteilung der ermittelten Frakturen zeigte eine Häufung im Bereich des thorakolumbalen Übergangs. 19 Frakturen (51 %) fanden sich zwischen dem 12. Brustwirbel und 1. Lendenwirbel.

Bei 6 Patienten (17 %) fanden sich Frakturen von zwei benachbarten Wirbelkörpern. 2 Patienten aus dieser Gruppe erhielten den VBR[®] als Ersatz zweier benachbarter, frakturierter Wirbelkörper. Bei diesen Patienten handelte es sich um Frakturen der Wirbelkörper BWK11/12 und BWK12/LWK1.



Graphik 2: Verteilung der mit VBR[®] versorgten Wirbelkörper

Häufigste Ursachen für die genannten Frakturen waren Unfälle im Haushalt (51 %) und im Straßenverkehr - VU - (26 %) gefolgt von Suizidversuchen (11 %) und Arbeitsunfällen - BG - (9 %). Eine Patientin zog sich eine pathologische Fraktur zu. (s. Graphik 3)



Graphik 3: Darstellung der Frakturursachen

3.1.4 Zusätzliche ventrale Stabilisierung

15 Patienten (43 %) erhielten eine zusätzliche ventrale Stabilisierung. Dabei handelte es sich bei 12 Patienten um einen sogenannten Wolter-Plattenfixateur[®], Fa. Litos, Hamburg, Deutschland. 2 Patienten erhielten einen MACS-Plattenfixateur[®], Fa. B. Braun, Melsungen, Deutschland und 1 Patient erhielt eine LCP-Platte[®], Fa. Synthes, Oberdorf, Schweiz.

3.2 Ergebnisse der radiologischen Messungen

3.2.1 Die Entwicklung des Grund-Deckplattenwinkels

Der GDW zum Zeitpunkt der Fraktur betrug im Mittel $-8,9^\circ$ und konnte operativ signifikant ($p < 0,022$) um durchschnittlich $9,1^\circ$ korrigiert werden.

Somit wurde durch den Einsatz des VBR[®] ein mittlerer GDW von $0,2^\circ$ Lordose erreicht.

Zur Nachuntersuchung nach 12 Monaten ermittelten wir einen durchschnittlichen Grund-Deckplattenwinkel von $-2,2^\circ$, so dass ein signifikanter Korrekturverlust ($p < 0,0005$) von durchschnittlich $2,4^\circ$ im Verlauf eines Jahres auftrat.

Betrachtet man die mittleren GDW zum Zeitpunkt der Fraktur und 12 Monate nach operativer Korrektur, ergibt sich ein signifikanter Gewinn ($p < 0,001$) an Reposition gegenüber dem präoperativen Ausgangswert von $6,7^\circ$.

3.2.1.1 Tabellarische Darstellung der Entwicklung des Grund-Deckplattenwinkels

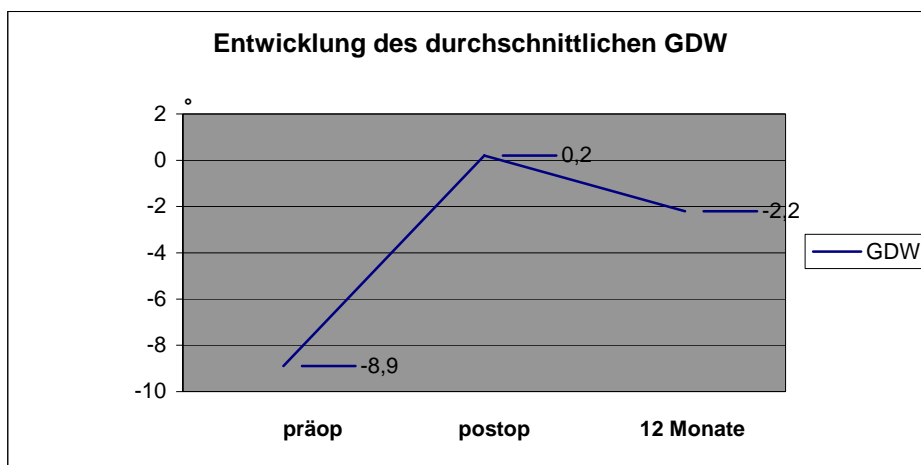
	Präoperativer Wert n = 35	Postoperativer Wert n = 31	12 Monate postoperativ n = 35
GDW	$-8,9^\circ$	$0,2^\circ$	$-2,2^\circ$
Standardabweichung	14,5	15,6	16,0
Median	-12	-1	-2
Varianz	$-36^\circ - 17^\circ$	$-31^\circ - 28^\circ$	$-34^\circ - 26^\circ$

Tab. 4: Entwicklung des Grund-Deckplattenwinkels

	Korrektur (n = 31)	Verlust (n = 35)	Gewinn (n = 35)
Veränderung des GDW	$9,3^\circ$	$2,4^\circ$	$6,7^\circ$
Standardabweichung	$11,2^\circ$	$2,9^\circ$	$11,3^\circ$

Tab. 5: Veränderung des GDW im Vergleich zu den einzelnen Untersuchungszeitpunkten

Zur Veranschaulichung sind die Grund-Deckplattenwinkel zu den jeweiligen Untersuchungszeitpunkten graphisch dargestellt.



Graphik 4: GDW zu den verschiedenen Untersuchungszeitpunkten:

Mittelwerte in Winkelgrad, (-) Kyphose, (+) Lordose

Somit ermittelten wir 10 Patienten (28,6 %) ohne jeglichen Korrekturverlust. 16 Patienten (45,7 %) zeigten Werte zwischen 1° - 4°, 6 Patienten (17,1 %) Werte von 5° und bei 3 Patienten (8,6 %) ermittelten wir einen Korrekturverlust des GDW von 6°; 7° und 11°.

3.2.1.2 Tabellarische Darstellung der Verteilung des Korrekturverlustes

	Korrekturverlust 0°	Korrekturverlust 1° - 4°	Korrekturverlust 5°	Korrekturverlust > 5°
Patientenzahl (n = 35)	10	16	6	3

Tab. 6: Verteilung des Korrekturverlustes

3.2.2 Sinterungsverhalten des VBR®

12 Monate postoperativ konnte ein signifikantes Einsintern ($p < 0,003$) des Implantats von durchschnittlich 2,1 mm in den oben angrenzenden Wirbelkörper beobachtet werden. In den unten angrenzenden Wirbelkörper lag ein signifikantes Einsintern ($p < 0,001$) von durchschnittlich 1,9 mm vor.

3.2.2.1 Tabellarische Darstellung der Sinterung des VBR® in angrenzende Wirbelkörper

	Sinterung des VBR® in den oben angrenzenden WK postoperativ	Sinterung des VBR® in den oben angrenzenden WK 3 Monate postop	Sinterung des VBR® in den oben angrenzenden WK 6 Monate postop	Sinterung des VBR® in den oben angrenzenden WK 12 Monate postop
N (Anzahl Patienten)	35	16	17	35
Mittelwert (mm)	0	1,0	1,3	2,1
Standardabweichung	0	1,6	1,5	2,1
Minimum (mm)	0	0	0	0
Maximum (mm)	0	6	5	8

Tab. 7: Sinterung des VBR® in den oben angrenzenden Wirbelkörper

	Sinterung des VBR® in den unten angrenzenden WK postop	Sinterung des VBR® in den unten angrenzenden WK 3 Monate postop	Sinterung des VBR® in den unten angrenzenden WK 6 Monate postop	Sinterung des VBR® in den unten angrenzenden WK 12 Monate postop
N (Anzahl Patienten)	35	16	17	35
Mittelwert (mm)	0	0,7	1,7	1,9
Standardabweichung	0	1,1	1,5	2,2
Minimum (mm)	0	0	0	0
Maximum (mm)	0	3	4	5

Tab. 8: Sinterung des VBR® in den unten angrenzenden Wirbelkörper

3.2.3 Frontale und sagittale Kippung des VBR®

Ausgehend vom postoperativen Ergebnis zeigte sich in der Frontalebene nach 12 Monaten eine signifikante ($p < 0,001$) seitliche Kippung des Implantats von durchschnittlich $1,5^\circ$. Die Kippung in der Sagittalebene veränderte sich im Vergleich zum postoperativen Ergebnis ebenfalls signifikant ($p < 0,001$). Hier wurde in den 12 Monatsergebnissen eine durchschnittliche Lageveränderung des VBR® von $2,4^\circ$ zum Ausgangswert ermittelt.

