

Aus der Anatomischen Anstalt  
der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Vorstand: Prof. Dr. Reinhard Putz

**Einfluss der dorsalen Instrumentierung  
auf angrenzende und transfixierte Facettengelenke  
bei Patienten mit thorakolumbalen  
Wirbelsäulenverletzungen —  
eine morphologische in-vivo-Untersuchung  
mit der CT-Osteoabsorptiometrie**

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

Vorgelegt von Sabine Wagner  
aus Bobingen  
2004

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Magdalena Müller-Gerbl

Mitberichterstatter: Prof. Dr. E. Euler  
Prof. Dr. A. Gebauer

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h. c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 18.11.2004

## *Vorwort*

Am Abschluss der vorliegenden Arbeit waren viele Personen beteiligt, bei denen ich mich herzlich bedanken möchte.

Besonderer Dank gilt meiner Doktormutter Frau Professor Dr. Magdalena Müller-Gerbl für ihre Betreuung und allzeitige Unterstützung, begonnen bei der Durchführung der CT-OAM über die Interpretation der Resultate bis hin zur kompletten Fertigstellung der Arbeit. Auch für den energisch ausgeübten Druck zur Abgabe fertiger Kapitel bin ich ihr heute sehr dankbar.

Herrn Professor Dr. Reinhard Putz danke ich für die Bereitstellung der Infrastruktur, unter den Mitarbeitern des anatomischen Instituts geht mein Dank vor allem an Frau Gisela Lippelt für die geduldige Einführung in das Programm *Analyze*.

Herrn Professor Dr. Arnulf Weckbach (Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, Universität Würzburg) möchte ich ganz herzlich danken für die Idee zu dieser Arbeit, die Bereitstellung aller CT-Untersuchungen und Patientendaten und seine ausdauernde Hilfe insbesondere in Hinblick auf die chirurgische Interpretation der Ergebnisse und Korrektur des Manuskripts.

Herrn Professor Dr. Joachim Grammig (Abteilung Statistik und Ökonometrie der Wirtschaftswissenschaftlichen Fakultät, Universität Tübingen) gilt mein Dank für seine Hilfe bei der Wahl der richtigen statistischen Methoden sowie die Durchsicht und Korrektur meiner Analysen.

Meinen Doktorandenkollegen Alexandra Mayer, Martin Kuttner und Stefan Weißer sowie meinen ehemaligen Kommilitonen Ioanna Christodoulou, Cornelia Deppner, Markus Fischbeck und Ricarda Schumann möchte ich danken für motivierende fachliche Diskussionen und die schönen gemeinsamen Stunden auch außerhalb der Uni, die mit zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben und wertvolle Freundschaften entstehen ließen.

Meinem Freund Stefan danke ich für seine geduldige Unterstützung beim Beseitigen von Computerproblemen, Korrigieren der Arbeit und bei der Erstellung des Layouts und vor allem für seine Liebe.

Allen voran gilt mein uneingeschränkter Dank meinen Eltern für ihre langjährige großzügige Unterstützung und Förderung meiner Ausbildung und ihren Rückhalt in allen Lebenslagen. Ihnen ist diese Arbeit gewidmet.

München, im Mai 2004

Sabine Wagner

---

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung .....</b>	<b>7</b>
<b>1.1</b>	<b><i>Anatomie, Biomechanik und Funktion der kleinen Wirbelgelenke .....</i></b>	<b>7</b>
<b>1.2</b>	<b><i>Grundlagen der CT-Osteoabsorptiometrie .....</i></b>	<b>9</b>
1.2.1	Adaptationsvorgänge im Knochen.....	9
1.2.2	Die subchondrale Knochenplatte .....	10
1.2.3	Die subchondrale Mineralisierung.....	10
1.2.4	Physikalischer Hintergrund der CT-OAM.....	12
<b>1.3</b>	<b><i>Wirbelsäulenverletzungen .....</i></b>	<b>13</b>
1.3.1	Epidemiologie .....	13
1.3.2	Klassifikation.....	13
1.3.3	Therapeutisches Vorgehen.....	14
<b>1.4</b>	<b><i>Die dorsale Instrumentierung .....</i></b>	<b>15</b>
1.4.1	Technik.....	15
1.4.2	Folgen der dorsalen Stabilisierung.....	16
<b>1.5</b>	<b><i>Fragestellung und Zielsetzung .....</i></b>	<b>17</b>
<b>2</b>	<b>Material und Methoden .....</b>	<b>19</b>
<b>2.1</b>	<b><i>Material.....</i></b>	<b>19</b>
<b>2.2</b>	<b><i>Methode .....</i></b>	<b>21</b>
2.2.1	Darstellung der subchondralen Mineralisierung mit der CT-Osteoabsorptiometrie .....	21
2.2.2	Auswertung der Densitogramme.....	23
2.2.3	Statistische Auswertung der gewonnenen Daten.....	26
<b>3</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>28</b>
<b>3.1</b>	<b><i>Analyse des Mineralisierungsmusters .....</i></b>	<b>28</b>
3.1.1	Subchondrales Mineralisierungsmuster der kleinen Wirbelgelenke .....	28
3.1.2	Veränderungen im Mineralisierungsmuster nach Metallentfernung .....	28
<b>3.2</b>	<b><i>Bestimmung des Mineralisierungsgehaltes.....</i></b>	<b>29</b>
3.2.1	Visuelle Analyse der subchondralen Dichte .....	29
3.2.2	Semiquantitative Bestimmung der Dichtemaximagröße.....	33
3.2.3	Quantitative Bestimmung des Mineralisierungsgehalts in mg Ca/ml.....	34
<b>3.3</b>	<b><i>Ergebnisse getrennt nach Gruppen A und B.....</i></b>	<b>36</b>

<b>3.4</b>	<b><i>Verlauf der subchondralen Mineralisierung</i></b> .....	<b>37</b>
<b>3.5</b>	<b><i>Ergebnisse der statistischen Auswertung</i></b> .....	<b>38</b>
3.5.1	Konfidenzintervalle .....	38
3.5.2	Berechnung von Standardabweichung und Mittelwert .....	38
3.5.3	Vergleich der prä- und postoperativen Kalziumwerte des gesamten Patientensample .....	38
3.5.4	Vergleich der Gruppen A und B .....	38
3.5.5	Vergleich der untersuchten Gelenke I-IV .....	39
<b>3.6</b>	<b><i>Zusammenfassung der Ergebnisse</i></b> .....	<b>39</b>
<b>4</b>	<b><i>Diskussion</i></b> .....	<b>41</b>
<b>4.1</b>	<b><i>Diskussion des Materials</i></b> .....	<b>41</b>
<b>4.2</b>	<b><i>Diskussion der Methode</i></b> .....	<b>41</b>
<b>4.3</b>	<b><i>Diskussion der Ergebnisse</i></b> .....	<b>43</b>
4.3.1	Mineralisierungsmuster und Lastübertragung .....	43
4.3.2	Mineralisierungsgehalt und längerfristige Beanspruchung.....	43
4.3.3	Entwicklung von degenerativen Veränderungen.....	49
4.3.4	Klinische Problematik .....	52
<b>5</b>	<b><i>Ausblick</i></b> .....	<b>54</b>
<b>5.1</b>	<b><i>Notwendigkeit langfristiger Nachuntersuchungen</i></b> .....	<b>54</b>
<b>5.2</b>	<b><i>Klinische Relevanz der Ergebnisse</i></b> .....	<b>55</b>
<b>6</b>	<b><i>Zusammenfassung</i></b> .....	<b>56</b>
<b>7</b>	<b><i>Anhang</i></b> .....	<b>59</b>
<b>8</b>	<b><i>Literatur</i></b> .....	<b>68</b>

---

# 1 Einleitung

Die dorsale Instrumentierung spielt eine wichtige Rolle beim Management schwerer Wirbelsäulenverletzungen und stellt heute eine Standardtechnik in der Behandlung thorakolumbalen Frakturen dar.

Es bestehen jedoch keine Zweifel daran, dass die mechanischen Eigenschaften der Wirbelsäule durch die Stabilisierung mit einem Fixateur interne beeinflusst werden. Verschiedene Studien zeigen, dass Beweglichkeit und Beanspruchung der angrenzenden Segmente im Falle einer Instrumentierung erhöht sind. Vorher gesunde Segmente, die – bevorzugt oberhalb – an die Stabilisierung angrenzen, scheinen frühzeitig degenerative Veränderungen der Bandscheiben und der kleinen Wirbelgelenke zu entwickeln (53;71;119).

Bisher gibt es unseres Wissens allerdings keine in-vivo-Untersuchung der längerfristigen Auswirkungen einer zur Frakturbehandlung durchgeführten dorsalen Instrumentierung auf die angrenzenden und transfixierten Facettengelenke des thorakolumbalen Übergangs.

Ziel dieser Arbeit ist es daher, den Einfluss der dorsalen Stabilisierung auf angrenzende und transfixierte Facettengelenke durch eine morphologische und quantitative Darstellung der Verteilung und des Gehalts der subchondralen Mineralisierung der kleinen Wirbelgelenke als Korrelat der Langzeitbeanspruchung in vivo zu untersuchen.

## 1.1 Anatomie, Biomechanik und Funktion der kleinen Wirbelgelenke

Die Wirbelsäule bildet das zentrale Achsenorgan des menschlichen Körpers. Sie muss neben der Stabilisierung des Körpers auch die Mobilität des Rumpfes gewährleisten und besitzt zudem eine Schutzfunktion für das im Wirbelkanal liegende Rückenmark. Diese verschiedenen Anforderungen bedingen den komplexen Aufbau der Wirbelsäule aus Wirbeln mit Wirbelkörper, Wirbelbögen und Facettengelenken sowie Bandscheiben und Bändern.<sup>1</sup>

Die Beanspruchung der Wirbelsäule besteht nach KUMMER (67), PUTZ (108) und SCHLÜTER (123) vor allem aus axialem Druck. Bänder und Muskeln, die die Wirbel untereinander verbinden, erzeugen eine „Vorspannung“ (108), die den Druck unabhängig von der Körperposition aufrecht erhält. Der Übertragung des Druckes zwischen zwei Wirbeln dienen drei Strukturen: der Discus intervertebralis und je ein rechtes und linkes Facettengelenk. Dabei werden – außer bei reiner Druckbelastung der Wirbelsäule, die physiologisch kaum vorkommt – bis zu 40% der eingeleiteten Kraft über die Facettengelenke übertragen. Bei

---

<sup>1</sup> JUNGHANNS (1977) hat für zwei benachbarte Wirbel mit dazwischenliegender Bandscheibe, Wirbelbogengelenken, Bändern und Muskeln den Terminus „Bewegungssegment“ geprägt.

zunehmenden Flexions- oder Extensionsbewegungen steigt dieser Prozentsatz sogar noch an (77;87;127).

Auch bei der Aufnahme der auftretenden Scherkräfte kommt den kleinen Wirbelgelenken eine wichtige Rolle zu (111). Die auf die Wirbelsäule einwirkende Kraft kann vereinfachend als Resultierende aus Körpergewicht und autochthoner Rückenmuskulatur angesehen werden. Diese Resultierende trifft im Allgemeinen nicht senkrecht auf die Deckplatte des kaudalen Wirbels, sondern besitzt eine schräg von dorsal kranial nach ventral kaudal gerichtete Schubkomponente, die den oberen Wirbel nach ventral verschieben würde. Dies wird durch dessen inferiore Gelenkfortsätze verhindert, die sich hinter die oberen Gelenkfortsätze des nächstunteren Wirbels klemmen und so einer Ventralverschiebung entgegenwirken (67;68). Die Widerstandskraft gegen die Verschiebung nach ventral wird dabei von den Facettengelenken über die Bogenwurzeln auf die Wirbelkörper übertragen (67).

Die beiden korrespondierenden Gelenkflächen im Wirbelgelenk, die aufgrund der Stellung der Gelenkflächen segmental zwangsläufig kombinierte Gelenke sind (87;108), werden durch die knorpelbedeckten Anteile der Processus articulares superiores und inferiores zweier benachbarter Wirbel gebildet, wobei der untere Gelenkfortsatz des jeweils kranialen Wirbels dorsal am oberen Gelenkfortsatz des kaudalen Wirbels anliegt. Allerdings kommt bei den meisten Wirbelgelenken, bei denen die artikulierenden Flächen nur selten kongruent sind, im Gegensatz zu vielen anderen Gelenken des Körpers eine flächenhafte Berührung nur in bestimmten Stellungen während der Normalhaltung zustande. Die schon bei geringen Bewegungen auftretende Verkleinerung der Kontaktfläche durch Klaffen des Gelenkspaltes gehört nach PUTZ (108;109) zur normalen Funktion der kleinen Wirbelgelenke, deren Rolle für die Kinematik der Wirbelsäule auch heute noch häufig unterschätzt wird (87). Durch die keilförmige Erweiterung des Gelenkspaltes werden Bewegungen ermöglicht, die scheinbar im Widerspruch zur Gelenkkörperform stehen.

In Anlehnung an VIRCHOW (135) werden die Facettengelenke als „Leitschienen“ für die Wirbel bezeichnet, die deren Bewegungen führen und limitieren. In der Endphase einer Bewegung kommt es durch die Vergrößerung des Abstandes der Kontaktzone zum Krümmungsmittelpunkt der Gelenkfläche zur plötzlichen Lageänderung der Bewegungsachsen, wodurch die Gelenke „verriegelt“ werden und so weiteres Bewegungsspiel verhindern (108).

Die Bewegungsmöglichkeiten der gesamten Wirbelsäule – Flexion, Extension, Lateralflexion und Rotation – sind nach HALL-CRAGGS (42) auch in der Brustwirbelsäule durchführbar, bedingt durch die Fixierung des Brustkorbs durch die Rippen jedoch zu einem limitierteren Grad als in der Lendenwirbelsäule. Nach GRAICHEN und PUTZ (38) sind Flexion und Extension zwar durch die Rippen deutlich reduziert, Rotation und Lateralflexion jedoch „in



erstaunlich hohem Maße möglich“. In der Lendenwirbelsäule hingegen kann ausgezeichnet gebeugt und gestreckt werden, allerdings bestehen geringere Rotations- und Seitneigungsmöglichkeiten (42;62;141).

In der thorakalen Wirbelsäule werden Rotationsbewegungen durch die als lange Hebelarme wirkenden Rippen begrenzt, so dass die thorakalen Wirbelgelenke ausschließlich zur Aufnahme der ventralwärts gerichteten Scherkräfte dienen. Dagegen schränken die lumbalen Wirbelgelenke durch ihren nach dorsal gestellten lateralen Anteil zusätzlich Rotations- und übermäßige Flexionsbewegungen ein (110;111;133).

Angepasst an diese differenzierte funktionelle Beanspruchung der verschiedenen Wirbelsäulenbereiche sind die regionalen Unterschiede im anatomischen Bau der Facettengelenke. Die Gelenkflächen der Brustwirbelsäule sind flach und nahezu frontal ausgerichtet. Die der Lendenwirbelsäule sind abgewinkelt und bestehen aus einem kleinen frontal gerichteten medialen Anteil, der die Ventralschubkomponente aufnimmt, und einem größeren, lateralen Anteil, der nach dorsal oder dorsolateral gestellt ist, zur Begrenzung rotatorischer Bewegungen. Die lumbalen inferioren Facetten besitzen konvexe, die superioren Facetten konkave Form. Der Übergang von thorakaler zu lumbaler Orientierung findet abrupt oder graduell im Bereich zwischen BWK 11 und LWK 1 statt (80;100;129).

## **1.2 Grundlagen der CT-Osteoabsorptiometrie**

### ***1.2.1 Adaptationsvorgänge im Knochen***

Bereits seit mehr als 100 Jahren beschäftigt sich die anatomische Forschung mit der Beziehung zwischen mechanischer Belastung und Morphologie des Knochens. WOLFF stellte 1892 die Hypothese auf, dass sich Knochen durch Umbauvorgänge an veränderte Belastungssituationen anpasst. Der Nachweis dieser „Transformation der Knochen“ (146) wurde ein halbes Jahrhundert später von PAUWELS (103;105;106) in dessen Arbeit zur „kausalen Histogenese“ und seinen Nachfolgern wie KUMMER (65;66;69), CARTER (15-17) oder COWIN (19) erbracht, die zeigen konnten, dass die Summation der Beanspruchung über einen bestimmten Zeitraum – von CARTER (16) treffend als „loading history“ bezeichnet – die funktionelle Adaptation von Gewebestruktur und -quantität beeinflusst. Die Belastung, die auf ein Gelenk einwirkt, induziert die Formation und den Grad der Mineralisierung der unterhalb des Knorpels liegenden knöchernen Strukturen. Die Autoren definierten, dass die subchondrale Knochenlamelle das Gewebe unterhalb des Gelenkknorpels sei, das sich durch Umbauvorgänge an die veränderten funktionellen Erfordernisse anpasse. MÜLLER-GERBL et al. (88) gelang später der morphologische Nachweis in vivo, dass Verteilungsmuster und Gehalt der subchondralen Mineralisierung in der Tat die Langzeitbeanspruchung eines Gelenks widerspiegeln.