3.2.3.1 Tabellarische Darstellung der Kippung des VBR® nach dorsal/ventral und zur Seite

	Ausgangswert direkt postoperativ	Kippung des VBR® zur Seite 3 Monate postoperativ	Kippung des VBR® zur Seite 6 Monate postoperativ	Kippung des VBR® zur Seite 12 Monate postoperativ
N (Anzahl Patienten)	35	15	22	32
Mittelwert (°)	0	1,4	1,2	1,5
Standardabweichung	0	1,1	0,8	1,3
Minimum (°)	0	0	0	0
Maximum (°)	0	3	2	4

Tab. 9: Kippung des VBR® zur Seite (rechts oder links)

	Ausgangswert direkt postoperativ	Kippung des VBR® dorsal/ventral 3 Monate postoperativ	Kippung des VBR® dorsal/ventral 6 Monate postoperativ	Kippung des VBR® dorsal/ventral 12 Monate postoperativ
N (Anzahl Patienten)	35	13	20	32
Mittelwert (°)	0	2,1	1,8	2,0
Standardabweichung	0	2,3	2,3	2,4
Minimum (°)	0	0	0	0
Maximum (°)	0	9	8	9

Tab. 10: Kippung des VBR® nach dorsal/ventral

3.2.4 Quantitative Computertomographie

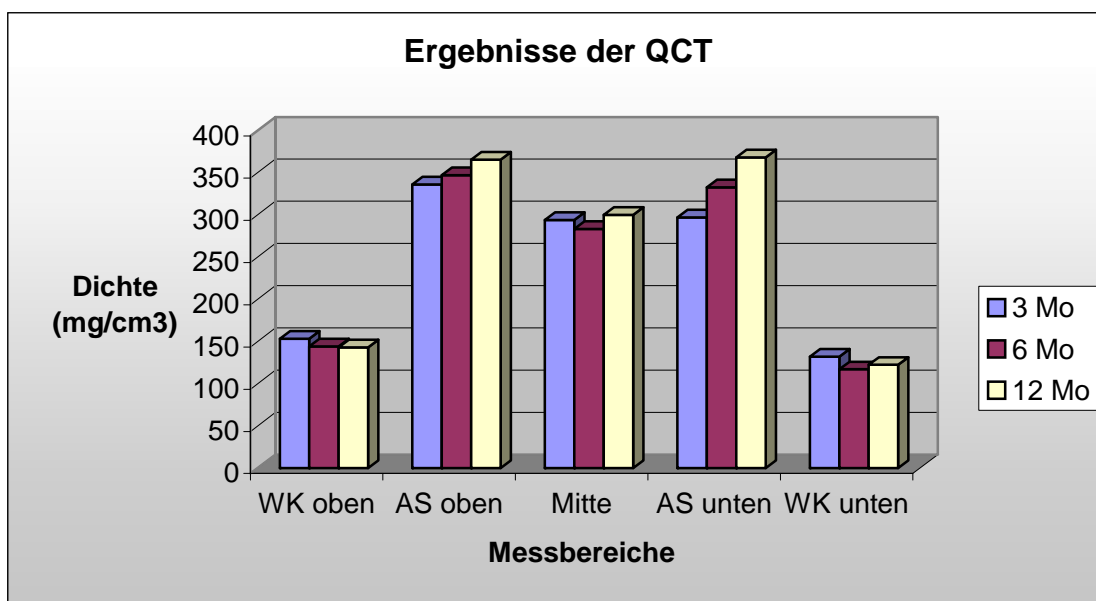
In der quantitativen Computertomographie konnte nach 3 Monaten eine durchschnittliche Knochendichte von $335,8 \text{ mg/cm}^3$ im Bereich des oberen Ansatzstückes registriert werden. Nach 6 Monaten zeigte sich in diesem Messbereich eine Zunahme der Dichte auf durchschnittlich $346,7 \text{ mg/cm}^3$ und nach 12 Monaten auf durchschnittlich $365,2 \text{ mg/cm}^3$.

Im Zentralelement des VBR® bestimmten wir nach 3 Monaten eine durchschnittliche Dichte von $293,7 \text{ mg/cm}^3$. Nach 6 Monaten musste ein geringer Rückgang der durchschnittlichen Knochendichte auf $282,9 \text{ mg/cm}^3$ festgestellt werden und nach 12 Monaten wurde mit durchschnittlich $301,3 \text{ mg/cm}^3$ wieder eine geringe Zunahme verzeichnet. Im Bereich des unteren Ansatzstückes wurde nach 3 Monaten eine durchschnittliche Knochendichte von $296,7 \text{ mg/cm}^3$ registriert.

Nach 6 bzw. 12 Monaten konnte in diesem Messbereich eine Zunahme der durchschnittlichen Knochendichte auf 332,3 mg/cm³ bzw. 367,9 mg/cm³ festgestellt werden.

In den Messungen der Knochendichte der direkt oben und unten angrenzenden Wirbelkörper zeigte sich im Verlauf nach 3, 6 und 12 Monaten keine statistisch signifikante Änderung der Knochendichte.

Insgesamt konnten bei den Knochendichtemessungen in den einzelnen Messbereichen keine statistisch signifikanten Veränderungen erfasst werden, so dass es sich bei der Veränderung der durchschnittlichen Knochendichte im Bereich des oberen und unteren Ansatzstückes um eine tendenzielle Zunahme der Knochendichte handelt. (s. Graphik 5)



Graphik 5: Tendenzielle Zunahme der Knochendichte im VBR[®] (AS = Ansatzstück)

3.2.4.1 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der QCT

	Anzahl Patienten	Anliegender Wirbelkörper oben	Oberes Ansatzstück	Zentral-element	Unteres Ansatzstück	Anliegender Wirbelkörper unten
Mittelwert (mg/cm³)	12	153,1	335,8	293,7	296,7	131,8
Standardabweichung	12	49,1	86,5	71,4	59,1	33,2
Varianz (mg/cm³)	12	100,5 - 279,2	229,1 – 540,0	204,0 - 420,1	170,1 - 428,1	91,0 - 189,9

Tab. 11: Ergebnisse der Knochendichtemessungen in den einzelnen Messbereichen
3 Monate postoperativ

	Anzahl Patienten	Anliegender Wirbelkörper oben	Oberes Ansatzstück	Zentral-element	Unteres Ansatzstück	Anliegender Wirbelkörper unten
Mittelwert (mg/cm³)	14	143,9	346,7	282,9	332,3	116,8
Standardabweichung	14	57,9	99,9	82,2	62,8	30,2
Varianz (mg/cm³)	14	89,6 - 340,1	188,3 - 559,8	110,2 - 441,7	230,5 - 440,6	70,0 - 200,0

Tab. 12: Ergebnisse der Knochendichtemessungen in den einzelnen Messbereichen
6 Monate postoperativ

	Anzahl Patienten	Anliegender Wirbelkörper oben	Oberes Ansatzstück	Zentral-element	Unteres Ansatzstück	Anliegender Wirbelkörper unten
Mittelwert (mg/cm³)	34	142,8	365,2	301,3	367,9	122,1
Standardabweichung	34	62,9	125,3	121,1	126,6	34,7
Varianz (mg/cm³)	34	75,8 - 288,7	153,3 - 650,1	45,1 - 626,5	151,1 - 730,2	45,7 - 250,0

Tab. 13: Ergebnisse der Knochendichtemessungen in den einzelnen Messbereichen
12 Monate postoperativ

3.2.5 Die Differenz des Grund-Deckplattenwinkels in den Funktionsaufnahmen

Die Differenzen des GDW zwischen Flexion und Extension stellten sich 12 Monate postoperativ folgendermaßen dar. (s. Tab. 9)

Bei 6 Patienten lag keine Differenz vor, die Messung des GDW ergab für Flexion und Extension jeweils gleiche Werte.

27 Patienten zeigten Differenzen des GDW zwischen 1° und 3° und erfüllten damit ebenfalls das funktionelle Fusionskriterium eines maximalen GDW von 3°.

In 2 Fällen wurden Differenzen von jeweils 4° ermittelt. Damit erfüllten diese Patienten das vorher festgelegte Fusionskriterium einer Differenz des GDW gemessen in Flexions- und Extensionsstellung von maximal 3° nicht.

Bei keinem der 35 Patienten wurde eine Differenz des GDW von mehr als 4° gemessen.

3.2.5.1 Tabellarische Darstellung der Differenzen des Grund-Deckplattenwinkels

	Differenz GDW = 0° 12 Monate postoperativ	Differenz GDW = 1° 12 Monate postoperativ	Differenz GDW = 2° 12 Monate postoperativ	Differenz GDW = 3° 12 Monate postoperativ	Differenz GDW > 3° 12 Monate postoperativ
Anzahl Patienten (n = 35)	6	9	8	10	2

Tab. 14: Differenzen des GDW 12 Monate postoperativ

3.3 Fusionsbewertung

3.3.1 Fehlende radiologische Untersuchungen

Bei 5 Patienten (14 %) konnten zur Beurteilung der knöchernen Fusion keine 2-D-Rekonstruktionen genutzt werden, da diese für die Auswertung nicht zur Verfügung standen. Gründe hierfür waren das unbeabsichtigte Unterlassen einer Anfertigung im Anschluss an die CT durch das medizinisch-technische Personal sowie die Mitnahme der Aufnahmen durch die Patienten vor Archivierung.

Bei 7 Patienten mit einer zusätzlichen ventralen Platte war außerdem die Beurteilung einer ventralen Knochenspange im seitlichen Röntgenbild nicht möglich. Bei diesen Patienten erfolgte die Einschätzung einer möglichen knöchernen Fusion durch die Auswertung der Computertomographien, 2-D-Rekonstruktionen und der Funktionsaufnahmen.

3.3.2 Ergebnisse der Fusionsbewertung

In der Nachuntersuchung 12 Monate postoperativ konnten 9 Patienten (26 %) ermittelt werden, die alle vorher gestellten Bedingungen für eine komplette knöchernen Fusion erfüllten. Bei 11 Patienten (31 %) fanden sich entweder innerhalb oder außerhalb des Cages Zeichen einer teilweisen knöchernen Durchbauung bei Differenzen des GDW in Funktionsaufnahmen von max. 3° und fehlenden Lysezeichen. Bei diesen Patienten handelt es sich um eine inkomplette knöchernen Fusion.

10 Patienten (29 %) zeigten weder im Implantat noch außerhalb Zeichen einer vollständigen, durchgehenden knöchernen Durchbauung. Zusätzlich wurde bei einigen dieser Patienten ein geringer Lysesaum im Bereich der cranialen und caudalen Ansatzstücke beobachtet. Somit erfüllten diese 10 Patienten keines der vorher festgelegten strukturellen Fusionskriterien und es muss von einer nicht stattgefundenen Fusion ausgegangen werden. Jedoch zeigten die Differenzen des GDW in Flexions- und Extensionsstellung bei diesen Patienten Werte von maximal 3°.

Bei 5 Patienten (14 %) muss jedoch von einer definitiv nicht stattgefundenen Fusion ausgegangen

werden. Darunter befanden sich 2 Patienten, bei denen Differenzen des GDW in den Funktionsaufnahmen von 4° bestimmt wurden. Mehr als 4° Differenz wurde bei keinem Patienten festgestellt.

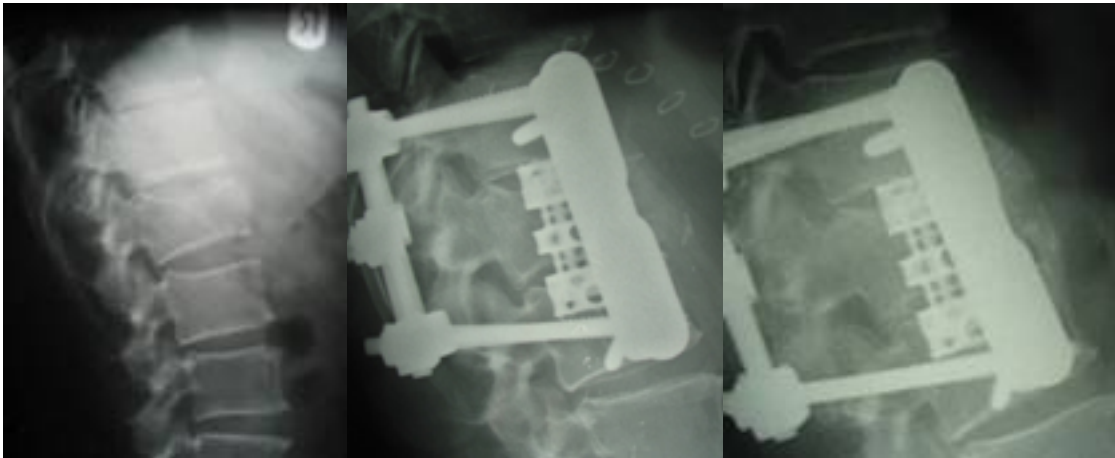


Abb. 24-26: Seitliche Röntgenaufnahmen eines 62-jährigen Patienten (Nr. 15) mit LWK-1 Fraktur (A 3). (v.l.n.r. präoperativ, direkt postoperativ, 12 Monate postoperativ)

Im seitlichen Röntgenbild ist 12 Monate postoperativ deutlich eine durchgehende ventrale Knochenspanne erkennbar.

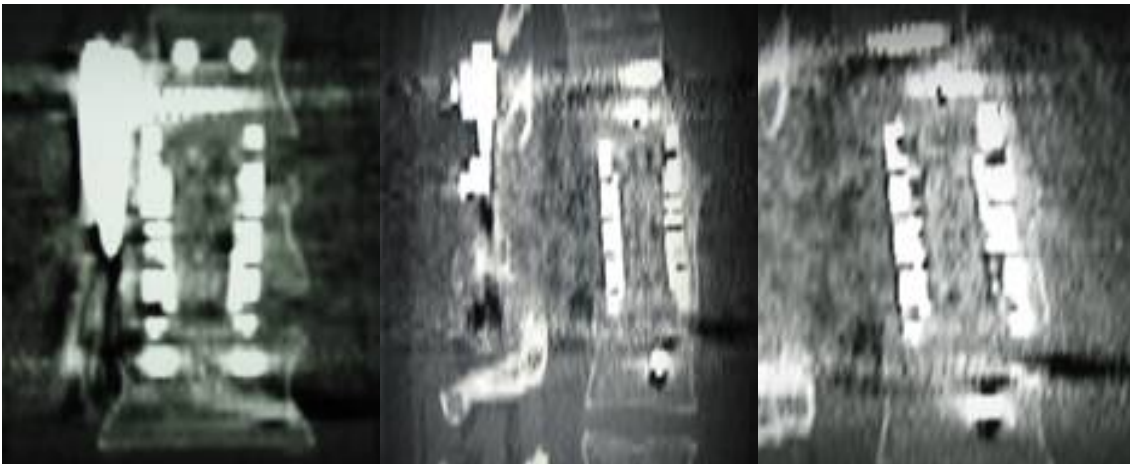


Abb. 27-29: 2-D-Rekonstruktionen einer 35-jährigen Patientin (Nr. 25) mit LWK-1 Fraktur (A 3) nach Treppensturz. (v.l.n.r. direkt postoperativ, 9 Monate postoperativ, 13 Monate postoperativ)

In den 2-D-Rekonstruktionen erkennt man 13 Monate postoperativ deutliche Durchbauungszeichen im Cage. Ebenso zeigt sich ventral eine durchgehende Knochenspanne.

3.3.3 Tabellarische Übersicht der Fusionsergebnisse

Patient	Röntgen	CT			2-D-Reko	Differenz GDW (°)	Fusions- grad
	Sichtbare Spange	Lysesaum sichtbar	Durchbau im VBR®	Umbau außerhalb			
1	-	x	o	x	x	2	I
2	-	x	o	-	o	2	II
3	P	x	o	-	o	2	II
4	-	o	o	-	o	2	III
5	-	x	x	o	x	3	I
6	-	-	-	-	-	0	IV
7	-	o	-	-	-	1	III
8	-	o	x	-	-	3	III
9	-	x	-	o	o	3	II
10	-	x	-	o	n	1	II
11	x	x	x	x	x	1	I
12	-	x	o	o	o	1	II
13	-	x	x	-	n	4	IV
14	-	o	o	-	-	1	III
15	x	x	x	x	x	2	I
16	-	-	x	-	n	1	IV
17	-	o	x	-	-	0	III
18	-	o	-	-	n	2	III
19	P	o	o	o	-	2	III
20	-	x	o	x	o	1	II
21	x	x	x	x	x	3	I
22	P	x	o	x	x	0	I
23	P	x	o	x	x	1	I
24	-	x	o	o	n	3	II
25	x	x	x	x	x	0	I
26	-	o	-	-	-	3	III
27	o	x	o	-	o	3	II
28	P	x	x	x	x	0	I
29	o	o	x	x	o	3	III
30	-	-	-	o	-	3	IV
31	-	o	o	o	-	2	III
32	-	x	-	o	-	4	IV
33	P	x	x	o	x	3	II
34	-	x	o	o	-	0	II
35	P	x	o	o	o	1	II

Tab. 15: Ergebnisse der Fusionsbeurteilung für die einzelnen Patienten

x = Fusionskriterium vollständig erfüllt

o = Fusionskriterium teilweise erfüllt

- = Fusionskriterium nicht erfüllt

n = keine Untersuchung vorhanden

P = bei ventraler Platte nicht beurteilbar

4 Diskussion

4.1 Ergebnisse

Mit einem Altersdurchschnitt von 43,6 Jahren und einer Geschlechtsverteilung von 63 % Männern zu 37 % Frauen entspricht das in der Studie untersuchte Kollektiv den in anderen Untersuchungen beschriebenen Patientenkollektiven. Ebenso zeigt sich wie in vergleichbaren Studien eine Häufung der Verletzungen im thorakolumbalen Übergang.^{68, 82, 83}

Die operative Stabilisierung erfolgte bei allen Patienten kombiniert zweizeitig dorsoventral, wobei die dorsale Instrumentierung mittels Fixateur interne Typ USS[®] erfolgte. 43 % (15 Patienten) erhielten eine zusätzliche ventrale Stabilisierung mittels einer Platte.

In den Nachuntersuchungen bezüglich einer zunehmenden Kyphosierung zeigten sich mit einem durchschnittlichen Korrekturverlust von 2,4° nach 12 Monaten im Vergleich zu anderen Untersuchungen ähnliche Ergebnisse.^{26, 68, 69, 71}

Dabei wurde als Ursache des Korrekturverlustes über den Zeitraum von 12 Monaten ein geringes Einsinken des VBR[®] von 2,1 mm in den oberen und 1,9 mm in den unteren angrenzenden Wirbelkörper ermittelt.

Allerdings wurde eine doch vergleichsweise geringere Rate von vollständig bzw. teilweise fusionierten Patienten mit 57 % (20 Patienten) ermittelt. Ein Implantatversagen musste bei keinem der nachuntersuchten Patienten beobachtet werden.

Die Knochendichtemessungen im VBR[®] zeigten im oberen und unteren Ansatzstück eine tendenzielle Zunahme, wobei jedoch keine statistische Signifikanz ermittelt werden konnte.

4.2 Probleme der radiologischen Auswertung

4.2.1 Bestimmung des Grund-Deckplattenwinkels

Prinzipiell ist die Bestimmung des Grund-Deckplattenwinkels durch digitale bzw. zeichnerische Winkelmessung per Hand eine allgemein akzeptierte Methode zur Verlaufsbeurteilung einer zunehmenden Kyphosierung.^{11, 12, 26, 29, 30, 68, 71}

Trotzdem erweist sich die Festlegung von Grund- und Deckplatte in manchen Fällen als schwierig.