### 1.2.2 Die subchondrale Knochenplatte

Die subchondrale Knochenplatte ist im Folgenden in Anlehnung an MÜLLER-GERBL (88) definiert als die Knochenlamelle direkt unter der kalzifizierten Zone des Gelenkknorpels. Sie stellt eine Trennschicht zwischen Gelenkknorpel und Markraum dar, die etwa 2 bis 4 mm dick ist.

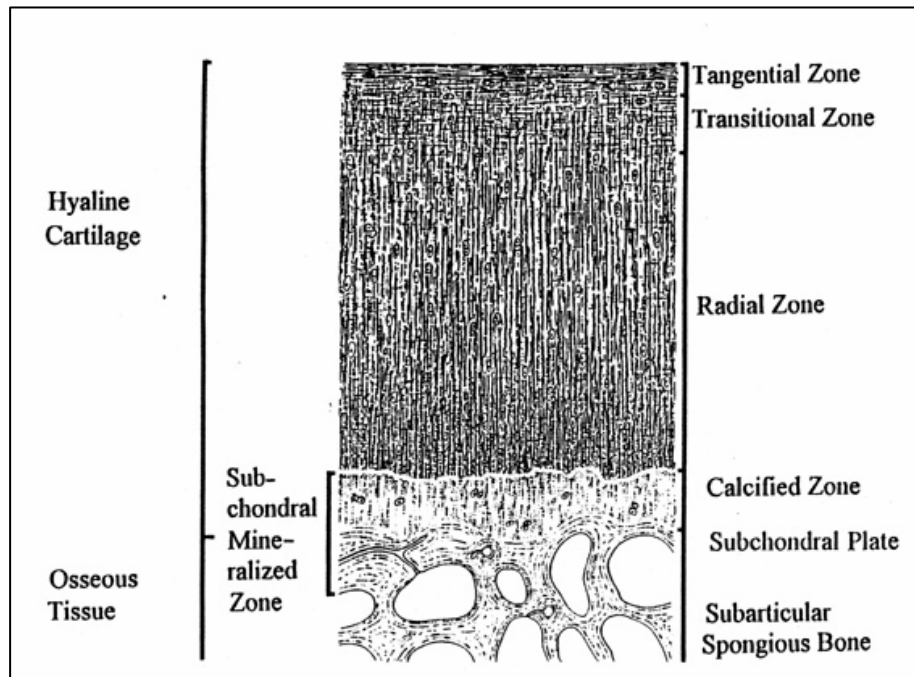


Abbildung 1: Schematischer Aufbau von hyalinem Knorpel und darunterliegender subchondraler Knochenplatte (aus: Müller-Gerbl 1998)

Die Funktionen dieser speziellen Knochenschicht sind metabolischer und mechanischer Art. Sie unterstützt den Gelenkknorpel, indem sie –abgestützt durch die darunter liegende Spongiosa – einen Teil des auf das Gelenk einwirkenden Gewichts mit trägt<sup>1</sup>. Sie dient zur juxtaartikulären Lastübertragung und Schockabsorption und leistet einen Beitrag zur Ernährung des Gelenkknorpels.

### 1.2.3 Die subchondrale Mineralisierung

Die Dichte des subchondralen Knochens variiert von Gelenk zu Gelenk, und auch innerhalb eines Gelenks können Zonen höherer Dichte in Regionen stärkerer Beanspruchung nachgewiesen werden. Dort finden sich auch eine höhere metabolische Aktivität und eine größere Anzahl an Blutgefäßen (88).

<sup>1</sup> Von ROUX wurde die subchondrale Knochenplatte bereits 1896 als „Druckaufnahmeplatte“ bezeichnet (120).

Verteilung und Dichte der subchondralen Mineralisierung einer Gelenkfläche sind abhängig von Betrag und Durchstoßpunkt der Gelenkresultierenden, der Größe und Lage der Kontaktflächen und der Form der korrespondierenden Gelenkfläche (27;88).

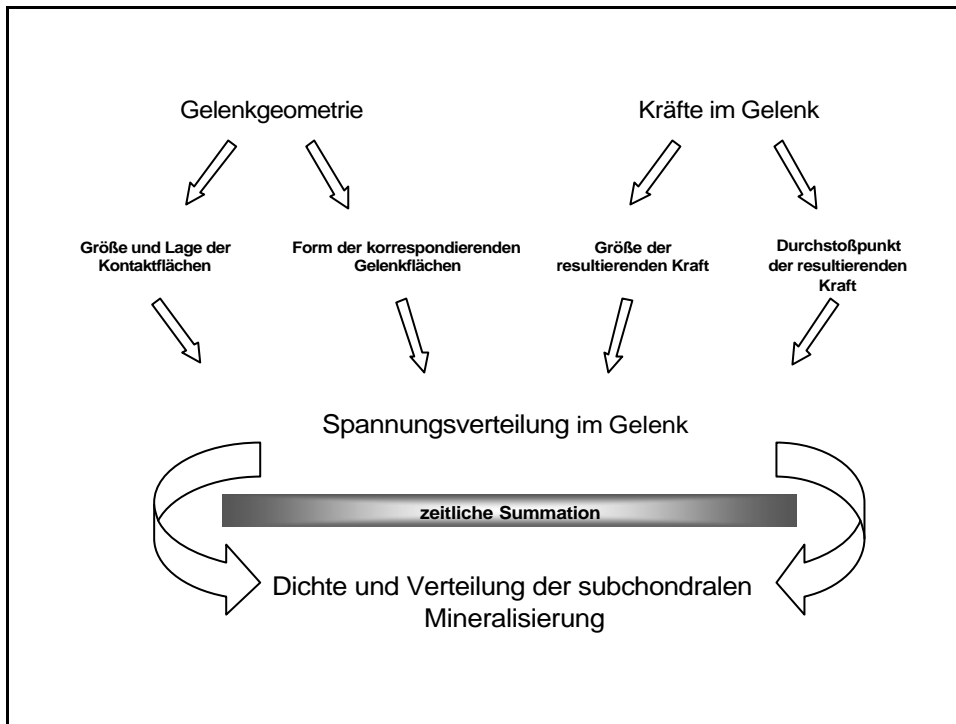


Abbildung 2: Faktoren im Gelenk, die Dichte und Verteilung der subchondralen Knochenplatte regulieren (modifiziert nach Müller-Gerbl 1998)

Kommt es zu Änderungen in einem oder mehreren dieser Faktoren, so passt sich die subchondrale Knochenlamelle an die neuen biomechanischen Verhältnisse an. Gesteuert werden die Adaptationsvorgänge in der subchondralen Knochenlamelle durch die Aktivität von Osteoblasten und Osteoklasten, die bei steigender Beanspruchung eines Gelenks die Synthese von Knochensubstanz erhöhen und deren Resorption reduzieren bzw. bei abnehmender Beanspruchung den Kalzifizierungsgrad des Knochens senken.

Zweifelsfrei haben auch endokrine und metabolische Faktoren Einfluss auf die Knochenkomposition, allerdings sind nach MÜLLER-GERBL (88) die mechanischen Einwirkungen für lokale Veränderungen in der subchondralen Knochenplatte entscheidend.

Die beste Methode zur Beobachtung und Evaluierung der subchondralen Mineralisierung stellt die CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) dar (88-91), die sich als effektiver Ansatz zur Informationsgewinnung über die Belastungssituation in den verschiedensten Gelenken<sup>1</sup> des Körpers erwiesen hat (2;3;28;30;36;37;45;49;85;86;92;93;125) und im Gegensatz zur vorher entwickelten Röntgendensitometrie (122) in vivo angewandt werden kann.

<sup>1</sup> bisher bspw. im Schultergelenk, Ellenbogengelenk, Radiocarpalgelenk, Hüftgelenk, Kniegelenk, Großzehengrundgelenk

### **1.2.4 Physikalischer Hintergrund der CT-OAM**

Die CT-OAM basiert auf der 1973 von HOUNSFIELD entwickelten Computertomographie, mit Hilfe derer Querschnittsbilder des Körpers erstellt werden. Eine um den Patienten rotierende Röntgenröhre emittiert Röntgenstrahlung, die beim Durchtritt durch den Körper von den verschiedenen Organen unterschiedlich stark geschwächt wird. Das der Röntgenröhre gegenüberliegende Detektorsystem misst die Intensitätsminderung der Röntgenstrahlung hinter dem Patienten und leitet die Schwächungswerte an einen Computer weiter, der daraus ein Bild rekonstruiert, bei dem die unterschiedlichen Zahlenwerte durch Grautöne repräsentiert werden. Gemessen werden die Dichtewerte dabei in Hounsfield Units (HU). Die Messwerteskala ist durch zwei Fixpunkte definiert (0 HU entspricht der Dichte von Wasser und -1000 HU der Dichte von Luft). Knochen besitzt eine Dichte ab ca. 200 HU aufwärts (54).

Unter Verwendung dieser Dichtestufenskala kann mit der CT-OAM ein Dichteverteilungsmuster des aus der Schnittbildserie isolierten subchondralen Knochens ermittelt werden. Da der Hounsfield-Wert eines Bildpunktes wie oben beschrieben den Schwächungskoeffizienten<sup>1</sup> des untersuchten Gewebes an dieser Stelle widerspiegelt und im Knochen Röntgenstrahlen hauptsächlich von den Mineralsalzen absorbiert werden, sind die gemessenen Hounsfield-Werte bei der CT-OAM ein Maß für die Mineralsalzkonzentration des subchondralen Knochens.

Allerdings werden mit der CT-OAM primär nur relative Dichteunterschiede innerhalb der subchondralen Knochenplatte dargestellt (88). Erst die gleichzeitige Messung mit einem Referenzphantom bekannter Kalziumkonzentration ermöglicht es zusätzlich, auch quantitative Aussagen bezüglich des Mineralisierungsgehaltes zu treffen (94).

Der Kalziumgehalt repräsentiert hierbei den ossären Mineralisierungsgrad in idealer Weise, da Hydroxylapatit  $[\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2]$  die Hauptsubstanz der Mineralsalze des Knochens bildet.

Mit Hilfe der CT-OAM ist es erstmals möglich, qualitative wie quantitative Veränderungen der subchondralen Mineralisierung über einen längeren Zeitraum am Lebenden zu beobachten und so Aussagen über die Langzeitbeanspruchung eines Gelenkes zu treffen. Daher stellt die CT-OAM eine besonders geeignete Methode dar, den Einfluss der dorsalen Instrumentierung auf angrenzende und transfixierte Wirbelgelenke bei Patienten mit Wirbelsäulenverletzungen im Langzeitverlauf zu untersuchen.

---

<sup>1</sup> Der Schwächungskoeffizient ist bei der für die Computertomographie verwendeten Strahlenqualität vor allem vom Photoeffekt abhängig.

## 1.3 Wirbelsäulenverletzungen

### 1.3.1 Epidemiologie

Die jährliche Inzidenz von Wirbelsäulenverletzungen wird auf etwa 0,5%-0,6% geschätzt (12;46;50), von denen allerdings weniger als 50% klinisch relevante Fälle darstellen (12).

Die meisten Wirbelsäulenverletzungen ereignen sich am thorakolumbalen Übergang, d.h. im Abschnitt T11–L2 (12;44;59;79;82;141). Am häufigsten betroffen ist der erste Lendenwirbel, gefolgt vom zwölften Brustwirbel und zweiten Lendenwirbel (59;138). Die hohe Vulnerabilität dieses Wirbelsäulenabschnittes kann nach WHITE und PANJABI (141) durch den Übergang von der Brustkyphose in die Lendenlordose und von der durch den Brustkorb fixierten BWS zur freistehenden LWS erklärt werden. Zusätzlich resultiert aus einer plötzlichen Änderung der Facettengelenksorientierung und einer hohen Rate an Asymmetrien der thorakolumbalen Facettengelenke eine Segmentinstabilität, die ebenfalls zur Frakturanfälligkeit beiträgt (79;80;129). Durch die annähernd sagittale Ausrichtung der kleinen Wirbelgelenke in der Lendenwirbelsäule wird diese anfällig für einwirkende Rotationskräfte (80).

Hauptursachen von Wirbelkörperfrakturen stellen Stürze aus der Höhe und Verkehrsunfälle dar (50;58;59;97;138). Nach BÜHREN (12), EGGERS und STAHLBRECHER (31) und WECKBACH et al. (138) findet sich ein deutlicher Altersgipfel der Verletzten zwischen 20 und 50 Jahren mit einem 2/3-Anteil männlicher Patienten. HU et al. (46) und JACOB et al. (50) gehen hingegen von einer etwa gleich auf die Geschlechter verteilten Inzidenz mit zwei Häufigkeitsgipfeln bei jungen Männern unter 30 und älteren Frauen über 80 Jahren aus. Allerdings besteht nach JACOB (50) das Patientengut im Krankenhaus zu rund 60% aus Männern, da bei ihnen häufiger High-Energy-Traumata als Verletzungsursache zugrunde liegen.

### 1.3.2 Klassifikation

Die heute gebräuchliche Klassifikation der thorakolumbalen Wirbelsäulenverletzungen nach MAGERL et al. (78) basiert auf radiologisch erkennbaren, pathomorphologischen Kriterien. Grundlage bildet das 2-Säulen-Konzept der Wirbelsäule nach WHITESIDES (143) mit einer auf Druck beanspruchten vorderen Säule und einer zugbelasteten hinteren Säule. Die Einteilung der Verletzungen erfolgt anhand der bei den häufigsten Unfallmechanismen auf die Wirbelsäule einwirkenden Kräfte in drei Hauptgruppen (136):

- Typ-A-Verletzungen: Kompressionsverletzungen
- Typ-B-Verletzungen: Distraktionsverletzungen

- Typ-C-Verletzungen: Rotationsverletzungen

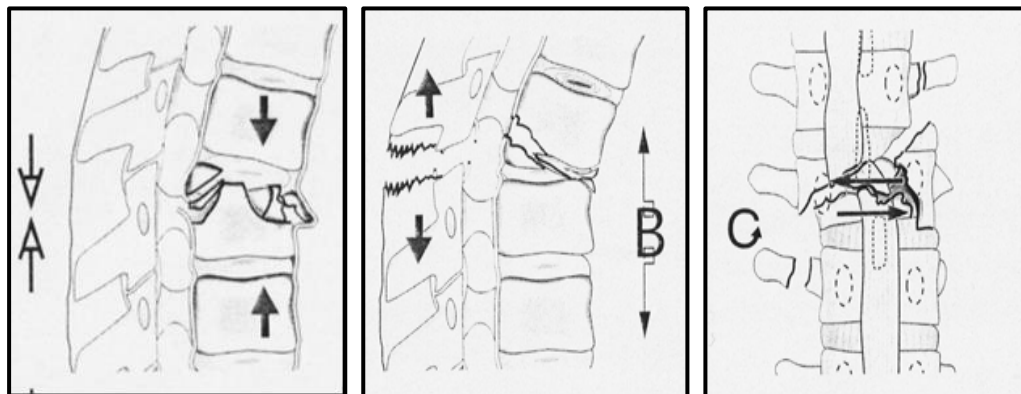


Abbildung 3: Frakturtypen nach MAGERL (aus Magerl et al. 1994), links : Typ-A-Verletzung, Mitte: Typ-B-Verletzung, rechts: Typ-C-Verletzung

Entsprechend der AO-Klassifikation für Frakturen unterteilt man die Verletzungstypen noch in drei weitere Gruppen mit je drei Subgruppen:

Bei den Typ-A-Verletzungen werden Impaktionsbrüche (A1), Spaltbrüche (A2) und Berstungsbrüche (A3) unterschieden.

Typ-B-Verletzungen lassen sich einteilen in eine Gruppe B1 mit vorwiegend ligamentären Rupturen, eine Gruppe B2 mit vorwiegend ossären Verletzungen und eine Gruppe B3 mit seltenen Hyperextensionsverletzungen.

Typ-C-Verletzungen werden unterteilt in C1-Frakturen (Typ-A-Verletzung mit Rotation), C2-Frakturen (Typ-B-Verletzung mit Rotation) und C3-Frakturen (Rotationscherbrüche).

Dabei nimmt die Schwere der Verletzung von A nach C und innerhalb der Typen mit steigender Gruppe bzw. Subgruppe zu.

### **1.3.3 Therapeutisches Vorgehen**

Die Therapie einer Wirbelsäulenverletzung richtet sich nach Verletzungstyp, Begleitverletzungen und Gesamtzustand des Patienten. WECKBACH et al. (139) geben als Ziel der Behandlung von Verletzungen der Brust- und Lendenwirbelsäule an, die Wirbelsäule wieder so funktionsfähig zu machen, dass diese ihre Aufgabe bezüglich Statik, Bewegung und Schutz der nervalen Strukturen erfüllen kann.

Dazu müssen folgende Vorgaben erfüllt werden (136):

1. Dekompression von Rückenmark, Cauda equina und Nervenwurzeln,

2. Wiederherstellung der Stabilität des verletzten Abschnitts und
3. Rekonstruktion eines Wirbelsäulenprofils, das eine beschwerdefreie Funktion erlaubt.

Ein chirurgisches Vorgehen ist indiziert, falls diese Ziele durch funktionelle oder konservativ ruhigstellende Therapie nicht erreicht werden können.

Die entscheidenden Kriterien für die Entscheidung zur operativen Therapie sind somit:

1. *Neurologische Komplikationen*: MAGERL et al. (78) geben für Typ-A-Verletzungen eine Inzidenz neurologischer Begleitverletzungen von 14% an, für Typ-B 32% und für Typ-C 55%.
2. *Instabilität*: Grundlage der Beurteilung der Instabilität ist die von DENIS (22) als Schlüsselstruktur bezeichnete „mittlere Säule“, die das hintere Drittel von Wirbelkörper und Bandscheibe sowie das Ligamentum longitudinale posterius umfasst (102). Die Instabilität nimmt vertikal von A nach C und horizontal innerhalb der Verletzungstypen zu (136). Als instabil gelten B- und C-Frakturen, die A3-Fraktur (Borstungsfraktur) und die A2.3-Fraktur (Kneifzangenfraktur) (55).<sup>1</sup>
3. *Fehlstellung*: In der Literatur lassen sich als Grenzwerte einer noch akzeptablen Fehlstellung der thorakolumbalen Wirbelsäule 20 Grad Kyphose bzw. Skoliose (136) und eine Reduktion der Wirbelkörperhöhe um nicht mehr als 1/3 (12) finden. Eine multizentrische Studie, die 1992 von GERTZBEIN publiziert wurde, konnte zeigen, dass eine höhergradige Fehlstellung zu signifikanter Beschwerdezunahme über längere Zeit führt (35).

Das Standardverfahren zur Abklärung der Schwere einer Verletzung und vor allem der Operationsindikation stellt heutzutage die Computertomographie dar, die BÜHREN (12) als „Schlüssel zur Analyse des Schädigungsausmaßes und zur Indikationsstellung für den einzuschlagenden therapeutischen Weg“ bezeichnet.

## 1.4 Die dorsale Instrumentierung

### 1.4.1 Technik

In etwa 65% der therapiebedürftigen Wirbelsäulenverletzungen kommt die dorsale Instrumentierung zum Einsatz. Bei 30% der Operationen wird kombiniert ventral und dorsal operiert, bei den restlichen 5% ausschließlich ventral (60;107;137).

---

<sup>1</sup> Eine schöne klinische Beschreibung der Instabilität liefern WHITE und PANJABI. Sie definieren die Instabilität der Wirbelsäule als „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 neurological deficit, no major deformity, and no incapacitating pain“ (101;141).

Die dorsale Stabilisierung stellt heutzutage eine Standardtechnik (9;39;56;58-60;75;99;107;136) bei der Therapie von Wirbelsäulenverletzungen dar. Sie erfolgt durch eine kurzstreckige Überbrückung des instabilen Bewegungssegmentes mittels eines Fixateur interne (23;24), der über transpedikulär in die benachbarten Wirbelkörper eingebrachte Schrauben verankert wird (145).

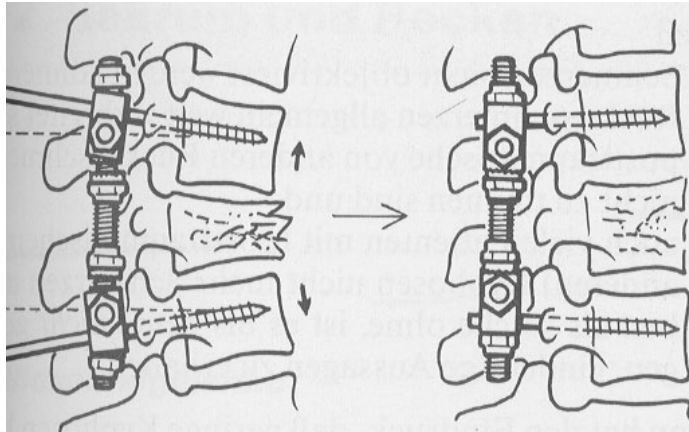


Abbildung 4: schematische Darstellung einer Reposition mit einem Fixateur interne (aus Debrunner 1995)

Bei fehlender ventraler Abstützung durch einen knöchernen Wirbelkörperdefekt wird außerdem eine Rekonstruktion der vorderen Säule erforderlich. Dabei kann der betroffene Wirbelkörper durch zerkleinerte Spongiosa aus dem hinteren Beckenkamm aufgefüllt werden und nach Entfernung der Bandscheibe die Spondylodese durch eine interkorporelle Spongiosaplastik herbeigeführt werden (107).

Dies kann durch ein alleiniges dorsales Vorgehen mittels einer transpedikulären Spongiosaplastik geschehen oder durch zusätzlichen direkten Zugang zur ventralen Säule mit Interposition von autogenen Transplantaten oder WK-Ersatz-Implantaten (Cages) (137).

## **1.4.2 Folgen der dorsalen Stabilisierung**

### *1.4.2.1 Morphologische und biomechanische Auswirkungen*

Studien von AOTA, HA, HAMBLY, KUMAR, SCHULITZ und STÜRMER (4;41;43;63;64;124;131) konnten nachweisen, dass die einer Fusion benachbarten Segmente häufig degenerative Veränderungen der Bandscheiben und der kleinen Wirbelgelenke aufweisen. Vor dem Eingriff „gesunde“ Segmente, die an eine Stabilisierung angrenzen, scheinen nach der



Operation neben einer frühzeitigen Degeneration oft auch Komplikationen<sup>1</sup> zu entwickeln (53;71;119).

In-vivo- und in-vitro-Untersuchungen an Tieren (21;41;96) und Menschen (18;72), die eine Charakterisierung und Quantifizierung der Beweglichkeit der Wirbelsäule nach einer Fusion zum Ziel hatten, kamen zu dem Schluss, dass die reduzierte Beweglichkeit innerhalb der fusionierten Segmente einen kompensatorischen Anstieg der Beweglichkeit in den angrenzenden Segmenten induziert.

Daher wird allgemein angenommen, dass eine kurzstreckige Überbrückung die angrenzenden, nicht instrumentierten Segmente mehr beansprucht, da Beweglichkeit und Belastung kompensatorisch zu diesen Segmenten transferiert werden (8;70;118).

#### *1.4.2.2 Klinische Spätergebnisse*

Basierend auf einer Studie an Patienten mit thorakolumbalen Frakturen und dorsaler Stabilisierung berichten KNOP et al. (61), dass bei vielen Patienten eine subjektive und objektive Einschränkung der Beweglichkeit vorliegt – nach TASDEMIROGLU und TIBBS hauptsächlich durch Schmerzen verursacht (132). Insbesondere Einschränkungen beim Laufen, Tragen und Hochheben von Gegenständen führten zur Berentung bzw. Arbeitslosigkeit von Patienten sowie einer erheblichen Abnahme sportlicher Aktivitäten (57;59;61). Eine multizentrische Studie der Arbeitsgruppe „Wirbelsäule“ der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie an 682 Patienten mit ausschließlich operativ behandelten Verletzungen des thorakolumbalen Übergangs im Zeitraum von 1994-1996 ergab, dass ca. 1/3 der Patienten bei der Nachuntersuchung nach durchschnittlich 2 1/4 Jahren mit erheblicher funktioneller Beeinträchtigung rechnen muss und ca. 1/3 keine sportlichen Aktivitäten mehr aufnimmt. 71% der Patienten waren zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wieder erwerbstätig, allerdings kehrten nur 50% der Patienten in den alten Beruf bzw. zu einem Beruf mit vergleichbarer körperlicher Belastung zurück (58).

## **1.5 Fragestellung und Zielsetzung**

Die angeführten Studien erbrachten Hinweise, dass Beweglichkeit und Beanspruchung der angrenzenden Segmente durch die Instrumentierung beeinflusst werden. Es gibt jedoch unseres Wissens nur wenige Untersuchungen, die speziell die kleinen Wirbelgelenke zum Gegenstand haben. Die uns bekannten in-vivo-Studien, die die an eine Stabilisierung angrenzenden Facettengelenke untersuchen, erfassen meist nur Kriterien einer bestehenden Degeneration, maximal mögliche Bewegungsausschläge oder Instabilitäten

---

<sup>1</sup> MOLZ nennt hier bspw. Spinalstenose und Spondylolysis acquisita (83).

(34;64;71;124;131). Die transfixierten Zwischenwirbelgelenke werden in der Literatur bislang nur rudimentär erwähnt.

Zudem wurde der Großteil der beschriebenen Untersuchungen an Wirbelsäulen durchgeführt, die dauerhaft und zu anderen Zwecken als zur Frakturbehandlung fusioniert wurden<sup>1</sup>. Meist wurde die LWS oder der lumbosakrale Übergang untersucht (4;20;40;63;64;71;72;74;83;96;124;128;134), wohingegen dem thorakolumbalen Übergang als häufigster Lokalisation von Wirbelsäulenverletzungen (12;59) bisher nur wenig Aufmerksamkeit gewidmet wurde.

Zielsetzung dieser Arbeit war es daher, zu untersuchen, ob die veränderten biomechanischen Bedingungen nach dorsaler Stabilisierung der thorakolumbalen Wirbelsäule morphologisch und quantitativ durch eine Veränderung der Verteilung und des Gehalts der subchondralen Mineralisierung der angrenzenden und transfixierten Facettengelenke dargestellt werden können.

Im Einzelnen sollen folgende Fragen geklärt werden:

1. Führen die veränderten biomechanischen Bedingungen, die sich durch die dorsale Instrumentierung ergeben, zu einer Änderung der Mineralisierungsmusters an den Intervertebralgelenken? Existiert ein typisches Muster, anhand dessen sich Aussagen über die neu entstandene mechanische Beanspruchung treffen lassen?
2. Zeigen sich nach der Instrumentierung auch quantitative Veränderungen im Mineralisierungsgrad der Facettengelenke, die auf eine veränderte Intensität der Beanspruchung rückschließen lassen?
3. Gibt es Unterschiede zwischen kranial und kaudal an die Stabilisierung angrenzenden Facettengelenken sowie innerhalb der transfixierten Gelenke?

---

<sup>1</sup> z.B. aufgrund von schweren degenerativen Veränderungen (4), „idiopathic low back pain“ (71) oder Kyphoskoliose (121)

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Material

Zur Verfügung standen Computertomographie-Datensätze von 23 Patienten mit Wirbelsäulenverletzungen des thorakolumbalen Übergangs aus dem Patientengut der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie der Universität Würzburg aus den Jahren 1995 bis 2001.

In sechs Fällen betraf die Fraktur BWK 12, in zwölf Fällen LWK 1, in vier Fällen LWK 2 und in einem Fall LWK 3. Bei 13 Patienten (56,52%) wurde die Fraktur nach der MAGERL-Klassifikation als A-Fraktur klassifiziert, bei fünf Patienten (21,74%) als B-Fraktur und bei weiteren fünf Patienten (21,74%) als C-Fraktur. Das Alter der Patienten betrug zum Zeitpunkt der Verletzung durchschnittlich 36 Jahre (16 – 64 Jahre). Acht Patienten waren weiblich, 15 männlich.

Die Alters- und Geschlechtsverteilung des Patientenkollektivs sowie die exakte Klassifizierung der Verletzungstypen und deren Lokalisation zeigt Tabelle 1.

Patient	Geschlecht	Alter bei Op	Klassifikation	Lokalisation
1	W	37,3	B 1.2.2	T 12
2	M	52,9	A 3.2.1	L 1
3	W	44,5	A 3.2.1	T 12
4	W	17,8	A 3.2.1	L 2
5	M	54,2	A 3.2.1	L 1
6	M	46,7	A 3.2.1	L1
7	W	29,3	C 1.3.3	L 1
8	M	19,1	A 3.3.1	L 1
9	W	39,2	A 3.1.1	L 1
10	M	48,0	C1.3.2	L1
11	M	41,9	B 2.3.2	T 12
12	M	33,5	A 3.2.1	L 1
13	W	38,7	B 1.2.1	T 12
14	M	16,8	A 3.2.1	T 12
15	M	32,0	B 1.2.1	T 12
16	W	35,0	A 3.2.1	L 1
17	M	57,1	C 1.3.2	L 2
18	M	21,2	C 1.3.2	L 1
19	M	64,0	A 3.2.3	L 1
20	M	36,0	A 3.2.1	L3
21	M	23,4	A 3.2.1	L 1
22	M	23,7	B 2.3.2	L 2
23	W	45,2	C 1.3.2	L 2

Tabelle 1: Patientendaten: Geschlecht, Alter, Verletzungs-klassifikation und -lokalisierung

Die Therapie bestand bei 22 Patienten aus dorsaler bisegmentaler Instrumentierung mit einem Fixateur interne (USS, Synthes, Umkirch, Deutschland), bei einem Patienten aus monosegmentaler Instrumentierung. Falls erforderlich, wurde zusätzlich eine anteriore Rekonstruktion durchgeführt, ein autologer trikortikaler Beckenkammspan oder ein Cage implantiert.

Die Explantation des Fixationsmaterials erfolgte in einem Zeitraum zwischen acht und 11,5 Monaten (im Mittel 9,4) nach dem Trauma. Bei allen Patienten wurde eine Computertomographie der Wirbelsäule im Rahmen der posttraumatischen Diagnostik angefertigt. Eine zweite CT-Untersuchung (im Folgenden auch „Follow-up-Untersuchung“ genannt) wurde durchschnittlich 6,2 Monate (0 Tage bis 37 Monate) nach Metallentfernung durchgeführt. Aus klinischer Indikation erhielt ein Patient eine dritte computertomographische Untersuchung 17 Monate nach Fixateurentfernung und ein weiterer Patient dritte und vierte CT-Aufnahmen nach acht und 23 Monaten.

Die Patienten wurden anhand des Abstandes zwischen Metallentfernung und zweiter CT-Untersuchung in zwei Gruppen unterteilt:

**Gruppe A:** Follow-up-CT-Untersuchung innerhalb von drei Monaten nach Metallentfernung (15 Patienten, CT nach durchschnittlich 7,3 Tagen) und

**Gruppe B:** Follow-up-CT-Untersuchung sechs oder mehr Monate nach Metallentfernung (8 Patienten und zwei dritte und ein vierter Follow-up-Scan, CT nach durchschnittlich 17 Monaten).

In Gruppe A waren 6 Patienten weiblich und 9 männlich, in Gruppe B gab es 2 weibliche und 6 männliche Patienten.

Die untersuchten Gelenke waren die kranial angrenzenden (**I**), die proximalen transfixierten (**II**), die distalen transfixierten (**III**) and die kaudal angrenzenden (**IV**) Facettengelenke.

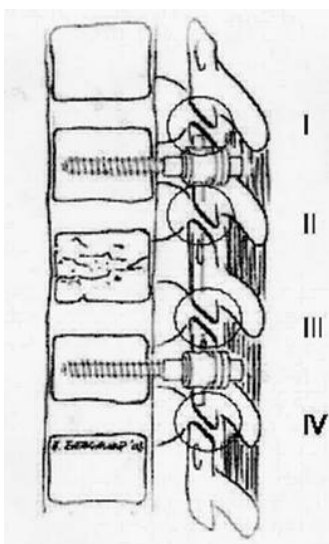


Abbildung 5: Längsschnitt durch eine Wirbelsäule nach bisegmentaler dorsaler Stabilisierung: I) kranial angrenzende, II) proximale transfixierte, III) distale transfixierte, IV) kaudal angrenzende Facettengelenke

Die Gelenke I waren bei 14 Patienten abgebildet, die Gelenke II bei 23 Patienten, die Gelenke III waren bei 22 Patienten und die Gelenke IV bei sechs Patienten auf den CT-Aufnahmen dargestellt.

## 2.2 Methode

### 2.2.1 Darstellung der subchondralen Mineralisierung mit der CT-Osteoabsorptiometrie

Zur Darstellung der subchondralen Mineralisierung der kleinen Wirbelgelenke wurde die Methode der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM, Müller-Gerbl 1989) gewählt. Die CT-Schnitte mit einer Schichtdicke von 3 mm (bei 3 CT-Aufnahmen 2 mm) und transversaler Schichtung wurden mit einem *Somatom Plus 4* (Siemens Medical Solutions, Erlangen, Deutschland) erstellt. Auf einer Workstation (IBM Corporation, White Plains, USA) fand die Weiterbearbeitung mit Hilfe der Software *Analyze 7.5.5* (Biomedical Imaging Resource, Mayo Foundation, Rochester, USA) statt.

Im ersten Schritt wurde durch Editieren der CT-Schnitte innerhalb der Gelenke „exartikuliert“, d.h. die korrespondierenden Gelenkflächen wurden entfernt, um eine Ansicht zu erzeugen, die bestmöglichen Einblick in die Gelenkflächen erlaubt (siehe als Beispiel Abbildung 7a und b). Anschließend wurde durch dreidimensionale Rekonstruktion der editierten Schnitte im Modus „Voxel gradient shading“ ein 3-D-Knochenbild erstellt (Abbildung 7c). Um die thorakolumbalen Gelenkflächen in maximaler Ausdehnung beurteilen zu können, wurde das rekonstruierte Bild durch Angabe bestimmter Achsenwerte in frontale Ansicht für die thorakalen Facettengelenke gebracht und nach links und rechts lateral für die Aufsicht auf die lumbalen Facettengelenke gedreht.