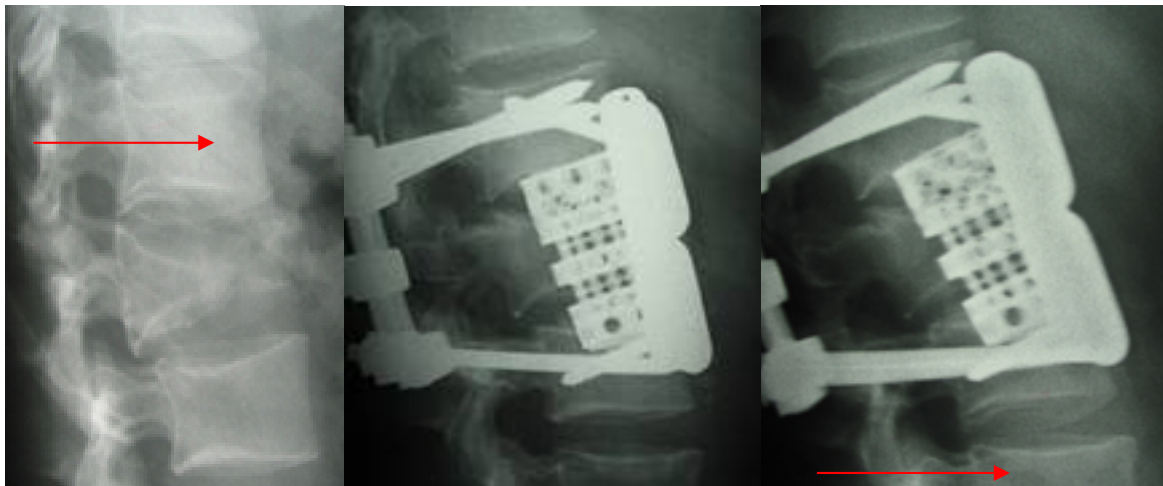


Abb 30-32.: Röntgenbilder (v.l.n.r. präoperativ, direkt postoperativ, 12 Monate postoperativ) eines 35 jährigen Patienten (Nr. 3) mit einer LWK-2 Fraktur (C 2) nach Sturz im Haushalt. Man erkennt v.a. im präoperativen und im rechten Röntgenbild die Problematik der Grundplattenbestimmung im direkt unter den Frakturbereich angrenzenden Wirbelkörper.

4.2.2 Beurteilung der knöchernen Fusion

Durch die Einteilung der knöchernen Fusion in mehrere Fusionsgrade sollte eine differenziertere Beurteilung dieses dynamischen Prozesses erfolgen. In einer Vielzahl von Studien wird lediglich zwischen „fusioniert“ und „nicht fusioniert“ unterschieden.^{27, 28, 31, 69, 70, 71, 82} Diese Einteilung vernachlässigt jedoch die Tatsache, dass häufig radiologische Befunde erhoben wurden, die keine eindeutige Zuordnung zu einer dieser beiden Möglichkeiten erlaubt. Um einer genaueren und auch differenzierteren Beurteilung der verschiedenen Stadien einer knöchernen Fusion gerecht zu werden, stellten wir eigene Fusionskriterien auf.

Wir definierten eine komplette Fusion - Fusionsgrad I - bei Nachweis einer Knochenspanne in den konventionellen Röntgenbildern, im CT oder in den 2-D-Rekonstruktionen, eindeutigen Durchbauungszeichen im Cage sowie einer Differenz des GDW in Flexion und Extension von maximal 3°. Eine inkomplette Fusion - Fusionsgrad II - wurde registriert, wenn ein unvollständiger Umbau bzw. eine nicht vollständig durchgehende Knochenspanne und

inkomplette Durchbauungszeichen innerhalb des Cages vorlagen. Die Differenz des GDW in den Funktionsaufnahmen durfte maximal 3° betragen und ein Lyseaum war nicht nachweisbar. Wahrscheinlich keine Fusion - Fusionsgrad III - lag bei fehlender durchgehender Knochenspanne und nicht nachweisbaren Durchbauungszeichen im Cage, einer maximalen Differenz des GDW in Flexions- und Extensionsstellung von 3° und dem Nachweis eines geringen Lyseausms im cranialen und caudalen Bereich des Implantats vor.

Keine Fusion - Fusionsgrad IV - bedeutet das Fehlen einer durchgehenden Knochenspanne sowie das Fehlen von Durchbauungszeichen im Cage. Die Differenz des GDW beträgt mehr als 3° und Lysezeichen sind deutlich nachweisbar.

So wurden 10 Patienten (29 %) ermittelt, bei denen in den verschiedenen radiologischen Untersuchungsverfahren deutliche Hinweise für die Entstehung knöcherner Strukturen vorlagen, ohne dass es sich jedoch um eine eindeutige knöcherne Fusion handelte. Bei diesen Patienten muss man zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung zumindest von einem teilweisen, möglicherweise fortschreitenden knöchernen Einbau des Cages ausgehen.

4.3 Repositionsverlust

Um das röntgenologische Ausmaß der traumatischen Fehlstellung, die Korrektur durch die Reposition und einen möglichen Korrekturverlust im Verlauf quantifizieren zu können, bestimmten wir zu den jeweiligen Untersuchungszeitpunkten den Grund-Deckplattenwinkel. Dieses Maß erlaubt die Verlaufsbeobachtung der segmentalen Kyphose des betreffenden Wirbelsäulenabschnitts.

Der durchschnittliche Repositionsverlust aller Patienten lag nach 12 Monaten bei $2,4^\circ$.

Dies ist im Vergleich mit anderen dorsoventralen Stabilisierungsverfahren, die zur Wiederherstellung der vorderen Säule einen trikortikalen Beckenkammspan sowie eine zusätzliche ventrale Stabilisierung verwenden, ein besseres Ergebnis. Die angegebenen Werte liegen hierbei zwischen $4,2^\circ$ und $8,0^\circ$.^{26, 68}

Im Vergleich zu dem ebenfalls distrahierbaren Wirbelkörperersatzsystem Synex[®] (Fa. Synthes, Umkirch, Deutschland) zeigt sich ein ähnliches Ergebnis. Hier betrug der durchschnittliche Repositionsverlust nach 14 Monaten bei 30 Patienten $1,6^\circ$.⁷¹

Somit konnte der Nachweis erbracht werden, dass der VBR[®] einen nur vergleichsweise geringen Repositionsverlust über den Untersuchungszeitraum von 12 Monaten zulässt. In der vorliegenden Studie konnten nur 3 Patienten mit einem Repositionsverlust von mehr als 5° ermittelt werden.

4.3.1 Mögliche Ursachen eines erhöhten Repositionsverlustes

In der multizentrischen Studie der DGU²⁶ bezüglich verschiedener Stabilisierungsverfahren konnte eindeutig eine Abhängigkeit des Repositionsverlustes von der vorher erfolgten Korrektur der kyphotischen Fehlstellung nachgewiesen werden. So besteht bei Eingriffen mit großer Korrektur auch die Gefahr eines großen Repositionsverlustes.

Bei den beiden Patienten mit 6° bzw. 11° Repositionsverlust erfolgte initial eine Korrektur der kyphotischen Fehlstellung um 19° bzw. 11°.

Dies bedeutet eine im Vergleich zur gesamten Patientengruppe mit durchschnittlich 9,4° Korrektur doch erheblich stärkere Aufrichtung der kyphotischen Fehlstellung. Hierin kann also mit eine Ursache für den bei diesen Patienten beobachteten erhöhten Repositionsverlust liegen.

Weiterhin zeigt sich bei den Patienten mit einem Repositionsverlust von 6° bzw. 7° ein stärkeres Einsintern des VBR[®] in die angrenzenden Wirbelkörper als Ausdruck der zunehmenden Kyphosierung. Während die durchschnittliche Sinterung des Patientenkollektivs in den oberen Wirbelkörper 2,1 mm und in den unteren Wirbelkörper 1,9 mm betrug, wurde hier mit 4,7 mm/ 2,0 mm und 2,3 mm/ 5,3 mm ein verstärktes Einsintern des Wirbelkörperersatzes beobachtet. Die nur geringe Sinterung des Implantats mit 0,6 mm/ 0,7 mm in die angrenzenden Wirbelkörper bei dem Patienten mit einem Korrekturverlust von 11° wird möglicherweise dadurch erklärt, dass der VBR[®] auf den caudalen Pedikelschrauben der dorsalen Stabilisierung „aufliegt“. Dadurch wird zwar ein weiteres Einsintern verhindert, jedoch musste bei diesem Patienten eine seitliche Kippung um 4° und eine dorsale Kippung von 9° im Vergleich zum postoperativen Ergebnis registriert werden.

Betrachtet man die Fusionsergebnisse der 9 Patienten mit einem Korrekturverlust von mehr als 4°, so finden sich in dieser Gruppe nur 2 Patienten mit einer inkompletten knöchernen Fusion (Fusionsgrad II), 5 Patienten mit Fusionsgrad III und 1 Patient mit Fusionsgrad IV. Kein Patient zeigte radiologisch Zeichen einer kompletten Fusion.

Somit fanden sich also Hinweise für die in der Literatur beschriebene Abhängigkeit einer möglichen Fusion von der Rigidität der stabilisierten Segmente.⁷⁹

Schließlich bedeutet eine Zunahme der Kyphosierung, bedingt durch das Einsintern des Cages in die angrenzenden Wirbelkörper im Verlauf des Nachuntersuchungszeitraumes, dass eine gewisse Dynamik im Bereich des mittels VBR[®] versorgten Segments besteht.