In einem zweiten Editierschritt wurde die subchondrale Lamelle isoliert (Abbildung 7d) und mit Hilfe des Algorithmus „Maximum intensity projection“, der den jeweils dichtesten Wert der subchondralen Knochenlamelle an die Oberfläche projiziert, in der gleichen räumlichen Ausrichtung wie das Knochenbild dreidimensional dargestellt.

Zur besseren Veranschaulichung der subchondralen Mineralisierung erfolgte eine Belegung mit Falschfarben (Abbildung 7e), wobei eine Skala (Abbildung 6) gewählt wurde, bei der Dichtestufen von jeweils 100 Hounsfield Units die gleiche Farbe erhielten. Innerhalb dieser Skala repräsentiert blau Dichtewerte unter 500 HU, in aufsteigender Reihenfolge folgen dann grün, gelb, orange, rot und schwarz, das Dichtewerte über 1300 HU anzeigt.

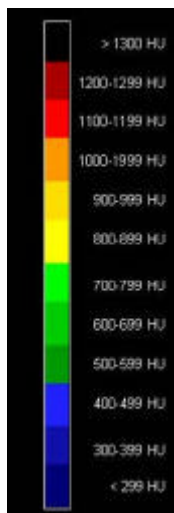


Abbildung 6: Falschfarbenskala mit Zuordnung zu Hounsfield-Werten

Im letzten Schritt wurden die gewonnenen Bilder so übereinander projiziert, dass die kartographische Ansicht der subchondralen Dichte über der „realen“ Gelenkfläche zu liegen kommt und den Knochen im Bereich der Gelenkfläche überdeckt (Abbildung 7f).

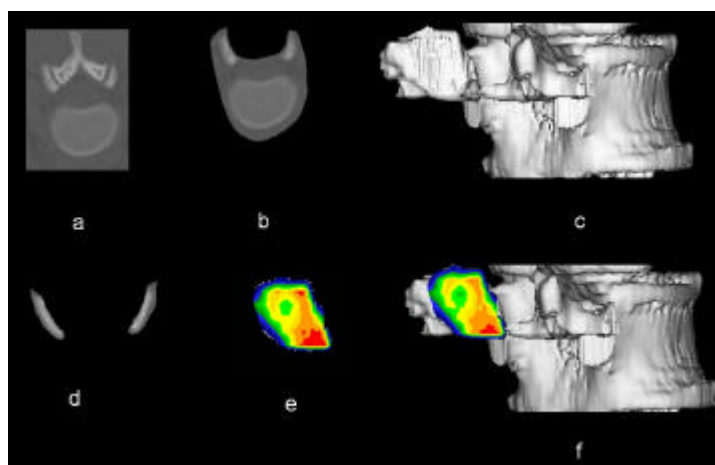


Abbildung 7: a) koronarer CT-Schnitt der Wirbelsäule, b) Trennung der superioren von den inferioren Gelenkflächen, c) dreidimensionale Rekonstruktion des Knochenbildes aus den editierten Einzelschnitten (Ansicht von rechts lateral), d) Isolierung der subchondralen Knochenlamelle, e) dreidimensionale Rekonstruktion der subchondralen Knochenplatte und Belegung mit Falschfarben, f) Übereinanderprojektion zum Densitogramm

Das resultierende Gesamtbild (Densitogramm) zeigt also in dreidimensionaler Darstellung die Verteilung der subchondralen Mineralisierung in den Gelenkflächen der kleinen Wirbelgelenke.

Der beschriebene Arbeitsablauf fand getrennt zur Erstellung von Densitogrammen der superioren und inferioren Gelenkflächen statt und wurde für jeden Patienten an den CT-Aufnahmen vor Metallimplantation und nach Metallexplantation durchgeführt.

### **2.2.2 Auswertung der Densitogramme**

Anschließend erfolgte eine

- qualitative,
- semiquantitative und
- quantitative

Auswertung der erstellten Densitogramme zur Bestimmung von intraindividuellen Unterschieden von Mineralisierungsmuster und -gehalt der kleinen Wirbelgelenke im zeitlichen Verlauf.

#### *2.2.2.1 Qualitative Analyse*

Zuerst wurde das Mineralisierungsmuster der Gelenkflächen visuell beurteilt. Dazu wurden die jeweils korrespondierenden Densitogramme – im Folgenden sollen darunter das Dichtebild vor Fixateurimplantation und das Dichtebild nach Fixateurexplantation verstanden werden – mit Hilfe des Graphik-Programms *CorelDraw9* nebeneinander positioniert und im selben Maßstab vergrößert. Nach Betrachtung und Beschreibung der Mineralisierungsverteilung der einzelnen Gelenkflächen wurden die korrespondierenden Gelenkflächen hinsichtlich der Kriterien Mineralisierungsmuster und -grad miteinander verglichen.

Beim Vergleich des Mineralisierungsmusters wurden folgende Punkte berücksichtigt:

- Verlagerung der Position der Dichtemaxima,
- Auftreten zusätzlicher Dichtemaxima oder
- Auflösung einzelner Dichtemaxima.

Bei der Analyse von Änderungen des Mineralisierungsgrades wurde auf visuell erkennbare Mineralisierungszu- oder -abnahme geachtet. Hierbei erfolgte die Beurteilung einer Mineralisierungsänderung anhand einer Änderung der Falschfarbenverteilung analog der in Abbildung 6 dargestellten Farbskala.

#### *2.2.2.2 Semiquantitative Auswertung*

Als semiquantitative Analyse bezeichnen wir die Messung der Größe der Dichtemaxima der Gelenkflächen.

Um mit dem Begriff „Dichtemaximum“ auch quantitativ arbeiten zu können, war es zunächst nötig, eine exakte und reproduzierbare Definition zu finden. Im Folgenden ist ein

Dichtemaximum daher definiert als die jeweils vier höchsten Dichtestufen der subchondralen Gelenkfläche, entsprechend vier Farbstufen auf der in Abbildung 7 dargestellten Farbskala<sup>1</sup>.

#### *Ermittlung der Flächenausdehnung der Dichtemaxima*

Die Bestimmung der Dichtemaximagröße erfolgte mit Hilfe des Graphikprogramms *CorelDraw9*. Es wurde – angepasst an die Gelenkflächenform – ein Koordinatensystem mit einer Abszisse aus neun und einer Ordinate aus zwölf Einheiten entwickelt. Zum Ausgleich von Größenunterschieden der Gelenkflächen musste diese „Schablone“ linear vergrößer- und verkleinerbar sein. Das Koordinatensystem wurde daher so auf jede Gelenkfläche gelegt, dass die Ränder als Tangenten den kleinstmöglichen Rahmen um die Gelenkfläche bilden (siehe Abbildung 9).

Um Vergleichbarkeit bei der Auswertung der Gelenkflächen beider Körperseiten zu garantieren, wurde immer der gleiche Ausgangspunkt des Koordinatensystems gewählt, und zwar für die superioren Gelenkflächen der mediale kaudale „Eckpunkt“ und für die inferioren Gelenkflächen der mediale kraniale „Eckpunkt“.

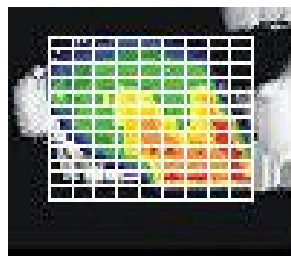


Abbildung 8: Beispiel eines Densitogramms einer superioren Gelenkfläche mit Raster

Dann wurden für jede Gelenkfläche des präoperativen Densitogramms die vier höchsten Dichtestufen ermittelt und die Anzahl der Kästchen, die von diesem Dichtemaximum bzw. von mehreren Dichtemaxima belegt wurden, abgezählt. Für die entsprechende Gelenkfläche des Densitogramms nach Metallentfernung wurden die von den gleichen Dichtestufen ausgefüllten Kästchen bestimmt.

Wenn eine Gelenkfläche nach Metallentfernung ein Dichtemaximum bestehend aus höheren Dichtestufen aufwies, wurde die am präoperativen Dichtebild festgelegte Untergrenze des Dichtemaximums beibehalten, und die zusätzlichen Farbwerte wurden zur Auszählung hinzugenommen, um das Maximum nicht fälschlicherweise zu verkleinern. Falls ein Dichtemaximum nach Metallentfernung eine reduzierte Mineralisierung zeigte, wurde

---

<sup>1</sup> Die den Farbstufen zuzuordnenden Hounsfield-Werte sind ebenfalls der in Abbildung 6 dargestellten Farbskala zu entnehmen.



ebenfalls die präoperativ festgesetzte Untergrenze beibehalten und auf die Einbeziehung niedrigerer Farbwerte verzichtet, um das Maximum nicht fälschlicherweise zu vergrößern.

#### *Berechnung der Größenunterschiede der Dichtemaxima*

Anschließend wurde die Differenz aus den ermittelten Werten gebildet und die prozentuale Veränderung bezogen auf den Ausgangswert berechnet.

Alle Werte wurden tabellarisch erfasst, wobei alle negativen Änderungen als Größenabnahme, alle Änderungen mit positivem Vorzeichen als Größenzunahme und Unterschiede < 5% aufgrund möglicher Mess- und Methodenungenauigkeiten als nicht-signifikante Änderung bewertet wurden.

Nach der semiquantitativen Analyse der erstellten Bilder folgte im nächsten Schritt die quantitative Auswertung. Zur Quantifizierung der Densitogramme wurde für jede Gelenkfläche der Mineralisierungsgehalt der subchondralen Knochenplatte in mg Kalzium pro ml berechnet.

#### *Berechnung der Kalziumkonzentration der subchondralen Knochenplatte*

Hierzu wurde die quantitative CT-OAM (q-CT-OAM) (94) verwendet. Mit Hilfe der Software *Analyze* wurde auf der Workstation jede Gelenkfläche eines Densitogramms virtuell markiert.

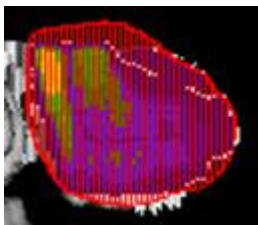


Abbildung 9: Virtuelle Markierung einer Gelenkfläche zur Berechnung der Kalziumkonzentration

Durch eine Messroutine wurde ein Histogramm der Dichtewerte (Hounsfield-Werte) des markierten Bereichs erstellt, in dem die Anzahl der Pixel pro Hounsfield-Wert bestimmt wurde.

Mit Hilfe eines Phantoms bekannter Kalziumkonzentration konnte nach Transfer der Histogramme in das Programm *Excel* durch einen speziell entwickelten Algorithmus jedem Hounsfield-Wert ein Kalziumwert zugeordnet werden und durch Integration der Verteilungskurve aller Hounsfield-Werte der absolute Kalziumgehalt der gesamten Gelenkfläche berechnet werden. Um Vergleichbarkeit der Mineralisierungswerte bei unterschiedlichen Gelenkflächengrößen herzustellen, wurde für jede Gelenkfläche im letzten Schritt durch Einbeziehen der vorher ebenfalls mit Hilfe des Algorithmus berechneten Gelenkflächengröße der Kalziumwert in mg Ca/ml errechnet.

### *Berechnung der Änderung des Mineralisierungsgehaltes*

Analog zur Berechnung von Größenänderungen der Dichtemaxima wurde die Differenz aus präoperativem Kalziumwert und Kalziumwert nach Metallentfernung gebildet. Anschließend wurde der prozentuale Unterschied bezogen auf den präoperativen Kalziumgehalt berechnet.

Die Werte wurden tabellarisch festgehalten, wobei Änderungen mit positivem Vorzeichen als Zunahme des Kalziumgehalts, negative Änderungen als Abnahme des Kalziumgehalts und Unterschiede  $< 5\%$  aufgrund möglicher Methoden- und Messungenauigkeiten als nicht signifikant klassifiziert wurden.

## **2.2.3 Statistische Auswertung der gewonnenen Daten**

### *2.2.3.1 Bestimmung von Konfidenzintervallen für qualitativ, semiquantitativ und quantitativ ermittelte Veränderungen der subchondralen Mineralisierung*

Es wurden Konfidenzintervalle für die berechneten prozentualen Änderungen des visuell bestimmten Mineralisierungsgrades, der Dichtemaximagröße und des Kalziumgehaltes des gesamten Patientensamples sowie der Gruppen A und B ( $\alpha = 0,05$ ) berechnet.

### *2.2.3.2 Bestimmung von Standardabweichung und Mittelwert der quantitativen Daten*

Zuerst wurden Standardabweichung und Mittelwert der Kalziumwerte aller untersuchten Gelenkflächen berechnet, und zwar jeweils für alle präoperativen Kalziumwerte, für alle Kalziumwerte nach Metallentfernung sowie für die Differenzen aus beiden Werten. Anschließend erfolgte die Ermittlung von Standardabweichung und Mittelwert der Kalziumwerte aller Patienten getrennt nach Gelenkflächen I-IV für die präoperativen Kalziumwerte, für die Werte nach Metallentfernung sowie für die Differenz aus beiden Werten. Zuletzt wurden Standardabweichung und Mittelwert der Kalziumwerte pro Patient berechnet.

Analog wurden Standardabweichung und Mittelwert der Summe der Kalziumwerte (präoperativ, nach Metallentfernung und die Differenz beider Werte) getrennt nach Patienten in Gruppe A und Patienten in Gruppe B berechnet. Zusätzlich wurden Standardabweichung und Mittelwert der Kalziumwerte getrennt in Gelenkflächen I-IV, aufgeteilt in Gruppen A und B, ermittelt.

### *2.2.3.3 Ermittlung statistisch signifikanter Unterschiede*

Zur Ermittlung statistisch signifikanter Unterschiede zwischen prä- und postoperativen Kalziumwerten wurden der Wilcoxon-signed-rank-Test, der Kruskal-Wallis-Test und der Mann-Whitney-U-Test durchgeführt.

Der Mann-Whitney-U-Test diente zur Ermittlung statistisch signifikanter Unterschiede zwischen den Patientengruppen A und B.

Zum Vergleich der Gelenkflächensegmente I-IV wurde der Kruskal-Wallis-Test durchgeführt. Wenn statistisch signifikante Unterschiede gefunden wurden, wurde der Wilcoxon signed-rank-Test angewandt, um einzelne Gelenke paarweise miteinander zu vergleichen.

Als Signifikanzniveau wurde  $\alpha = 0,05$  gewählt.

## 3 Ergebnisse

### 3.1 Analyse des Mineralisierungsmusters

#### 3.1.1 *Subchondrales Mineralisierungsmuster der kleinen Wirbelgelenke*

Die visuelle Analyse des Musters der subchondralen Mineralisierung der kleinen Wirbelgelenke erbrachte folgende Resultate:

1. Die Dichtemaxima der inferioren Facettengelenksflächen besitzen eine tropfenförmige Gestalt. Sie gehen in der überwiegenden Zahl der Fälle konzentrisch vom medialen kranialen „Eckpunkt“ der Gelenkfläche aus und erstrecken sich unterschiedlich weit nach lateral und kaudal.

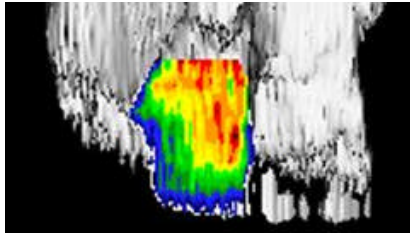


Abbildung 10: Beispiel einer inferioren Facette mit typischem Dichtemaximum

2. In den superioren Facettengelenksflächen gehen die längsovalen Dichtemaxima meist vom medialen kaudalen „Eckpunkt“ der Gelenkfläche aus und reichen in variierender Größenausdehnung nach kranial und lateral.

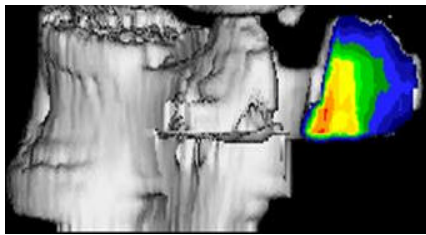


Abbildung 11: Beispiel einer superioren Facette mit typischem Dichtemaximum

#### 3.1.2 *Veränderungen im Mineralisierungsmuster nach Metallentfernung*

Beim Vergleich der Gelenkflächen vor Fixateurimplantation und nach Metallentfernung konnten keine deutlichen Veränderungen im Mineralisierungsmuster, wie z.B. eine Verlagerung der Position der Dichtemaxima beobachtet werden.

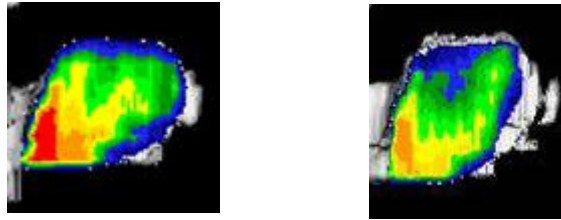


Abbildung 12: subchondrales Mineralisierungsmuster einer superioren Facette vor Fixateurimplantation 2/96 und nach Metallentfernung 12/96

## 3.2 Bestimmung des Mineralisierungsgehaltes

### 3.2.1 Visuelle Analyse der subchondralen Dichte

#### 3.2.1.1 Änderungen des Mineralisierungsgrades

##### *Gelenke kranial der Instrumentierung (I)*

Für die kranial angrenzenden Gelenkflächen ergab sich in 64,0% der ausgewerteten Gelenkflächen eine Abnahme, in 24,0% eine Zunahme und in 12,0% keine visuell erkennbare Änderung des Mineralisierungsgrades.

##### *Kraniale überbrückte Gelenke (II)*

Bei den kranialen überbrückten Gelenken zeigten 65,2% der 92 Gelenkflächen eine Abnahme, 23,9% eine Zunahme und 9,8% keine sichtbare Änderung des Mineralisierungsgrades<sup>1</sup>.

##### *Kaudale transfixierte Gelenke (III)*

In 69,3% der 88 kaudalen überbrückten Gelenkflächen fand sich eine Abnahme des Mineralisierungsgrades, in 25,0% eine Zunahme, und in 4,6% keine Änderung.

##### *Gelenke kaudal der Instrumentierung (IV)*

Kaudal der Instrumentierung zeigte sich in 58,3% eine Abnahme des Mineralisierungsgrades, in 8,3% eine Zunahme und in 29,2% der 24 Gelenkflächen keine sichtbare Änderung des Mineralisierungsgrades.

---

<sup>1</sup> Die bei den prozentual angegebenen Untersuchungsergebnissen zu 100% fehlenden Werte sind bedingt durch den Ausschluss einiger Gelenkflächen aufgrund fehlender technischer Vergleichbarkeit durch arthrotische Veränderungen nach Metallentfernung.

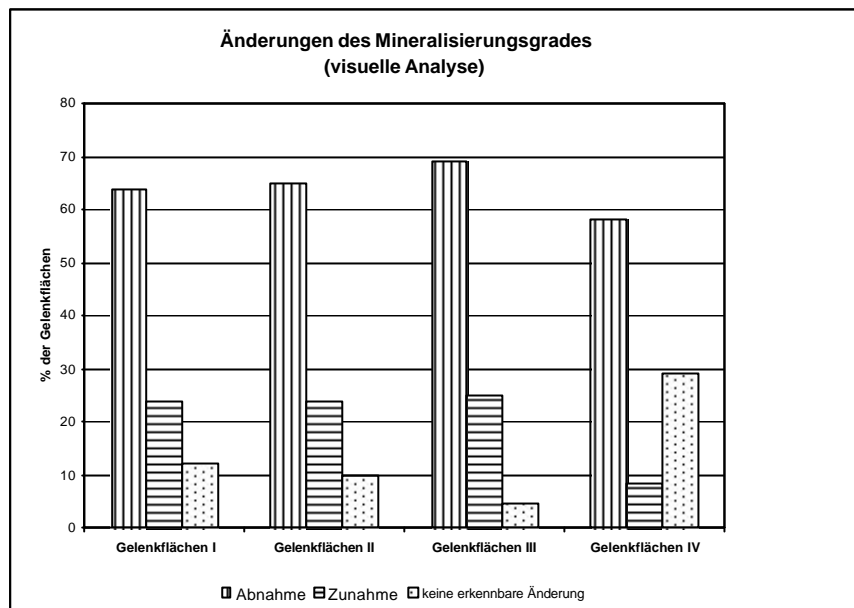


Abbildung 13: Änderungen des Mineralisierungsgrades: Abnahme, Zunahme und keine erkennbare Änderung

### *Resultate der späteren Nachuntersuchungen*

Bei den beiden Patienten mit 3. und 4. CT-Aufnahmen kam es bei 5 der Gelenkflächen I zu einer Zunahme, bei der anderen Hälfte zu keiner deutlichen Änderung des Mineralisierungsgehaltes. In den zwölf Gelenkflächen II zeigte sich in 66,7% eine Zunahme, in 33,3% eine Abnahme des Mineralisierungsgrades. Bei 41,7% der Gelenkflächen III wurde eine Abnahme des Mineralisierungsgrades beobachtet, bei 58,3% eine Zunahme. Die Gelenke IV waren bei den Nachuntersuchungen nicht mit auf den CT-Aufnahmen enthalten und konnten daher nicht bewertet werden.

#### *3.2.1.2 Lokalisation der Änderungen des Mineralisierungsgrades*

##### *Gelenke I*

In 71,9% der Gelenkflächen, bei denen sich eine Reduktion des Mineralisierungsgrades fand, betraf diese Reduktion die gesamte Gelenkfläche. In 15,6% der Gelenkflächen mit abnehmender Mineralisierung fand sich diese ausschließlich in den lateralen Anteilen der Gelenkfläche und bei 12,5% über der gesamten Gelenkfläche mit lateraler Betonung.

Eine Zunahme der Mineralisierung zeigte sich bei 91,7% gleichmäßig über die Gelenkfläche verteilt und bei 8,3% über der gesamten Fläche mit lateral stärkerer Ausprägung als in den übrigen Anteilen.

### *Gelenke II*

Die Abnahme der Mineralisierung betraf zu 60,0% gleichmäßig verteilt die gesamte Gelenkfläche, zu 15,0% nur deren laterale Anteile und zu 25,0% die komplette Gelenkfläche mit lateraler Betonung. Eine gestiegene Mineralisierung fand sich zu 90,9% über der ganzen Gelenkfläche und zu 9,1% über der ganzen Fläche mit lateral besonders ausgeprägter Zunahme.

### *Gelenke III*

Bei den Wirbelgelenken III zeigte sich in 50,8% der Gelenkflächen eine Abnahme der Mineralisierung über der ganzen Gelenkfläche, in 23,0% eine laterale Auflösung und in 26,2% eine Abnahme über der kompletten Gelenkfläche mit stärkerer lateraler Abnahme. Die erhöhte Mineralisierung betraf zu 90,9% die gesamte Fläche und zu 9,1% die ganze Gelenkfläche mit lateraler Betonung.

### *Gelenke IV*

Die Gelenke IV zeigten bei der Mineralisierungsabnahme zu 64,3% eine gleichmäßig verteilte Reduktion. In 21,4% fand sich eine laterale Auflösung der Mineralisierung und in 14,3% eine Abnahme über der gesamten Gelenkfläche mit lateral stärkerer Ausprägung. Bei allen Gelenken mit erhöhter Mineralisierung war diese gleichmäßig über die gesamte Fläche verteilt.

### *Ergebnisse der späteren Nachuntersuchungen*

Bei allen Gelenkflächen I mit weiteren CT-Aufnahmen zeigte sich die Zunahme der subchondralen Mineralisierung über die gesamte Gelenkfläche verteilt.

Bei 50,0% der Gelenkflächen II konnte eine die ganze Gelenkfläche betreffende Mineralisierungszunahme beobachtet werden, bei weiteren 50,0% nahm die Mineralisierung nur im lateralen Part der Flächen zu.

In 80% der Gelenkflächen III mit reduzierter Mineralisierung waren die Gelenkflächen komplett erfasst, in 20% waren nur die lateralen Anteile von der Reduktion betroffen. Bei den Gelenkflächen mit Mineralisierungszunahme fand sich in 71,4% eine gleichmäßig verteilte Erhöhung, in 28,6% eine nur laterale Zunahme der subchondralen Mineralisierung.

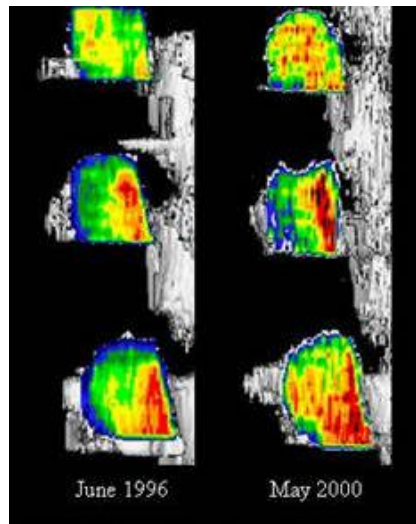


Abbildung 14: Beispiel eines Densitogramms mit Mineralisierungszunahme über der gesamten Gelenkfläche

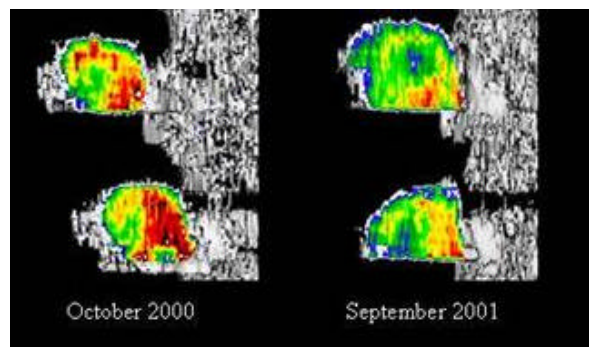


Abbildung 15: Beispiel eines Densitogramms mit reduzierter Mineralisierung über der gesamten Gelenkfläche

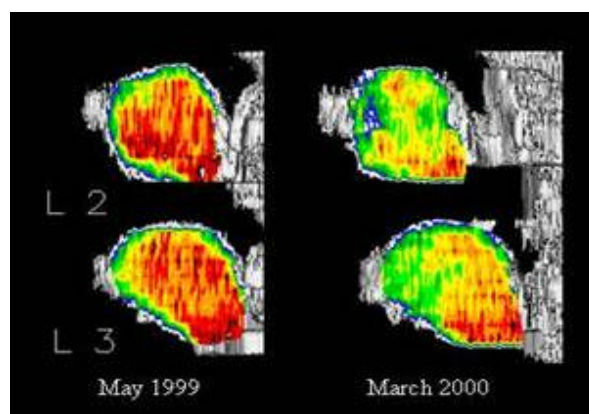


Abbildung 16: Beispiel eines Densitogramms mit lateral betonter Mineralisierungsabnahme



### **3.2.2 Semiquantitative Bestimmung der Dichtemaximagröße**

#### *3.2.2.1 Semiquantitativ ermittelte Dichtemaximagrößenwerte*

Die Werte der semiquantitativ bestimmten Größe der Dichtemaxima für alle untersuchten Gelenkflächen sind im Anhang abgedruckt.

#### *3.2.2.2 Änderungen der Dichtemaximagröße*

##### *Gelenke I*

Bei den 32 Facettengelenken I zeigte sich in 68,75% der Gelenkflächen eine Abnahme der Dichtemaximagröße, in 31,25% eine Zunahme.

##### *Gelenke II*

Die 92 oberen transfixierten Gelenkflächen wiesen in 46,7% eine Abnahme der Dichtemaximaausdehnung auf, in 20,7% eine Zunahme und in 7,6% keine Änderung<sup>1</sup>.

##### *Gelenke III*

Bei den 88 Gelenkflächen III war in 70,5% eine Abnahme, in 19,3% eine Zunahme und in 5,7% keine Veränderung der Dichtemaximagröße auszumachen.

##### *Gelenke IV*

62,5% der acht Gelenkflächen IV zeigten eine Abnahme der Maximagröße und 37,5% eine nicht signifikante Änderung.

---

<sup>1</sup> Aufgrund möglicher Mess- und Methodenungenauigkeiten wurden hier und in den folgenden Kapiteln Veränderungen zwischen prä- und postoperativem Kalziumwert unter 5% als nicht-signifikante Änderungen (keine Änderungen) gewertet.

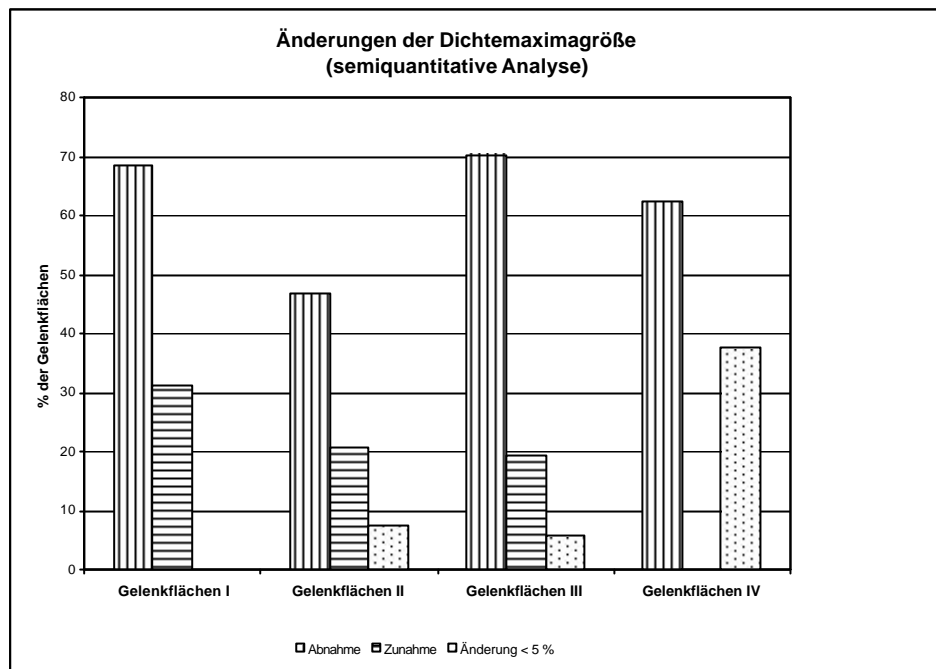


Abbildung 17: Änderungen der Dichtemaximagröße: Abnahme, Zunahme und Änderung < 5%

### *Ergebnisse der späteren Nachuntersuchungen*

Bei 25,0% der Gelenkflächen I zeigt sich in den weiteren Nachuntersuchungen eine Abnahme der Dichtemaximagröße, in 75,0% eine Zunahme.

Bei 80,0% der Gelenkflächen II fanden sich Dichtemaxima mit größerer Ausdehnung, in 20,0% kleinere Dichtemaxima.

Von den Gelenkflächen III wiesen 30,8% eine Maximagrößenreduktion, 69,2% eine Steigerung der Dichtemaximagröße auf.

### **3.2.3 Quantitative Bestimmung des Mineralisierungsgehalts in mg Ca/ml**

#### *3.2.3.1 Subchondraler Mineralisierungsgehalt der kleinen Wirbelgelenke in mg Ca/ml*

Die aus den Densitogrammen errechneten Kalziumwerte aller Patienten sowie die prozentuale Differenz der prä- und postoperativen Werte sind im Anhang aufgelistet.

### 3.2.3.2 Änderungen des subchondralen Mineralisierungsgehaltes in mg Ca/ml

#### Gelenke I

In 50,0% der Gelenkflächen kranial der Instrumentierung zeigte sich eine Abnahme, in 18,2% eine Zunahme und in 31,8% keine signifikante Änderung des relativen Kalziumgehaltes.

#### Gelenke II

51,1% der Gelenkflächen II wiesen einen reduzierten, 22,8% einen erhöhten und 21,7% keinen veränderten Mineralisierungsgehalt auf.

#### Gelenke III

Bei den Facettengelenksflächen III ergab sich in 44,3% eine Abnahme, in 18,2% eine Zunahme und in 31,8% keine Änderung des Kalziumwertes.

#### Gelenke IV

Bei den kaudal angrenzenden Facettengelenkflächen wurde in 25,0% eine Abnahme des Mineralisierungsgehaltes, in 10,0% eine Zunahme und in 65,0% eine nicht-signifikante Änderung beobachtet.

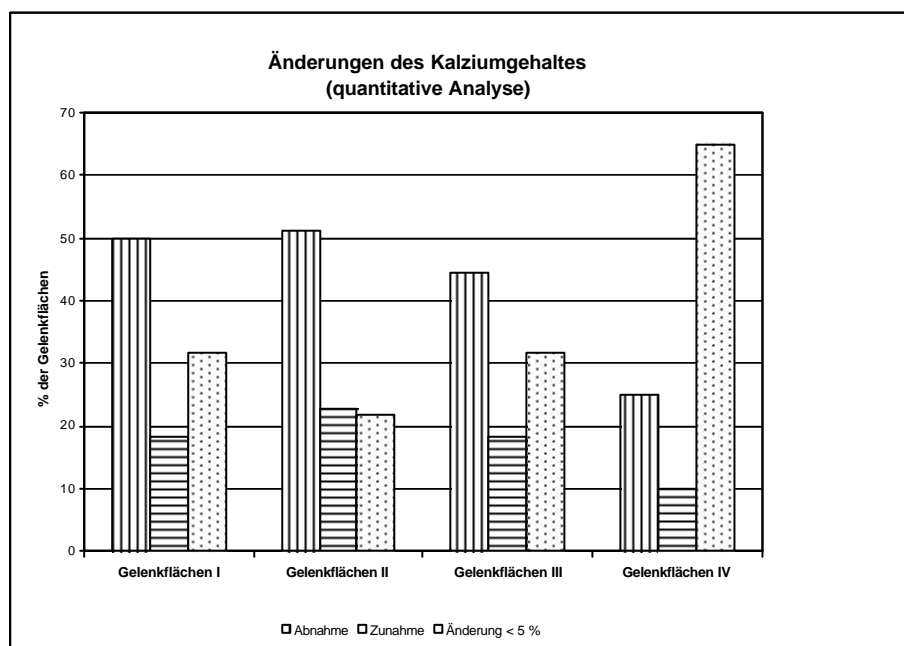


Abbildung 18: Änderung des subchondralen Mineralisierungsgehaltes in mg Ca/ml: Abnahme, Zunahme und Änderung < 5%

#### Ergebnisse der weiteren Nachuntersuchungen

Bei allen sechs Gelenkflächen kranial der Instrumentierung fand sich ein im Vergleich zum präoperativen Ausgangswert erhöhter Kalziumgehalt.