4.4 Fusion

4.4.1 Fusionskriterien interkorporeller Spondylodesen

Betrachtet man die Literatur bezüglich der verschiedenen interkorporellen Spondylodeseverfahren, so werden je nach Autor verschiedene radiologische Kriterien genannt, bei deren Vorliegen man von einer knöchernen Fusion spricht.⁷⁵

Ebenso kommen unterschiedliche radiologische Verfahren zur Beurteilung einer Fusion zum Einsatz, wobei die CT aufgrund hoher räumlicher Auflösung und guter Kontrastdarstellung als Methode der Wahl bzw. zuverlässigstes radiologisches Verfahren zur Beurteilung einer knöchernen Fusion gilt.^{37, 38, 39, 49}

Chafetz⁵⁰ teilt die verschiedenen radiologischen Verfahren in zwei Kategorien ein, je nach Bestimmung der strukturellen oder funktionellen Beschaffenheit einer Fusion. Methoden, die neu gebildete knöchernen Substanz untersuchen, dienen der Beurteilung einer strukturellen Fusion und umfassen v.a. konventionelle Röntgenbilder und CT-Aufnahmen. Andererseits wird mittels Funktionsaufnahmen die funktionelle Stabilität einer möglichen Fusion untersucht, wobei man die vorhandene Beweglichkeit zwischen den versteiften Wirbelsäulensegmenten untersucht. Obwohl konventionelle Röntgenbilder im a.-p. und seitlichen Strahlengang nur eine begrenzte Aussagekraft besitzen, stellen sie immer noch eine verbreitete Methode zur Beurteilung einer knöchernen Fusion dar. Dabei wird das Vorliegen einer stabilen Spondylodese vom Vorhandensein einer sichtbaren knöchernen Durchbauung im Cage oder einer durchgehenden Spange um das Implantat herum abhängig gemacht.^{11, 12, 31} In zwei durchgeführten Studien bestand jedoch nur eine Korrelation von 68 % bzw. 69 % zwischen radiologischem Befund und chirurgischer Exploration.^{27, 28}

Außerdem konnte gezeigt werden, dass bei 20 % der mittels konventionellen Röntgenbildern untersuchten Patienten der erreichte Fusionsgrad zu niedrig beurteilt wurde. Als eine Ursache hierfür nimmt man noch nicht ausreichend mineralisierten und somit radiologisch nicht bildgebenden Knochen an.²⁸

Andererseits gilt die radiologische Untersuchung von knöcherner Substanz in einem Titancage prinzipiell schon als schwierig.^{29, 35}

Zunehmend wird daher die Dünnschicht-Computertomographie mit der Möglichkeit zweidimensionale sagittale und koronare Rekonstruktionen zu erstellen eingesetzt. Vorteile der CT sind bessere Darstellung knöcherner Substanz im und außerhalb des Implantats und ein früheres Erkennen eventueller Lysezeichen.³² Die hohe Aussagekraft computertomographischer Befunde konnte durch vergleichende chirurgische Explorationen bestätigt werden.^{29, 33, 34}

Einige Autoren verwenden zusätzlich Funktionsaufnahmen in Flexions- und Extensionsstellung, um die vorhandene Beweglichkeit des versteiften Segments zu beurteilen.

Hier werden je nach Studie Differenzen des Grund-Deckplattenwinkels von 0° – 5° für eine Fusion akzeptiert.^{11, 12, 29, 31}

4.4.2 Vergleich der knöchernen Fusionsraten

In der Literatur werden Fusionsraten für kombinierte dorsoventrale Stabilisierungsverfahren nach Fraktur der Brust- oder Lendenwirbelsäule zwischen 77 % und 100 % angegeben.^{68, 69, 70, 71, 82} Als problematisch erweist sich die Vergleichbarkeit der einzelnen Studien untereinander. Ursache dafür sind unterschiedliche Nachuntersuchungszeiträume, die Anwendung verschiedener Fusionskriterien sowie die ebenfalls unterschiedlich angewandten radiologischen Verfahren zur Beurteilung der knöchernen Fusion.

Auffallend sind die unterschiedlichen Angaben über den Zeitraum zwischen Operation und radiologischer Beurteilung. So konnte Been⁶⁹ eine Fusionsrate von 100 % bei einem mittleren follow-up von 7 Jahren in einem Patientenkollektiv von 27 Patienten nachweisen, wobei jedoch auch das durchschnittliche Patientenalter mit 26,8 Jahren deutlich niedriger als in der eigenen Patientengruppe war.

In einem altersmäßig vergleichbaren Patientenkollektiv zeigte sich bei Verwendung eines autologen trikortikalen Beckenkammspanns nach 12 Monaten eine Fusionsrate von 77 % (23/30 Patienten). In dieser Studie kam es jedoch bei 7 % (2 Patienten) zu einer Osteonekrose des Transplantats und einem resultierendem Spanbruch.⁶⁸ Auch in der Multicenterstudie der DGU²⁶ wird bei den kombinierten und ausschließlich ventral operierten und mit einem Knochenspan versorgten Patienten bei 12 % (11 Patienten) nach durchschnittlich 14 Monaten eine Osteonekrose bzw. Spanpseudarthrose beschrieben. Durch die Verwendung eines Wirbelkörperersatzsystems konnte diese mögliche Komplikation in der eigenen Studie vermieden werden. Hierin zeigt sich bei Verwendung des VBR[®] im Vergleich zu einem Beckenkammspan neben der fehlenden Entnahmemorbidität ein weiterer Vorteil.

Vieweg et al.⁷¹ berichteten über eine Fusionsrate von 90 % durchschnittlich 14 Monate nach Implantation des Wirbelkörperersatzsystems Synex[®]. In dieser Arbeit wurde jedoch keine differenzierte Beurteilung der knöchernen Fusion im Sinne einer Einteilung in mehrere Fusionsgrade vorgenommen.

Ebenso wurde auf die Verwendung von 2-D-Rekonstruktionen, welche nach Angaben verschiedener Autoren das beste Verfahren zur Fusionsbeurteilung darstellt, verzichtet.^{68, 75}

Eine weitere Ursache für die im Literaturvergleich eher niedrige Fusionsrate der eigenen Studie besteht möglicherweise darin,

dass die Beurteilung der knöchernen Fusion durch einen Radiologen sowie einen unabhängigen Unfallchirurgen erfolgte. Hierdurch sollte die Gefahr einer zu günstigen Bewertung wie sie möglicherweise durch den Operateur erfolgen könnte, vermieden werden. Die Forderung nach unabhängigen Untersuchern wurde also somit erfüllt.^{77, 78}

Eine weitere Ursache für die vergleichsweise niedrige Fusionsrate kann in dem sogenannten „stress – shielding“ des vergleichsweise voluminösen expandierbaren Korporektomie-Cages auf die inkorporierte Spongiosa liegen. So wird vermutet, dass die hohe Rigidität des Systems eine Stressprotektion der eingebrachten autologen Spongiosa bedingt und dadurch die knöcherne Durchbauung verzögert bzw. die Entstehung von Pseudarthrosen gefördert wird.⁷²

In den eigenen Untersuchungen fand sich bei 57 % (20 Patienten) eine komplette bzw. teilweise knöcherne Fusion und bei 43 % (15 Patienten) eine nicht stattgehabte Fusion.

Ein Implantatversagen konnte bei keinem der nachuntersuchten Patienten ermittelt werden.

Bei den Patienten ohne radiologisch vollständige Fusion wurden keine Anzeichen eines vermehrten Korrekturverlustes im Sinne einer verstärkten Kyphosierung beobachtet.

4.4.3 Literaturübersicht über Ergebnisse dorsoventraler Stabilisierungen der Brust- und Lendenwirbelsäule

Autoren	n	Operationsmethode	Alter/Zeit	Fusion	Beurteilung der Fusion
Eigene Studie	35	kombiniert dorsoventral, 15 Patienten zusätzlich mit Platte	43,6/ 12,4 Mon.	20/35 (57 %) Grad I und II	Röntgenaufnahmen, CT, 2-D-Rekos
Been et al. ⁶⁵	19	kombiniert anterior-posterior	26,8/ 7 Jahre	19/19 (100 %)	Röntgenaufnahmen
Briem et al. ⁶⁸	30	Fixateur interne + Trikortikaler Beckenkammspan + Osteosynthese	40,7/ 12 Mon.	23/30 (77 %)	CT
Vieweg et al. ⁷¹	30	Fixateur interne + Synex® Cage, 3 Patienten zusätzlich mit Platte	45/ 14 Mon.	27/30 (90 %)	Röntgenaufnahmen, CT

Tab. 16: Literaturübersicht über Ergebnisse dorsoventraler Stabilisierungen der Brust- und Lendenwirbelsäule (n = Anzahl aller Patienten, Zeit = Nachuntersuchungszeitpunkt, Fusion = Anzahl der fusionierten Patienten im Verhältnis zum Gesamtkollektiv)

4.4.4 Ursachen unterschiedlicher Fusionsraten

Neben der Problematik unterschiedlicher Patientenkollektive und verschiedener Nachuntersuchungsmethoden und -zeiträume, die mit als Ursache für differierende Fusionsraten in Frage kommen, werden in der Literatur das Alter, Vorliegen einer Osteoporose sowie insuffiziente Operationstechnik als Ursachen verzögerter oder geringgradiger knöcherner Durchbauung angegeben. Zudem konnte im Tiermodell unter der Gabe von NSAR, Kortikosteroiden sowie in einer klinischen Studie bei Rauchern eine geringere Fusionsrate beobachtet werden.^{86, 87}

Tierexperimentell zeigten sich Hinweise, dass die Fusionsrate signifikant von der Durchblutung im Gebiet der angestrebten Fusion abhängt.⁸⁸

Bei den im eigenen Patientenkollektiv erfassten 5 Patienten (14 %) mit Fusionsgrad IV handelt es sich um 3 B-Verletzungen, 1 A-Verletzung sowie um eine pathologische Fraktur. Postuliert man, dass eine höhergradige Verletzung des Wirbelkörpers mit einer stärkeren Verletzung von Blutgefäßen und somit mit einer geringeren Durchblutung im Bereich der angestrebten Fusion korreliert, liegt hierin möglicherweise eine Ursache der niedrigeren Fusionsrate.

Weiterhin zeigten sich tendenziell bessere Fusionsergebnisse bei den Patienten, die zusätzlich eine ventrale Stabilisierung mittels Platte erhielten. Insgesamt wurden 15 von 35 Patienten (43 %) mittels zusätzlicher ventraler Stabilisierung versorgt.

Von den 20 Patienten mit Fusionsgrad I und II besaßen 10 Patienten (50 %) eine zusätzliche Verplattung während in der Gruppe mit Fusionsgrad III und IV von 15 Patienten nur 5 Patienten (33 %) eine zusätzliche ventrale Stabilisierung aufwiesen. Somit erhält diese zusätzliche Stabilisierung bzw. das Fehlen eine Bedeutung für die Ausbildung einer knöchernen Fusion. Bei Patienten mit zusätzlicher ventraler Stabilisierung scheint tendenziell eine höhere knöcherne Fusionsrate vorzuliegen.

Weiterhin zeigt sich, dass ein direkter Zusammenhang zwischen geringem Repositionsverlust und besserer knöcherner Fusionsrate vorliegt. Von 20 Patienten mit Fusionsgrad I und II konnten nur 3 Patienten (15 %) mit einem Repositionsverlust von $> 4^\circ$ ermittelt werden im Vergleich zu 6 Patienten (43 %) von 14 Patienten mit Fusionsgrad III und IV. Somit wird die wirkungsvolle Verhinderung einer postoperativen kyphotischen Fehlstellung durch Verwendung eines expandierbaren Cages und ggf. einer zusätzlichen ventralen Stabilisierung zur Bedingung für die Ausbildung einer knöchernen Fusion.

Bezüglich des Alters konnte ebenfalls eine tendenziell höhere Fusionsrate bei den jüngeren Patienten beobachtet werden. Bei einem Alterdurchschnitt von 43,6 Jahren für das gesamte Kollektiv wurde für die Gruppe mit Fusionsgrad III und IV ein Durchschnittsalter von 45,8 Jahren ermittelt, während die Patienten mit vollständiger oder teilweiser Fusion im Durchschnitt 41,9 Jahre alt waren.

Zusammengefasst lässt sich schlussfolgern, dass das Vorhandensein einer knöchernen Fusion von mehreren Faktoren abhängig ist. Neben dem Schweregrad der initialen Verletzung, dem Patientenalter sowie dem Vorhandensein einer zusätzlichen ventralen Stabilisierung erscheint die Vermeidung einer postoperativen kyphotischen Fehlstellung eine besonders wichtige Voraussetzung zu sein.

4.5 Quantitative Computertomographie

Die Auswertung der Dichtemessungen mittels quantitativer Computertomographie konnte keine statistisch signifikante Zunahme der Knochendichte innerhalb des Cages nachweisen.

Dabei erwiesen sich Überstrahlungsartefakte, die durch die hohe Dichte der Titanlegierung des Cages erzeugt werden, als größtes Problem einer vergleichenden Dichtemessung zu den einzelnen Beobachtungszeiträumen. Als Ausdruck dieser durch Überstrahlungsartefakte stark schwankenden Dichtewerte zeigten sich erhebliche Varianzen und Standardabweichungen. Dass die Verwendung von Metallimplantaten computertomographische Untersuchungen einer knöchernen Fusion durch Überlagerungen und Überstrahlungsartefakte einschränkt, wurde auch von anderen Autoren beschrieben.^{29, 35}

Weiterhin entstehen konstruktionsbedingt durch den unterschiedlichen Durchmesser und das inhomogene Design von Ansatzstück und Zentralelement innerhalb eines Cages unterschiedlich intensive Strahlungsartefakte. Auch die Durchführung der Messungen in den jeweils gleichen radiologischen Schnittebenen konnte den Einfluss der Strahlungsartefakte nicht vollständig verhindern. Vor allem in den Ansatzstücken des VBR[®] mit der wabenförmigen Struktur der Titanlegierung bedeuten gering veränderte Schnittebenen eine große Änderung der entstehenden Strahlungsartefakte.

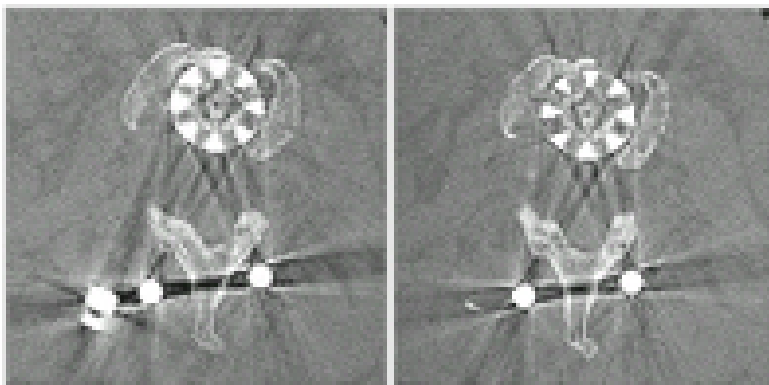


Abb. 33/34: Es entstehen unterschiedlich starke Überstrahlungsartefakte auf Grund verschiedener Schnittebenen

5 Zusammenfassung

Ziel der prospektiven klinischen Studie war die Evaluation der perioperativen, klinischen und radiologischen Ergebnisse einer mit dem expandierbaren Cage VBR[®], der Firma Ulrich, versorgten Patientengruppe. Ein Teilaspekt der Studie untersuchte radiologisch 35 Patienten mit Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule nach Implantation des Wirbelkörperersatzsystems durchschnittlich 12,4 Monate postoperativ.

Mittels konventioneller Röntgenbilder, Funktionsaufnahmen in Flexions- und Extensionsstellung sowie CT-Aufnahmen und 2-D-Rekonstruktionen wurden Korrekturverlust, Sinterung, eine eventuelle Kippung und das Auftreten einer knöchernen Fusion beurteilt. Dabei wurde zwischen einer kompletten Fusion, Fusionsgrad I und keiner Fusion, Fusionsgrad IV differenziert.

Durch die quantitative Computertomographie wurde die Dichteänderung der intraoperativ in den Cage eingebrachten Spongiosa untersucht.

Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung lag ein durchschnittlicher Korrekturverlust von 2,4° vor und bei nur 3 Patienten wurden Werte von mehr als 5° registriert. Bei 57 % (20 Patienten) wurden die Kriterien für eine komplette bzw. inkomplette Fusion erfüllt.

Ein Implantatversagen zeigte sich bei keinem der nachuntersuchten Patienten.

Die quantitative Computertomographie konnte keine statistisch signifikante Dichteänderung im Cage nachweisen. Es wurde jedoch eine tendenzielle Dichtezunahme im Bereich des oberen und unteren Ansatzstückes registriert.

Somit zeigte sich ein mit der Literatur vergleichbarer bzw. besserer Korrekturverlust bei einer geringeren Fusionsrate wobei hier die Ursache wahrscheinlich in den genaueren radiologischen Untersuchungen liegt. Zudem wurde durch die Aufstellung eigener Fusionskriterien und Einteilung in vier Fusionsgrade versucht, den dynamischen Prozess des knöchernen Einbaus eines expandierbaren Cages genauer und differenzierter zu beurteilen. Diese Fusionskriterien könnten in zukünftigen Studien sinnvoll zur radiologischen Bewertung von Korporektomie-Cages verwendet werden.