Von zwölf Gelenkflächen II weisen 16,7% einen reduzierten, 58,3% einen erhöhten und 25,0% einen nicht signifikant veränderten Mineralisierungsgehalt auf.

Bei zwölf Gelenkflächen III wurden in 16,7% ein erniedrigter, in 50,0% ein gesteigener und in 33,3% ein nicht signifikant veränderter Kalziumwert registriert.

### 3.3 Ergebnisse getrennt nach Gruppen A und B

#### 3.3.1.1 Veränderungen des visuell analysierten Mineralisierungsgrades

Veränderungen des visuell analysierten Mineralisierungsgrades für die Patientengruppen A und B sind in Tabelle 2 dargestellt.

Gelenkflächen Visuell analysierter Mineralisierungsgrad	I		II		III		IV	
	Gruppe A	Gruppe B	Gruppe A	Gruppe B	Gruppe A	Gruppe B	Gruppe A	Gruppe B
Abnahme	84,4	16,7	83,3	23,8	90,9	59,1	66,7	50,0
Zunahme	9,4	45,8	12,5	50,0	9,1	38,6	8,3	12,5
Änderung < 5%	6,2	37,5	4,2	26,2		2,3	25,0	37,5

Tabelle 2: Veränderungen des visuell analysierten Mineralisierungsgrades getrennt nach Gruppen A und B (Angaben in % der Gelenkflächen)

#### 3.3.1.2 Veränderungen der Dichtemaximagröße

Die Resultate der Veränderungen der semiquantitativ ermittelten Dichtemaximagröße zeigt Tabelle 3.

Gelenkflächen	I		II		III		IV	
	Gruppe A	Gruppe B	Gruppe A	Gruppe B	Gruppe A	Gruppe B	Gruppe A	Gruppe B
Abnahme	75,0	33,33	83,6	31,1	88,0	47,4	50,0	75,0
Zunahme	25,0	58,33	9,1	55,6	8,0	47,4	50,0	
Änderung < 5%		8,33	7,3	13,3	4,0	5,2		25,0

Tabelle 3: Veränderungen der Dichtemaximagröße getrennt nach Gruppen A und B (Angaben in % der Gelenkflächen)

#### 3.3.1.3 Veränderungen des quantitativ ermittelten Kalziumgehaltes

Die Ergebnisse von Veränderungen der berechneten subchondralen Kalziumkonzentration für die beiden Patientengruppen A und B präsentiert Tabelle 4.

Gelenkflächen	I		II		III		IV	
	Gruppe A	Gruppe B	Gruppe A	Gruppe B	Gruppe A	Gruppe B	Gruppe A	Gruppe B
Abnahme	61,76	6,25	66,07	25,58	64,15	23,68	25	25
Zunahme	8,82	68,75	14,29	37,21	11,32	36,84	0	25
Änderung < 5%	29,41	25	19,64	37,21	24,52	39,47	75	50

Tabelle 4: Veränderungen der Kalziumkonzentration in mg Ca/ml getrennt nach Gruppen A und B (Angaben in % der Gelenkflächen)

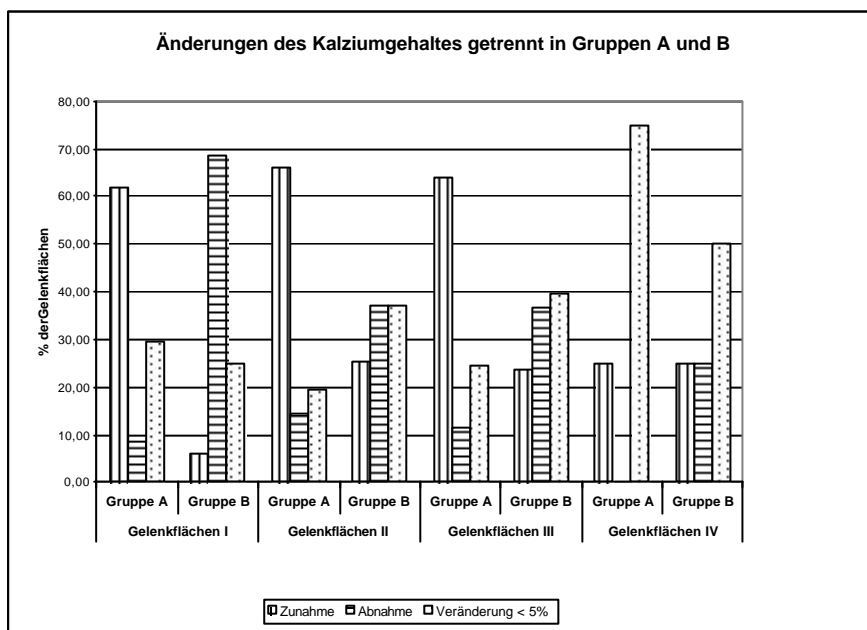


Abbildung 19: Änderung des subchondralen Mineralisierungsgehaltes in mg Ca/ml getrennt nach Gruppen A und B: Abnahme, Zunahme und Änderung < 5%

### 3.4 Verlauf der subchondralen Mineralisierung

Die Patienten, die drei- bzw. viermal gescannt wurden, wiesen bei den späteren Nachuntersuchungen in der überwiegenden Zahl der Gelenkflächen eine im Vergleich zur Voruntersuchung jeweils gestiegene Mineralisierung auf.

Der Patient mit dritter CT-Untersuchung 17 Monate nach Fixateurentfernung zeigte bereits bei den zweiten CT-Scans sechs Monate nach Metallentfernung einen Anstieg der subchondralen Dichte der kleinen Wirbelgelenke, der zum Zeitpunkt der dritten Aufnahmen noch ausgeprägter war. Beim zweiten Patienten fanden wir bei der ersten Follow-up-Untersuchung 3 Tage nach Fixateurentfernung eine im Vergleich zum präoperativen

Ausgangswert gesunkene Mineralisierung, erst bei den dritten und vierten CT-Scans nach acht und 23 Monaten zeigte sich ein Anstieg der subchondralen Dichte.

## **3.5 Ergebnisse der statistischen Auswertung**

### **3.5.1 Konfidenzintervalle**

Die errechneten Konfidenzintervalle der durch visuelle, semiquantitative und quantitative Analyse ermittelten prozentualen Mineralisierungsveränderungen sind im Anhang dargestellt.

### **3.5.2 Berechnung von Standardabweichung und Mittelwert**

Standardabweichung und Mittelwert

- der Kalziumwerte aller Patienten aufgeschlüsselt in Gelenkflächen I-IV,
- der Kalziumwerte pro Patient,
- der Kalziumwerte aller untersuchten Gelenkflächen getrennt nach Gruppen A und B und
- der Kalziumwerte aller Patienten getrennt in Gelenkflächen I-IV und Gruppen A und B

sind im Anhang abgedruckt.

### **3.5.3 Vergleich der prä- und postoperativen Kalziumwerte des gesamten Patientensample**

Für die Gesamtheit aller untersuchten Patienten zeigten sich statistisch signifikante Unterschiede zwischen prä- und postoperativen Kalziumwerten ( $p < 0,001$ ). Eine Abnahme der Mineralisierung wurde signifikant häufiger gefunden als eine Mineralisierungszunahme ( $p < 0,001$ ; Wilcoxon-Test).

### **3.5.4 Vergleich der Gruppen A und B**

Die getrennte Analyse der Gruppen A und B erbrachte signifikante Unterschiede zwischen beiden Gruppen ( $p < 0,001$ , Mann-Whitney-U-Test).

Die mittlere Differenz aus prä- und postoperativen Kalziumwerten war  $-51,2$  mg Ca/ml in Gruppe A und  $+68,0$  mg Ca/ml in Gruppe B, d.h. im Mittel trat in Gruppe A eine Mineralisierungsabnahme auf, in Gruppe B eine Mineralisierungszunahme. In Gruppe A wurde eine Abnahme der quantitativ berechneten Mineralisierung in 61,3% und eine Zunahme der Mineralisierung in 11,0% der Gelenkflächen gefunden, während in Gruppe B

21,9% der Gelenkflächen eine Abnahme und 41,0% eine Zunahme der Mineralisierung aufwiesen.

### **3.5.5 Vergleich der untersuchten Gelenke I-IV**

In Gruppe A konnten wir keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen an die Instrumentierung angrenzenden und transfixierten Gelenken, zwischen kranial und kaudal angrenzenden sowie innerhalb der kranialen und kaudalen transfixierten Gelenke finden ( $p = 0,156$ , Kruskal-Wallis-Test).

In Gruppe B zeigte sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Gelenken I-IV ( $p = 0,004$ , Kruskal-Wallis-Test). Die differenzierende Untersuchung durch den Wilcoxon-Test ergab, dass die kranial angrenzenden Wirbelgelenke eine signifikant höhere Mineralisierungszunahme als die transfixierten Gelenke aufwiesen ( $p = 0,030$ ). Zwischen den übrigen Segmenten konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede eruiert werden.

## **3.6 Zusammenfassung der Ergebnisse**

1. Die Stellen höchster Mineralisierung befinden sich in den inferioren Gelenkflächen medial kranial, in den superioren Gelenkflächen in den medialen kaudalen Anteilen.
2. Dieses typische Mineralisierungsmuster der Zwischenwirbelgelenke wurde bei der Untersuchung der Gelenke nach Metallentfernung unverändert vorgefunden.
3. Die Ergebnisse der visuellen, semiquantitativen und quantitativen Analyse des subchondralen Mineralisierungsgehaltes korrelieren positiv.
4. Die Untersuchung des gesamten Patientensample ergab statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Kalziumwerten vor Fixateurimplantation und den Kalziumwerten nach Metallentfernung. Eine Abnahme des subchondralen Mineralisierungsgehaltes wurde signifikant häufiger gefunden als eine Mineralisierungszunahme.
5. Diese Veränderungen der subchondralen Dichte ereigneten sich bei der überwiegenden Zahl der Gelenkflächen gleichmäßig über der gesamten Gelenkfläche. Daneben waren bei etwa einem Drittel der Gelenkflächen vor allem die lateralen Anteile von einer Dichtezu- oder -abnahme betroffen.

6. Zwischen den Gruppen A (2. CT durchschnittlich 7,3 Tage nach Metallentfernung) und B (2. CT durchschnittlich 17 Monate nach Metallentfernung) bestanden signifikante Unterschiede. In Gruppe A, in der der Kalziumgehalt im Mittel um 52,2 mg Ca/ml abnahm, wurde häufiger eine Mineralisierungsabnahme der Gelenkflächen als eine -zunahme gefunden. In Gruppe B zeigten mehr Gelenkflächen eine Zunahme der Mineralisierung als eine Abnahme und der Kalziumgehalt stieg im Mittel um 68,0 mg/ml an.
7. Beide Patienten mit zusätzlichen, späteren CT-Untersuchungen wiesen im Verlauf nach Metallentfernung einen kontinuierlichen Anstieg der Mineralisierung in der Mehrzahl der untersuchten Gelenkflächen auf.
8. In Gruppe A gab es keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen untersuchten Bewegungssegmenten. In Gruppe B zeigten die kranial an die Instrumentierung angrenzenden Wirbelgelenke eine signifikant höhere Mineralisierungszunahme als die transfixierten Gelenke.



---

## 4 Diskussion

### 4.1 Diskussion des Materials

Die von uns untersuchten Patienten waren zu 65% männlich, ihr Durchschnittsalter bei Verletzung betrug 36 Jahre und LWK1 war der am häufigsten von einer Verletzung betroffene Wirbelkörper. Unsere Patientenauswahl repräsentiert deshalb die von BÜHREN (12), EGGERS und STAHLBRECHER (31) und KNOP et al. (59) beschriebene epidemiologische Verteilung von Wirbelsäulenverletzungen in Bezug auf Alter und Geschlecht der Patienten und Lokalisation der Verletzung in hervorragender Weise.

In der in Kapitel 1.4.2.2 bereits erwähnten multizentrischen Studie der Arbeitsgruppe „Wirbelsäule“ wurden bei 682 Patienten 64,9% Kompressionsverletzungen (Typ A), 19,9% Distraktionsverletzungen (Typ B) und 15,2% Rotationsverletzungen (Typ C) erfasst, über die Hälfte aller Patienten erlitt einen Berstungsbruch A3 (59). Bei unserem Patientengut wurde in 56,52% eine Typ-A-Fraktur diagnostiziert, in 21,74% eine Typ-B-Fraktur und in weiteren 21,74% eine Typ-C-Fraktur, 13 von 23 Patienten wurden wegen einer A3-Fraktur operiert. Daher können wir festhalten, dass auch die durchschnittliche Verteilung der unterschiedlichen Frakturtypen in der Bevölkerung von unserer Patientenauswahl widerspiegelt wird und unsere Ergebnisse somit von einer kleinen Patientengruppe auf ein größeres Kollektiv übertragen werden können.

Nach MÜLLER-GERBL (88) stellen CT-Bilder mit geringer Schichtdicke die Grundvoraussetzung für die Anwendbarkeit der CT-OAM dar. Da die CT-Aufnahmen der von uns retrospektiv untersuchten Patienten für die klinische Diagnostik bereits mit einer Schichtdicke von 3 mm erstellt wurden, konnte mit diesem bereits bestehenden Material gearbeitet werden, ohne die Patienten erneut einer Strahlenbelastung aussetzen zu müssen.

Allerdings mussten wir dadurch in Kauf nehmen, dass nicht bei allen 23 Patienten alle für unsere Studie relevanten Gelenke komplett auf den Aufnahmen nach Metallentfernung erfasst waren. Die präsentierten, eindeutigen Ergebnisse und deren statistische Auswertung belegen jedoch, dass die Anzahl der miteinander verglichenen Gelenkflächenpaare – 56 kranial der Stabilisierung gelegene Gelenkflächenpaare, je 92 proximale und distale transfixierte Gelenkflächenpaare und 24 Gelenkflächenpaare kaudal der Instrumentierung – trotz dieser Einschränkung für eine repräsentative Untersuchung und Darstellung der in den verschiedenen Bewegungssegmenten stattfindenden Veränderungen ausreichend groß war.

### 4.2 Diskussion der Methode

Im Gegensatz zu biomechanischen Experimenten, die mit Hilfe von anatomischen Präparaten nur den untersuchten Augenblick darstellen, ermöglicht es die CT-OAM erstmalig, die

„loading history“ eines Gelenks am Lebenden abzubilden, da – in Anlehnung an die Arbeiten von PAUWELS (104) und KUMMER (65) – die Langzeitbeanspruchung eines Gelenks von Muster und Gehalt der subchondralen Mineralisierung abgeleitet werden kann.

Die physikalischen Grundlagen und die Validität der Methode wurden von MÜLLER-GERBL (88;91) ausführlich beschrieben. Sie konnte zeigen, dass die CT-OAM die gleichen Ergebnisse wie die Röntgendensitometrie erzielt, jedoch ist die CT-OAM in vivo anwendbar, nicht invasiv und erlaubt durch die Möglichkeit zur dreidimensionalen Rekonstruktion einen Vergleich der subchondralen Mineralisierungsmuster von Gelenkflächen.

Weitere Vorteile der Methode sind breite Anwendungsmöglichkeiten in der klinischen Forschung durch eine hohe Verfügbarkeit von Computertomographen, zudem ein nur geringer Diskomfort für die Patienten. Nachteilig sind allerdings die sehr zeitaufwendige Durchführung der CT-osteosorptiometrischen Untersuchungen und die durch die Computertomographie verursachte Strahlenbelastung für den Patienten<sup>1</sup>.

Bisher wurde die CT-OAM hauptsächlich für die Untersuchung der großen Gelenke des Körpers angewandt. Die Editierung der kleinen Wirbelgelenke für unsere Studie war technisch anspruchsvoll, jedoch in den meisten Fällen ausgezeichnet möglich. Durch Bearbeitung einiger Wirbelsäulenpräparate mit der CT-OAM wurde der Vorgang des Editierens der CT-Schnitte vor Anwendung der Methode für unsere Untersuchung trainiert, um methodische Anfangsfehler zu vermeiden.

Da es bei einigen wenigen Gelenkflächen aufgrund erheblicher arthrotischer Veränderungen nach Metallentfernung sehr schwierig war, den Gelenkspalt eindeutig zu identifizieren, wurden die betroffenen Gelenkflächen von der Auswertung ausgeschlossen.