6 Literaturverzeichnis

- ¹ Dick W, Kluger P, Magerl F, Woersdorfer O, Zach G: A new device for internal fixation of thoracolumbar and lumbar spine fractures: the „fixateur interne“. Paraplegia 1985; 23: 225-32
- ² Berlet GC, Boubez G, Gurr KR, Bailey SI: The USS pedicle hook system: a morphometric analysis of its safety in the thoracic spine. Universal spine system. J Spinal Disord 1999; 12(3): 234-9
- ³ Vahldieck M, Gosse F, Panjabi MM: Stabilität ventraler, dorsaler und kombinierter Stabilisierungsverfahren. Orthopäde 2002; 31: 508-12
- ⁴ Knop C, Lange U, Bastian L, Blauth M: Biomechanische Stabilität mit einem neuen Wirbelkörperersatzimplantat. Unfallchirurg 2001; 104: 984-97
- ⁵ Bastian L, Knop C, Lange U, Blauth M: Einfluß eines Querverbinders oder einer Cerclage auf die mechanische Stabilität des Fixateur interne. Orthopäde 1999; 28(8): 714-22
- ⁶ Panjabi MM, Oxland TR, Lin RM, McGowen TW: Thoracolumbar burst fracture. A biomechanical investigation of its multidirectional flexibility. Spine 1994; 19(5): 578-85.
- ⁷ Abumi K, Panjabi MM, Duranceau J: Biomechanical evaluation of spinal fixation devices. Part III. Stability provided by six spinal fixation devices and interbody bone graft. Spine 1989; 14(11): 1249-55
- ⁸ Rohlmann A, Zander T, Fehrmann M, Klöckner C, Bergmann G: Einfluss von Implantaten zum Ersatz eines Wirbelkörpers auf das mechanische Verhalten der Lendenwirbelsäule. Orthopäde 2002; 31: 503-07
- ⁹ Morlock M, Strandborg J, Sellenschloh K, Nassutt R, Püschel K, Eggers C: Vergleich unterschiedlicher Wirbelkörperersatzsysteme hinsichtlich Migration und Primärstabilität bei dorsoventraler Spondylodese nach Korporektomie mit und ohne Laminektomie. Orthopäde 2002; 31: 514-21
- ¹⁰ Cobb JR: Outline for the study of scoliosis. In American Academy of Orthopedic surgeons: Instructional course lecturers. Am Acad Orthop 1948; 5: 261-65
- ¹¹ Stauffer RN, Coventry MB: Posterolateral lumbar spine fusion. Analysis of Mayo Clinic series. J Bone Joint Surg 1972; 54-A(6): 1195-1204
- ¹² Stauffer RN, Coventry MB: Anterior interbody lumbar spine fusion. Analysis of Mayo Clinic series. J Bone Joint Surg 1972; 54-A(4): 756-68
- ¹³ Magerl F, Aebi M, Gertzbein SD, Harms J, Nazarian S: A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. Eur Spine J 1994; 3: 184-201
- ¹⁴ Hounsfield GN: Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. Br J Radiol 1973; 46: 1016-22
- ¹⁵ Bunde E, Feist H: Bilderzeugung - Radiologischer Verfahren. In Lissner J. (Hrsg.) Radiologie I, 3. Auflage Ferdinand Enke Verlag Stuttgart 1986: 55-61

- ¹⁶ Rothman SL, Dobben GD, Rhodes ML, Glenn WV Jr, Azzawi YM: Computed tomography of the spine: curved coronal reformations from serial images. *Radiology* 1984; 150(1): 185-90
- ¹⁷ Schultz E, Fischer P: Messungengenauigkeiten und Artefakte bei der Computertomographie. *Fortschritt Röntgenstraße* 1982; 137: 466-72
- ¹⁸ Kalender W, Bautz W, Felsenberg D, Süß C, Klotz E: Materialelektive Bildgebung und Dichtemessung mit der Zwei-Spektren-Methode, I. Grundlagen und Methodik. *Digitale Bilddiagnostik* 1987; 7: 66-72
- ¹⁹ Lang T, Augat P, Majumdar S, Ouyang X, Genant HK: Noninvasive assessment of bone density and structure using computed tomography and magnetic resonance. *Bone* 1998; (Suppl 5): 149-53
- ²⁰ Lang TF, Li J, Harris ST, Genant HK: Assessment of vertebral bone mineral density using volumetric quantitative CT. *J Comput Assist Tomogr* 1999; 23(1): 130-137
- ²¹ Seeger LL: Bone density determination. *Spine* 1997; 22 (Suppl 24): 49-57
- ²² McBroom RJ, Hayes WC, Edwards WT, Goldberg RP, White AA 3rd.: Prediction of vertebral body compressive fracture using quantitative computed tomography. *J Bone Joint Surg Am* 1985; 67(8): 1206-14.
- ²³ Tanno M, Horiuchi T, Ogihara M, et al. Comparative study of bone mineral density estimated by various methods of single- and dual-energy quantitative computed tomography: the capability of the four-equation four-unknown method. *Bone* 1996; 18(3): 239-47
- ²⁴ Felix R, Ramm B: *Das Röntgenbild*. 2.Auflage Thieme, Stuttgart, New York 1982: 228-52
- ²⁵ Ebbesen NE, Thomsen JS, Beck-Nielsen H: Vertebral bone density evaluated by dual-energy X-Ray absorptiometry and quantitative computed tomography in vitro. *Bone* 1998; 23(3): 283-290
- ²⁶ Knop C, Blauth M, Bühren V, et al. Operative Behandlung von Verletzungen des thorakolumbalen Übergangs Teil 3: Nachuntersuchung. *Unfallchirurg* 2001; 104: 583-600
- ²⁷ Kant AP, Daum WJ, Dean SM, Uchida T: Evaluation of lumbar spine fusion. Plain radiographs versus direct surgical exploration and observation. *Spine* 1995; 20(21):2313-17
- ²⁸ Blumenthal SL, Gill K: Can lumbar spine radiographs accurately determine fusion in postoperative patients? Correlation of routine radiographs with a second surgical look at lumbar fusions. *Spine* 1993; 18(9): 1186-89
- ²⁹ Ray CD: Threaded titanium cages for lumbar interbody fusion. *Spine* 1997; 22(6): 667-79
- ³⁰ Yuan HA, Kuslich SD, Dowdle JA, Ulstrom CL: Prospective multicenter clinical trial of the BAK interbody fusion system. Read the annual meeting of the NA spine society. New York oct. 22. 1997
- ³¹ Mc Affee PC: Interbody fusion cages in reconstructive operations of the spine. *J Bone Joint Surg Am* 1999; 81(6): 859-80

- ³² Shah RR, Mohammed S, Saifuddin A, Taylor AB: Comparison of plain radiographs with CT scan to evaluate interbody fusion following the use of titanium cages and transpedicular instrumentation. *Eur Spine J* 2003; 12: 378-85
- ³³ Boden SD, Martin GJ, Horton WC, Truss TL: Laparoscopic anterior spinal arthrodesis with rh BMP-2 in a titanium interbody threaded cage. *J Spinal Disord* 1998; 11: 95-101
- ³⁴ Cunningham BW, Kanayama M, Parker LM, et al. Osteogenetic protein versus autologous interbody arthrodesis in the sheep thoracic spine. *Spine* 1999; 24: 509-18
- ³⁵ Eck KR, Lenke LG, Bridwell KH, et al. Radiographic assessment of anterior titanium mesh cages. *J Spinal Disord* 2000; 13(6): 501-09
- ³⁶ Bridwell KH, Lenke LG, McEnery KW, Baldus C, Blanke K: Anterior fresh frozen structural allografts in the thoracic and lumbar spine. *Spine* 1995; 20(12): 1410-18
- ³⁷ Coughlan JD: Extrusion of bone graft after lumbar fusion: CT appearance. *J Comput Assist Tomogr* 1986; 10: 399-400
- ³⁸ Lang PH, Genant HK, Steiger P, Chafetz N, Morris JM: Dreidimensionale Computertomographie und multiplanare CT-Reformationen bei lumbalen Spondylodesen. *Fortschr Röntgenstr* 1988; 148: 524-29
- ³⁹ Brodsky AE, Kovalsky ES, Khalil MA: Correlation of radiologic assessment of lumbar spine fusions with surgical exploration. *Spine* 1991; 16 (Suppl 6): 261-65
- ⁴⁰ Whitesides TE: Traumatic Kyphosis of the thoracolumbar spine. *Clin Orthop* 1977; 128: 78-92
- ⁴¹ Holdsworth F: Fractures, dislocations and fracture-dislocations of the spine. Review article, *J Bone Joint Surg Am* 1970;52-A:1534-51
- ⁴² Denis F: The three column spine and its significance in classification of acute thoraco-lumbar spinal injuries. *Spine* 1983; 8: 817-31
- ⁴³ Siewert JR: *Chirurgie*, 6.Auflage; Springer 1997: 884-86
- ⁴⁴ Aebi M: Stabilitätsoperationen an der Wirbelsäule. *Schweiz med Wschr* 1990; 120: 605-16
- ⁴⁵ White AA, Panjabi MM: The problem of clinical instability in the human spine: A systematic approach. In: White AA, Panjabi MM, eds. *Clinical Biomechanics of the Spine*. 2nd ed. New York, NY: JB Lippincott Co; 1990: 270-378
- ⁴⁶ Blauth M, Tscherne H: *Grundlagen der Wirbelsäulentraumatologie*. Unfallchirurgie in 13 Bänden. Berlin, Heidelberg, New York, Springer 1998
- ⁴⁷ Kandziora F, Pflugmacher R, Scholz M, Schnake K: Comparison between sheep and human cervical spines: An anatomic, radiographic, bone mineral density and biomechanical study. *Spine* 2001; 26(9): 1028-37
- ⁴⁸ Lackner K, Schroeder S, Köster O: Quantitative Auswertung, Indikationen und Wertigkeit der Computertomographie der Lendenwirbelsäule. *Fortschr Röntgenstr* 1982; 137(3): 309-15