Die visuelle Analyse der Densitogramme ist, wie weiter oben bereits erwähnt, stark vom untersuchenden Betrachter abhängig. Aus diesem Grund wählten wir zusätzlich semiquantitative and quantitative Analysemethoden, um verlässliche, vom Untersucher unabhängige Ergebnisse zu gewährleisten. Kapitel 3 zeigt, dass die durch semiquantitative und quantitative Technik gewonnen Ergebnisse positiv mit den Resultaten der visuellen Auswertung korrelieren. Die Differenzen zwischen visuell analysierten und berechneten Mineralisierungsänderungen resultieren aus dem Fakt, dass wir eine Zu- bzw. Abnahme des Kalziumgehaltes unter 5% beim quantitativ ermittelten Kalziumgehalt aufgrund von Methoden- und Messungenauigkeiten nicht als Änderung werteten. Bei der visuellen Analyse wurde jedoch jede sichtbare Alteration gewertet, da es nicht möglich war, mit dem Auge zwischen Veränderungen größer oder kleiner 5% zu differenzieren. Eine weitere Aufschlüsselung dieser geringen Kalziumwertveränderungen unter 5% in Zu- oder Abnahme

---

<sup>1</sup> Dieser negative Aspekt entfällt, wenn wie bei unserer Studie bereits CT-Aufnahmen zur klinischen Diagnostik und Verlaufskontrolle durchgeführt wurden und daher keine zusätzlichen Untersuchungen nötig sind.

zeigte, dass die Auswertung mit der qCT-OAM dieselben Trends bei Mineralisierungszu- oder -abnahme wie die visuelle Analyse der Densitogramme ergab. Abschließend können wir daher eine große Reliabilität der von uns gewählten Methoden feststellen.

## **4.3 Diskussion der Ergebnisse**

### ***4.3.1 Mineralisierungsmuster und Lastübertragung***

Die Facettengelenke sind verantwortlich für einen großen Anteil der Kraftübertragung innerhalb der Wirbelsäule (1;77). Der Transfer der Kräfte von einer Gelenkfläche zur anderen findet in bestimmten Arealen der Gelenkflächen statt.

Die gefundenen Dichtemaxima im medialen kaudalen Anteil der superioren Facetten und im medialen kranialen Anteil der inferioren Facetten entsprechen den von MÜLLER-GERBL beschriebenen, im anterioren medialen Teil der Gelenkflächen gelegenen Stellen höchster Dichte (88). Diese Areale höchster Dichte repräsentieren die Zonen regelmäßigen Kontaktes unter Belastung.

PUTZ und MÜLLER-GERBL (111) konnten zeigen, dass der hohe Mineralisierungsgrad im medialen Teil der lumbalen Facettengelenke durch die Anpassung an die eher statische Beanspruchung der medialen Gelenkfläche bei der Aufnahme der nach ventral gerichteten Scherkräften erklärt werden kann, während der laterale Anteil durch Biegebeanspruchungen wie bspw. bei der Limitation von Rotationsbewegungen beansprucht wird.

Da wir nach Metallentfernung keine größeren Veränderungen in der Position der Dichtemaxima finden konnten, gehen wir davon aus, dass die dorsale Stabilisierung keine nennenswerten Veränderungen hinsichtlich der Lokalisation und Richtung des Hauptanteils des Lasttransfers innerhalb der kleinen Wirbelgelenke verursacht.

### ***4.3.2 Mineralisierungsgehalt und längerfristige Beanspruchung***

Im Gegensatz zum Mineralisierungsmuster ergaben sich in unserer Studie bei der Analyse des Mineralisierungsgehaltes der gesamten Gelenkfläche signifikante Veränderungen nach Metallentfernung.

In der Literatur sind Veränderungen von biomechanischen Parametern und radiologischen Befunden nach dorsaler Instrumentierung insbesondere für das Segment oberhalb einer Fusion bzw. Instrumentierung beschrieben.

BASTIAN et al. (8) und LANGE et al. (70), die sich in biomechanischen Experimenten ausführlich mit dem Einfluss einer Spondylodese auf die angrenzenden Wirbelgelenke befassten, konnten an Wirbelsäulenpräparaten Hinweise für eine Überlastung der an die

Stabilisierung angrenzenden Segmente finden, die ihrer Ansicht nach durch Änderungen der Wirbelsäulenkinematik und -elastizität verursacht werden. Nach bisegmentaler Instrumentierung berichteten sie über signifikant größere Bewegungsausschläge (signifikante Zunahme der Beweglichkeit in Flexion und Extension) und höhere intraartikuläre Druckwerte (bei Seitneigung nach links, Flexion und Extension) in den kranial angrenzenden Wirbelgelenken. Nach Meinung der Autoren kann dies als Hinweis auf eine Umverteilung der wirkenden Kräfte angesehen werden, die zu einer Fehl- und/oder Mehrbelastung benachbarter Segmente nach dorsaler Fusion führen. LANGE et al. führen an: *„Die bei unseren Untersuchungen gemessenen größeren Bewegungsausschläge in Flexion und Extension im kranial an die Osteosynthese angrenzenden Bewegungssegment sind klinisch bedeutsam: Einmal sind Flexion und Extension die häufigsten Bewegungen im täglichen Leben [...]. Außerdem sind größere Bewegungsausschläge [...] ein möglicher Befund, der häufigere Arthrosen, Instabilitäten, Spinalkanalstenosen und nicht zuletzt auch Schmerzen in diesem Bereich erklären könnte“* (70).

WHITE und PANJABI (141) gaben an, dass die Segmente ober- und unterhalb einer Region hoher Steifigkeit mobiler sind, mehr degenerative Veränderungen aufweisen, eine höhere Inzidenz an Instabilitäten und Spinalstenosen besitzen und stärker beansprucht sind als die nicht-fusionierten Segmente. Auch weitere Studien von ROLANDER (118) und YANG (148) gelangten zu dem Ergebnis eines erhöhten Stressniveaus im Segment oberhalb der Fusion.

DEKUTOSKI et al. (21), die in-vivo- und in-vitro-Veränderungen nach lumbaler Fusion bei Hunden verglichen, konnten zeigen, dass zwölf Wochen nach einer Fusion ein Anstieg der Beweglichkeit in den angrenzenden Segmenten während physiologischer Routinebewegungen auftrat. Auch AXELSSON et al. (5) und STOKES et al. (130) berichten über ansteigende Mobilität der angrenzenden Segmente.

NAGATA et al. (96) führten eine thorakolumbale Fixation an vier Kaninchenwirbelsäulen durch und untersuchten Veränderungen der Facettengelenksbeanspruchung in den Segmenten ober- und unterhalb der Instrumentierung. Die Autoren fanden eine erhöhte Beanspruchung der Facettengelenke mit einer Konzentration der Belastung in den angrenzenden Segmenten, die weiter von der Fusion entfernt wieder abnahm.

LEE und LANGRANA (72), die die Auswirkungen einer Fusion an menschlichen Wirbelsäulenpräparaten untersuchten und anschließend die Daten mit einem mathematischen Modell analysierten, beschrieben ebenfalls einen Anstieg der Beweglichkeit und Belastung im an die Fusion angrenzenden Segment. Sie wiesen dabei im biomechanischen Versuch an frischen Wirbelsäulenpräparaten (72) sowie im mathematischen Modell (71) nach, dass die dorsale Stabilisierung unter den verschiedenen Vorgehensweisen<sup>1</sup> die größte nachteilige Belastung vor allem für die Facettengelenke verursacht, die von LEE und LANGRANA als

---

<sup>1</sup> d.h. anteriore, posteriore und bilaterale Instrumentierung

„most vulnerable to the adverse effects“ bezeichnet wurden (72). Die Ursache liegt nach Meinung der Autoren darin, dass bei der dorsalen Fusion aufgrund der erhöhten Steifigkeit des fusionierten Segments und der Verlagerung des Rotationsmittelpunktes nach dorsal und kranial zusätzliche Spannungen auf das oberhalb der Fusion liegende Segment einwirken.

WEINHOFFER et al. (140) konnten in einer biomechanischen Untersuchung an Wirbelsäulenpräparaten eine Zunahme des intradiskalen Drucks in den Segmenten über einer Fusion finden. Sie erklären dieses Resultat dadurch, dass die angrenzenden Segmente Kräfte von den instrumentierten Segmenten übernehmen, da durch die Mobilitätseinschränkung innerhalb der ruhiggestellten Segmente auch deren Fähigkeit zur Kräfteaufnahme reduziert ist. Auch CUNNINGHAM et al. (20), die elf Wirbelsäulenpräparate untersuchten, fanden nach Instrumentierung einen Anstieg des Bandscheibendrucks um 45% bei den proximalen Disci, während er in den überbrückten Bandscheiben um 41-55% abnahm.

Studien von AOTA (4), LEHMANN (74) und SCHULITZ (124) an Röntgenbildern belegen, dass es vor allem im kranial an die Instrumentierung angrenzenden Segment vermehrt zur Entstehung von Arthrosen und Instabilitäten kommt. Zu diesem Ergebnis gelangen auch STÜRMER et al., die die Schmerzen vieler Patienten auf Instabilitäten und Arthrose der kleinen Wirbelgelenke zurückführen, die sich bei ihren Untersuchungen auf Computertomographie-Aufnahmen zeigten (131)<sup>1</sup>.

In einer klinischen Studie von FRYMOYER et al. (34) war die Gesamtbeweglichkeit der Wirbelsäule bei fusionierten Patienten niedriger als bei Patienten ohne Fusion von Wirbelsäuleabschnitten, die fusionierten Patienten wiesen jedoch einen signifikanten, kompensatorischen Anstieg der Beweglichkeit im Segment oberhalb der Fusion auf. FRYMOYER stimmt mit verschiedenen Autoren darin überein, dass eine Fusion neuen Stress auf die Bewegungssegmente über einer Fusion ausübt, da es die Tendenz gibt, dass die Beweglichkeit vom operierten Segment auf die angrenzenden Segmente übertragen wird, um den Mobilitätsverlust innerhalb der Stabilisierung durch die benachbarten, unfusionierten Segmente zu kompensieren.

Im Gegensatz zu den zitierten Studien fanden wir eine Abnahme der Mineralisierung bei annähernd zwei Drittel der transfixierten und auch der an die Instrumentierung angrenzenden kleinen Wirbelgelenke der untersuchten Patienten mit kurzem Zeitintervall zwischen Fixateurentfernung und zweiter CT-Untersuchung. In Gruppe A, in der die zweite CT-Untersuchung durchschnittlich 7,3 Tage nach Metallentfernung durchgeführt wurde, nahm der Kalziumgehalt im Mittel um 52,2 mg Ca/ml ab.

---

<sup>1</sup> Die Mehrzahl der genannten Autoren konkludiert allerdings, dass der radiologische Befund nicht immer mit den subjektiven Beschwerdeangaben der Patienten korrelieren muss.

Da aufgrund der in 1.2.3 geschilderten Zusammenhänge aus einer Dichtezunahme des subchondralen Knochens eine Erhöhung der Beanspruchung abgeleitet werden kann (51;81), während eine Dichteabnahme von Knochensubstanz eine Reduktion der Beanspruchung anzeigt (26;48), spiegelt die von uns gefundene Mineralisierungsreduktion eine verringerte Beanspruchung der überbrückten und der benachbarten Wirbelgelenke wider.

Dieses Resultat steht damit eindeutig im Widerspruch zu den oben erwähnten Untersuchungen, die alle über eine höhere Beanspruchung der angrenzenden Wirbelgelenke nach dorsaler Instrumentierung berichten.

Wir nehmen an, dass die reduzierte Mineralisierung der transfixierten und angrenzenden Wirbelgelenke durch eine allgemein verminderte physische Aktivität der Mehrzahl der Patienten aufgrund von Schmerzen und eingeschränkten Bewegungsmöglichkeiten bis zur Metallentfernung erklärt werden kann. Die von uns aufgestellte Hypothese der verminderten körperlichen Belastung und daraus resultierenden Demineralisierung stimmt auch mit den Beobachtungen von MÜLLER-GERBL et al. (85) an anderen Gelenken des Körpers überein. Die Autoren konnten beispielsweise zeigen, dass bei Patienten mit Korrekturosteotomie des Kniegelenks die subchondrale Knochendichte des Tibiaplateaus ein Jahr nach Operation aufgrund der postoperativen Immobilisierung im Vergleich zum Ausgangswert gesunken war. In einer Studie von ECKSTEIN et al. (29) zeigte sich bei einer 33-jährigen Patientin, die im Alter von vier Jahren an Poliomyelitis erkrankt war und im linken Bein an merklicher Muskelatrophie litt, eine eindeutig schwächere Mineralisierung der linken Patella im Vergleich zum gesunden rechten Bein.

Die besonders in den lateralen Gelenkabschnitten reduzierte Mineralisierung, die bei 12-26% der Gelenkflächen mit gesunkener subchondraler Dichte zum Zeitpunkt der Metallentfernung gefunden wurde, spiegelt eine reduzierte Belastung dieser lateralen Gelenkflächenanteile wider und könnte dadurch verursacht sein, dass einige Patienten bei allgemeiner Mobilitätseinschränkung besonders Rotationsbewegungen – evtl. aufgrund dabei besonders ausgeprägter Schmerzen – nur äußerst restriktiv durchführen.

Einige Studien stützen unsere Resultate einer reduzierten Mineralisierung. LEFERINK et al. (73) wiesen Immobilität im betroffenen Segment und einen Verlust der Beweglichkeit im angrenzenden Segment von mehr als 50% auf Röntgenaufnahmen in Flexion und Extension bei Patienten nach dorsaler Spondylodese nach. LINDSEY et al. (76) beobachteten ebenfalls in einer radiologischen Studie, die sie zur Untersuchung der residuellen, intersegmentalen Mobilität in den angrenzenden, nicht betroffenen Segmenten an 82 Patienten mit thorakolumbalen Frakturen nach limitierter dorsaler Stabilisierung durchführten, dass das direkt oberhalb an den verletzten Wirbelkörper angrenzende Bewegungssegment ein Jahr nach Fixateurentfernung weniger beweglich als normal war, da es dort zu einer Ankylosierung kam, auch wenn ursprünglich keine Fusion intendiert war. Auch ROHLMANN

et al. (116) fanden in einer Finite-element-Studie keinen Effekt der Instrumentierung auf das Segment oberhalb und nur minimale Effekte auf das unterhalb des Fixateurs.

Patienten mit längerem Intervall zwischen Fixateurentfernung und zweiten CT-Aufnahmen zeigen eine Zunahme der subchondralen Mineralisierung ihrer untersuchten Wirbelgelenke. In Gruppe B, bei der die zweite CT-Untersuchung im Mittel 17 Monate nach Metallentfernung stattfand, stieg der Kalziumgehalt im Mittel um 68,0 mg/ml an. Der bereits sechs Monate nach Metallentfernung gefundene Anstieg der Mineralisierung und daraus abgeleitet der Beanspruchung der angrenzenden und überbrückten Zwischenwirbelgelenke setzte sich bei zusätzlichen, späteren CT-Untersuchungen im Verlauf nach Metallentfernung sogar noch weiter fort.

Diese Tatsache weist morphologisch auf eine höhere Beanspruchung der Gelenke oberhalb der verblockten Segmente hin und unterstützt die Theorie des kompensatorischen Anstiegs von Beweglichkeit und Beanspruchung in den angrenzenden Segmenten. Nach der Metallentfernung führt möglicherweise der Versuch des Patienten, seine präoperativ höhere Beweglichkeit wieder zu erreichen, durch die Eliminierung von mobilen Segmenten zu einer unphysiologischen Stresskonzentration in den der Stabilisierung benachbarten Segmenten.

Allerdings trat die Zunahme der subchondralen Mineralisierungsdichte in unserer Studie nicht nur im Segment oberhalb der Stabilisierung, sondern auch in den überbrückten Segmenten auf, von denen wir annahmen, dass sie durch die Instrumentierung vor Belastungen weitgehend geschützt sind. Dieser Befund kann vielleicht durch die Ergebnisse von MOLZ et al. (83) an lumbalen, dorsal fusionierten Wirbelsäulenpräparaten erklärt werden. Um dieselben Bewegungsausmaße wie bei einer Wirbelsäule ohne Instrumentierung zu erreichen, mussten aufgrund der erhöhten Steifigkeit der instrumentierten Segmente größere Kraftmomente aufgewendet werden, die in einem signifikanten Anstieg der segmentalen Bewegungsausschläge in allen Segmenten resultierten. MÜLLER et al. (84) fanden zudem bei 11 von 20 Patienten Restbewegungen im überbrückten Segment, die zu einer Belastung der transfixierten Gelenke führten.

Da die Zunahme des Mineralisierungsgehaltes bei den von uns untersuchten Patienten nicht sofort nach Entfernung des Fixationsmaterials beobachtet wurde, sondern wir während der Zeit bis zur Materialentfernung zunächst die oben bereits erläuterte Abnahme der Mineralisierung in den angrenzenden und transfixierten Gelenken fanden, denken wir, dass der Mineralisierungsanstieg der Facettengelenke nach einer Spondylodese stark zeitabhängig ist und nicht vor einem bestimmten Zeitintervall eintritt.