- ⁴⁹ Rothman SL, Glenn WV: CT evaluation of interbody fusion. Clin Orthop 1985; 193: 47-56
- ⁵⁰ Chafetz N, Cann CE, Morris JM, Steinbach LS, Goldbert HI: Pseudarthrosis following lumbar fusion: detection by direct coronal CT scanning. Radiology 1987; 162(3): 803-05
- ⁵¹ Harrington PR: Treatment of scoliosis: correction and internal fixation by spine instrumentation. June 1962. J Bone Joint Surg Am 2002; 84-A(2): 316
- ⁵² Roy-Camille R, Saillant G, Berteaux D, Salgado V: Osteosynthesis of thoraco-lumbar spine fractures with metal plates screwed through the vertebral pedicles. Reconstr Surg Traumatol 1976; 15: 2-16
- ⁵³ Magerl FP: Stabilization of the lower thoracic and lumbar spine with external skeletal fixation. Clin Orthop 1984; 189: 125-41
- ⁵⁴ Daniaux H: Transpedikuläre Reposition und Spongiosaplastik bei Wirbelkörperbrüchen der unteren Brust- und Lendenwirbelsäule. Unfallchirurg 1986; 89: 197-213
- ⁵⁵ Knop C, Blauth M, Bastian L, Lange U, Kesting J, Tscherne H: Frakturen der thorakolumbalen Wirbelsäule. Unfallchirurg 1997; 100: 630-39
- ⁵⁶ Wälchli B, Heini P, Berlemann U: Korrekturverlust nach dorsaler Stabilisierung von Berstungsfrakturen des thorakolumbalen Übergangs. Unfallchirurg 2001; 104: 742-47
- ⁵⁷ Liljenquist U, Mommsen U: Die operative Behandlung thorakolumbalen Wirbelsäulenverletzungen mit dem Fixateur interne und transpedikulärer Spongiosaplastik. Unfallchirurg 1995; 21: 30-39
- ⁵⁸ Lindsey R, Dick W, Burns W, Zach G: The fixateur interne in the reduction and stabilisation of the thoracolumbar spine fractures in patients without neurological deficit. Spine 1991; Suppl 3: 140-45
- ⁵⁹ Wawro W, Konrad L, Aebi M: Die monosegmentale Montage des Fixateur interne bei der Behandlung von thorakolumbalen Wirbelfrakturen. Unfallchirurg 1994; 97: 114-20
- ⁶⁰ Olerud S, Karlstrom G, Sjostrom L: Transpedicular fixation of the thoracolumbar vertebral fractures. Clin Orthop 1988; 227: 44-51
- ⁶¹ Böhler L: Die Technik der Knochenbruchbehandlung. 12.-13. Auflage, Bd.1, 1951, Maudrich, Wien
- ⁶² Resch H, Rabl M, Klampfer H, Ritter E, Povacz P: Operative vs. konservative Behandlung von Frakturen des thorakolumbalen Übergangs. Unfallchirurg 2001; 103: 281-288
- ⁶³ Foley MJ, Calenoff L, Hendrix RW, Schafer MF: Thoracic and lumbar spine fusion: postoperativ radiologic evaluation. Am J Roentgenol 1983; 141(2): 373-80
- ⁶⁴ Aebi M: Die operative Behandlung von Wirbelsäulenverletzungen. Fortschr Med 1987; 28: 51-55
- ⁶⁵ Been HD: Anterior decompression and stabilization of thoracolumbar burst fractures by the use of the Slot-Zielke device. Spine 1991; 16(1): 70-77

- ⁶⁶ Haas N, Blauth M, Tschernke H: Anterior plating in thoracolumbar spine injuries. Indications, technique and results. *Spine* 1991; Suppl 3: 100-101
- ⁶⁷ Knop C, Bastian L, Lange U, Blauth M: Transpedikuläre Spongiosaplastik am thorakolumbalen Übergang. *Orthopäde* 1999; 28: 703-13
- ⁶⁸ Briem D, Rueger JM, Linhart W: Einheilung autogener Transplantate nach dorsoventraler Instrumentierung instabiler Frakturen der thorakolumbalen Wirbelsäule. *Unfallchirurg* 2003; 106: 195-203
- ⁶⁹ Been HD, Bouma GJ: Comparison of two types of surgery for thoracolumbar burst fractures: combined anterior and posterior stabilisation vs. posterior instrumentation only. *Acta Neurochir Wien* 1999; 141: 349-57
- ⁷⁰ Defino HLA, Rodriguez-Fuentes AE: Treatment of fractures of the thoracolumbar spine by combined anteroposterior fixation using the Harms method. *Eur Spine J* 1998; 7: 187-94
- ⁷¹ Vieweg U, Sölch O, Kalff R: Wirbelkörperersatzsystem Synex bei instabilen Berstungsfrakturen der Brust und Lendenwirbelsäule – eine retrospektive Studie bei 30 Patienten. *Zentralbl Neurochir* 2003; 64: 58-64
- ⁷² Kandziora F, Schnake K, Haas N: Vertebral body replacement in spine surgery. *Unfallchirurg* 2004; 107(5): 354-71
- ⁷³ Younger EM, Chapman MW: Morbidity at bonegrafts donor sites. *J Orthop Trauma* 1989; 3: 192-95
- ⁷⁴ Banwart CJ, Asher MA, Hassanein RS: Iliac crest bone graft harvest donor site morbidity. *Spine* 1995; 20: 1055-60
- ⁷⁵ McAfee PC, Associate Editor Spine; Boden SD, Brantigan JW: Symposium: A critical discrepancy-a criteria of successful arthrodesis following interbody spinal fusions. *Spine* 2001; 26(3): 320-34
- ⁷⁶ Okuyama K, Abe E, Chiba M, Ishikawa N, Sato K: Outcome of anterior decompression and stabilization for thoracolumbar unstable burst fractures in the absence of neurologic deficits. *Spine* 1996; 21(5): 620-25
- ⁷⁷ Turner JA, Herron L, Deyo RA: Meta-analysis of the results of lumbar spine fusion. *Acta Orthop Scand* 1993; Supplement 251(64): 120-22
- ⁷⁸ Willner S: Lumbar spine fusion – conclusions. *Acta Orthop Scand* 1993; Suppl 251 (64): 123-24
- ⁷⁹ Feighan JE, Stevenson S, Emery SE: Biologic and biomechanic evaluation of posterior lumbar fusion in the rabbit. *Spine* 1995; 20(14): 1561-67
- ⁸⁰ Lowery GL, Harms J (1996): Titanium surgical mesh for vertebral defect replacement and intervertebral spacers. In: Thalgot JS, Aebi M (eds) *Manual of internal fixation of the spine*. Lippincott-Raven, Philadelphia:127–46
- ⁸¹ Stoltze D, Harm J: Correction of posttraumatic deformities. Principles and methods. *Orthopäde* 1999; 28: 731-45

- ⁸² Kaneda K, Taneichi H, Abumi K, Hashimoto T, Sato S, Fujiya M: Anterior decompression and stabilization with the Kaneda device for thoracolumbar burst fractures associated with neurological deficits. *J Bone Joint Surg Am* 1997; 79(1): 69-83
- ⁸³ Knop C, Blauth M, Bühren V, et al: Operative Behandlung von Verletzungen des thorakolumbalen Übergangs – Teil 3: Nachuntersuchung. *Unfallchirurg* 1999; 102(12): 924-35
- ⁸⁴ McLain RF, Sparling E, Benson DR: Early failure of short-segment pedicle screw instrumentation for thoraco-lumbar fractures. A preliminary report. *J Bone Joint Surg Am* 1993; 75(29): 162-7
- ⁸⁵ Ware JE Jr, Sherbourne CD: The MOS 36-item short-form health survey (SF-36). I. Conceptual framework and item selection. *Med Care* 1992; 30: 473-83
- ⁸⁶ Wittenberg RH, Shea M, Schwartz DE, Lee KS, White AA III., Hayes WC: Importance of bone mineral density in instrumented spine fusions. *Spine* 1991; 16(6): 647-52
- ⁸⁷ Glassman SD, Anagnost SC, Parker A, Burke D, Johnson JR, Dimar JR: The effect of cigarette smoking and smoking cessation on spinal fusion. *Spine* 2000; 25(20): 2608-15
- ⁸⁸ Toribatake Y, Hutton WC, Tomita K, Boden S: Vascularization of the fusion mass in a posterolateral intertransverse process fusion. *Spine* 1998; 23(10): 1149-54
- ⁸⁹ Böhler J: Konservative Behandlung von Brüchen der Brust- und Lendenwirbelsäule. *Z Unfallmed Berufserkrankung* 1972; 2: 101-04
- ⁹⁰ Trojan E: Langfristige Ergebnisse von 200 Wirbelsäulenbrüchen der Brust- und Lendenwirbelsäule ohne Lähmung. *Z Unfallmed Berufserkrankung* 1972; 2(65): 122-34

7 Erklärung an Eides Statt

Ich, Tobias Görler, erkläre an Eides Statt, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema: Radiologische 1-Jahres-Ergebnisse der ventralen Spondylodese bei Frakturen der BWS/LWS mit expandierbarem Cage, selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.

Berlin, den 02.10.2007

Tobias Görler

8 Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus Datenschutzgründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht mit veröffentlicht.

9 Danksagung

Mein Dank gilt Herrn PD Dr. med. Cyrus K.- Klostermann für die Betreuung dieser Dissertation. Danken möchte ich Kathrin Rainsborough und Sarah Heinrich für die tatkräftige Unterstützung bei der Nachuntersuchung der Patienten.

Für das Korrekturlesen möchte ich mich ganz herzlich bei meiner ehemaligen Lehrerin Frau Brigitte Klein bedanken.

Weiterhin danke ich meiner Frau Jana Görler, ohne deren unermüdliche Hilfe die Gestaltung dieser Dissertation nicht zustande gekommen wäre.

Mein besonderer Dank gilt jedoch Herrn Dr. med. Klaus Schnake, der durch viele gute Anregungen, die kritische Diskussion meiner Entwürfe und vor allem durch die stete Motivation entscheidend zur Fertigstellung dieser Arbeit beigetragen hat.