Diese Hypothese wird durch eine Arbeit von SCHULITZ et al. (124) gestützt. Die Autoren konnten zeigen, dass nach lumbaler bzw. lumbosakraler dorsolateraler Fusion erst eine zyklische, länger andauernde Belastung der Wirbelsäule zu einer langsamen Lockerung und fortschreitenden Instabilität der Facettengelenke führt, und gehen daher von keiner erhöhten

Stresskonzentration im benachbarten Bewegungssegment bei initialer Belastung aus. Auch KUMAR et al. (63), die Röntgenbilder von Patienten nach lumbaler Fusion untersuchten, schildern, dass in über 75% der untersuchten Fälle eine Degeneration der angrenzenden Segmente frühestens nach vier Jahren Follow-up-Zeit beobachtet werden konnte.

LEE (71) führt in einer auf radiologischen Untersuchungen basierenden Studie an 18 Patienten, die im Mittel 8 Jahre nach einer Fusion Symptome entwickelten, folgende pathologische Veränderungen mit absteigender Häufigkeit auf: hypertrophe Facettenarthrose, Spinalstenose, Bandscheibendegeneration, Spondylolisthesis und Spondylolyse. Auch SCHLEGEL et al. (121) berichten über „spinal stenosis, disc herniation or instability at a segment adjacent to a previously asymptomatic fusion“ bei Patienten, die durchschnittlich 13 Jahre lang symptomfrei waren.

Einen Beitrag zu einer erst langsam steigenden Beanspruchung der kleinen Wirbelgelenke leistet eventuell auch ein häufig auftretender, mit der Zeit zunehmender Korrekturverlust nach dorsaler Instrumentierung, von dem verschiedene Autoren berichten. Nach MÜLLER et al. (84) kommt es aufgrund eines Höhenverlustes der Bandscheibe im fusionierten Segment zu dieser signifikanten postoperativen Rekyphosierung. Nach WECKBACH und BLATTERT (137) ist für den Korrekturverlust bis zur Implantatentfernung zu 1/3 ein Nachsintern des Wirbelkörpers verantwortlich, zu 2/3 der Kollaps des Bandscheibenraumes und für die Spätkyphosierung nach Metallentfernung nahezu vollständig der Bandscheibenzwischenraum.

Diese sich postoperativ langsam entwickelnde Fehlstellung in der Sagittalebene kombiniert mit einem Defekt der Bandscheiben beeinträchtigt die Tragfähigkeit der vorderen Säule und führt somit zu einer Fehlbelastung der hinteren Wirbelsäulenanteile.

UMEHARA et al. konnten in einer klinischen Studie an 288 Patienten nach dorsolateraler Fusion, die kombiniert war mit biomechanischen Untersuchungen an dorsolateral fusionierten Wirbelsäulen, eine postoperative Hypolordose der instrumentierten Segmente messen, die zu einer kompensatorischen Hyperlordose der angrenzenden Segmente führte. Neben der aus der hyperlordotischen Fehlstellung resultierenden höheren Belastung der hinteren Säule in den angrenzenden Segmenten kommt es zu einer weiteren, zusätzlichen Belastung durch den Spannungsverlust der anterioren Bindegewebsstrukturen, der zu einem Anstieg der nach posterior gerichteten Scherkräfte führt (134). Auch ROHLMANN et al. (117) beschreiben in ihrem Beitrag über die „Biomechanik der Kyphose“, dass „nach einer Stabilisierung der Wirbelsäule mit einem Implantat [...] eine kyphotische Deformität der Wirbelsäule auftreten“ kann. In Anlehnung an ODA et al. (98) schließen die Autoren aus ihren Ergebnissen, dass es dabei zu einer kompensatorischen Hyperlordose der Nachbarsegmente kommt, woraus eine Fehlbelastung und damit eine frühzeitige Arthrose der kleinen Wirbelgelenke resultiert (117).

Analog zu den Gelenkflächen mit Dichteabnahme fanden wir bei 8-9% der Zwischenwirbelgelenke mit gesteigener Mineralisierung über und innerhalb der



Instrumentierung einen Dichteanstieg speziell in den lateralen Anteilen der Gelenkflächen. Die Ursache dieser Veränderungen könnte darin liegen, dass sich bei der Kraftübertragung die Resultierende bei verschiedenen Bewegungen zum Rand der Gelenkfläche bewegt und daher aufgrund einer ungleichmäßigen Spannungsverteilung dort zu einem Dichteanstieg führt.

Diese These wird durch eine Arbeit von NAGATA et al. (96) unterstützt, die demonstrierten, dass sich die Kontaktflächen der Wirbelgelenke nach einer Instrumentierung während Extensions- und Lateralflexionsbewegungen zur Peripherie des Gelenks verlagerte. Die Autoren stellten die Hypothese auf, dass diese Veränderungen bei der Initiation von degenerativen Veränderungen der Facettengelenke eine Rolle spielen könnten, da der Knorpel an diesen neuen Kontaktstellen in der Gelenkperipherie nicht an die Belastungssituation angepasst ist.

GUNZBURG et al., die eine Studie über den Einfluss der Instrumentierung auf die Rotation der Wirbelsäule durchführten, kamen zu dem Schluss, dass die angrenzenden Segmente ein durch eine Rotationseinschränkung zweier Segmente entstehendes Defizit durch gesteigerte Rotation ausgleichen (40), was in den kranial angrenzenden Facettengelenken zusätzlich zu einem lateralen Dichteanstieg beitragen würde.

### **4.3.3 Entwicklung von degenerativen Veränderungen**

*„Currently there is a lot of interest in the subject of degenerative changes above the level of fusion” (64).*

Nach einer Follow-up-Zeit von 30 Jahren berichten KUMAR et al. über eine um 50% erhöhte Inzidenz von radiologisch feststellbaren Veränderungen wie Verschmälerung des Bandscheibenfaches und Instabilität in einer Gruppe von fusionierten Patienten verglichen mit einer Gruppe von Patienten mit nicht-fusionierten Wirbelsäulen. LEE (71) beschrieb Jahre nach Durchführung lumbaler Fusionen unter allen auftretenden Komplikationen am häufigsten arthrotische Veränderungen der Facettengelenke.

Auch LORENZ et al. (77) fanden degenerative Veränderungen der kleinen Wirbelgelenke bei chirurgisch veränderten Wirbelsäulen. Die Autoren konnten dabei zwar eine prozentual hohe Belastung der Facettengelenke (als Prozent des axialen Gesamtloads) messen, fanden aber niedrige absolute Zahlen der Belastung der kleinen Wirbelgelenke. Allerdings ergaben die durchgeführten Tests hohe Spitzenwerten des auf die Gelenkflächen einwirkenden Drucks. Die Autoren glauben, dass diese Druckspitzen von größerer Bedeutung für die gefundene Degeneration der Gelenke sind als die reine Beanspruchung der Facetten.

Nach BASTIAN et al. (8) stellt die aus einer dorsalen Spondylodese resultierende Fehl- und/oder Mehrbelastung benachbarter Segmente eine mögliche Erklärung für arthrotische Veränderungen dieser angrenzenden kleinen Wirbelgelenke dar.

In der Literatur bestehen jedoch Diskrepanzen über die von den degenerativen Veränderungen betroffenen Segmente.

KUMAR et al. (64) fanden eine weit größere Inzidenz degenerativer Veränderungen oberhalb (36,1%) als unterhalb (5,7%) einer Fusion. Im Gegensatz dazu beschrieb BRODSKY (11) nach hauptsächlich lateraler Fusion eine gleichmäßige Verteilung der röntgenologisch nachweisbaren degenerativen Veränderungen über und unter einer Fusion. HAMBLY et al. (43) berichten, dass degenerative Veränderungen auch im zweiten Segment über der Fusion mit der gleichen Häufigkeit wie im ersten Segment auftreten. AOTA et al. (4) legen dar, dass Instabilitäten bei der radiologische Auswertung von Patientenbildern signifikant häufiger in den kranial angrenzenden Segmenten (25,5%) als in den kaudal angrenzenden (2,6%) beobachtet wurden. KAHANOVITZ et al. (52) stellten in ihrer Untersuchung über histologische Alterationen des Facettengelenkknorpels nach innerer Fixation fest, dass vor allem die Facettengelenke kaudal der Instrumentierung Degenerationserscheinungen aufwiesen. Die von LEE durchgeführten Studien indizieren, dass die Redistribution der Beweglichkeit nach kurzstreckigen Fusionen vor allem in das proximal angrenzende Segment erfolgt und korrelieren mit seinen klinischen Beobachtungen, dass Degenerationserscheinungen am häufigsten im Segment direkt oberhalb einer Fusion gefunden werden (71;72).

Auch in vorliegender Arbeit fielen bei der Editierung der CT-Schnitte radiologische Zeichen der Spondylarthrose bei einigen der Patienten mit spätem Follow-up-CT auf. Wir fanden vor allem im Segment oberhalb der Instrumentierung Gelenkspaltverschmälerungen der kleinen Wirbelgelenke, die in wenigen Fällen sogar völlig ankylosiert waren, Osteophytenbildungen sowie Kalzifikationen im umgebenden Weichteilgewebe.

Daraus ergibt sich unseres Erachtens die Möglichkeit, dass die subchondrale Knochenlamelle mit ihrer anfangs durch Demineralisierungsvorgänge reduzierten Mineralisierungsstärke den Gelenkknorpel nur insuffizient bei der Lastübertragung, vor allem bei der Aufnahme der gestiegenen Belastung nach Stabilisierung, unterstützen kann. Diese Hypothese scheint unserer Meinung nach eine logische Erklärung dafür zu sein, dass viele Facettengelenke die Tendenz zeigen, arthrotische Veränderungen zu entwickeln.

Diese Annahme wird durch eine Arbeit von ECKSTEIN et al. (29) gestützt, die anhand der menschlichen Patella zeigen konnten, dass Gelenkknorpel über Regionen mit sehr hoher oder sehr niedriger subchondraler Knochendichte häufiger und höhergradiger beschädigt ist als über Regionen mit einer durchschnittlichen subchondralen Knochendichte.

In der Literatur wird berichtet, dass Degenerationserscheinungen der angrenzenden Segmente häufiger bei Frauen als bei Männern auftreten (33;64). In unserer Untersuchung fanden wir unabhängig vom Geschlecht der Patienten eine Abnahme der subchondralen Dichte bis zur Fixateurentfernung und einen Dichtenanstieg nach Metallentfernung. Daher scheinen unserer Ansicht nach Männer ebenso wie Frauen dazu disponiert zu sein, arthrotische Veränderungen der Facettengelenke zu entwickeln.

Eventuell ist die von uns im Verlauf nach Metallentfernung gefundene Dichtezunahme nicht nur als Ausdruck einer gestiegenen Beanspruchungssituation der Wirbelgelenke, sondern sogar als Zeichen bereits eingetretener degenerativer Veränderungen zu werten.

WU et al (147), die Varus- und Valgusosteotomien bei Kaninchen durchführten, konnten zeigen, dass die in ihrer Untersuchung auftretende Knorpelschädigung mit einem Anstieg der subchondralen Knochenplatte einherging. In einer szintigraphischen Studie mit Technetium-markierten Bisphosphonaten fanden auch DIEPPE et al. (25) einen Zusammenhang zwischen einer erhöhten Aktivität des subchondralen Knochens und der Progression von Knorpelläsionen. Auch BÖHRINGER et al. (10) und MURRAY et al. (95) und konnten höhere subchondrale Knochendichten in arthrotisch veränderten Gelenkarealen nachweisen. BURR stellte fest, dass epidemiologische Studien einen deutlichen Zusammenhang zwischen zunehmender subchondraler Sklerose und progredienter Arthrose aufzeigen (13;14).

RADIN et al. demonstrierten, dass die Möglichkeit eines Gelenks, Belastungen abzuschwächen, durch die Steifigkeit der subchondralen Knochenplatte bedingt wird (114;115) und deuten drauf hin, dass eine erhöhte Steifigkeit des subchondralen Knochens durch die reduzierte Kapazität zur Schockabsorption zu Mikrofrakturen und Mikrokallusbildung führt, dadurch den darüberliegenden Knorpel überbeansprucht und somit den ersten Schritt in der Arthroseentstehung repräsentiert (112;113). Auch HVID et al. (47) nehmen an, dass die Degeneration von Knorpelgewebe aus der erhöhten Steifigkeit der subchondralen Knochenplatte resultiert. BAILEY et al. (6) und SHIMIZU et al. (126) gehen ebenfalls davon aus, dass ossäre Veränderungen den kartilaginären vorausgehen.

Ob die in dieser Studie gefundenen Mineralisierungsveränderungen tatsächlich zur häufig beschriebenen Spondylarthrose nach Stabilisierung führen und die von uns beobachteten Arthrosezeichen nicht auch ohne Einfluss einer Instrumentierung aufgetreten wären, muss in weiteren Studien geklärt werden. Zur genaueren Analyse der Häufigkeit des Auftretens degenerativer Veränderungen, der vom Verschleiß hauptsächlich betroffenen Segmente und des zeitlichen Ablaufs einer möglichen Arthroseentstehung wäre dann jedoch ein anderer Studienaufbau nötig. CT-Aufnahmen oder zur frühen Beurteilung auch geringer Veränderungen besser geeignete MRT-Bilder müssten bei Patienten mit Instrumentierung ab dem Implantationszeitpunkt und bei einer nicht-instrumentierten Kontrollgruppe über einen langen Beobachtungszeitraum erstellt und evaluiert werden.

#### 4.3.4 Klinische Problematik

„Clinical studies have indicated that there is a strong tendency for fusion to result in accelerated degeneration of the adjacent motion segment. This seems to correlate with an increased incidence of clinical problems and late failures related to the adjacent segment” (96).

AUCH BAKER et al. (7) und WHITECLOUD et al. (142) sehen beschleunigt auftretende degenerative Veränderungen durch eine verstärkte Belastung der angrenzenden Bewegungssegmente für mögliche Restbeschwerden der Patienten nach Fusionen als verantwortlich an.

STÜRMER et al. (131) schreiben den postoperativen Schmerz ihrer Patienten neben den Ursachen der Instabilität und des Bandscheibenkollaps arthrotischen Veränderungen der kleinen Wirbelgelenke zu.

Wir sind der Meinung, dass die Gelenke durch die initial eintretende Demineralisierung nicht mehr ausreichend in der Lage sind, die unphysiologische Beanspruchungssituation nach Fixateurimplantation zu tolerieren. Daher denken wir, dass dieses Missverhältnis zwischen Belastbarkeit der kleinen Wirbelgelenke und äußerer Belastung in Kombination mit den gefundenen degenerativen Veränderungen zur Entstehung von Schmerzen und Beschwerden vieler Patienten nach einer Spondylodese beitragen kann.

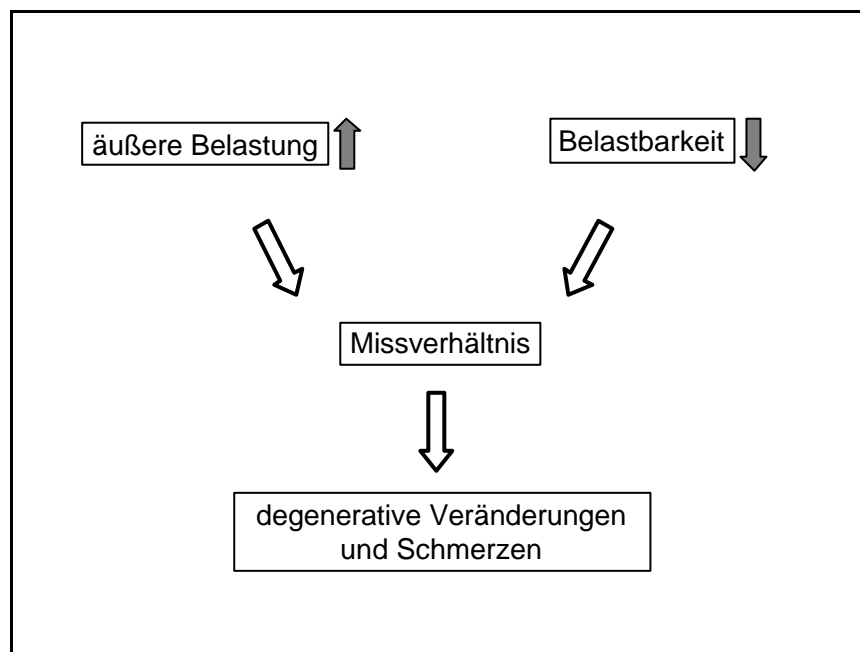


Abbildung 20: Konsequenzen der initialen Demineralisierung

In diesem Kontext seien ZUKSCHWERDT et al. aus ihrer Abhandlung über Wirbelgelenk und Bandscheibe zitiert: „Der Gesamtkörper, einzelne Organsysteme und Organe sind in der

*Lage, sich einem langsam entwickelnden krankhaften Zustand anzupassen. Erst eine ungebührlich große Beanspruchung innerhalb eines kurzen Zeitraums zerbricht das labile Gleichgewicht. Im Missverhältnis zwischen Forderung und Leistungsmöglichkeit entsteht das akute klinische, in diesem Fall oft mit Schmerzen [...] einhergehende Krankheitsbild“ (149).*

---

## 5 Ausblick

### 5.1 Notwendigkeit langfristiger Nachuntersuchungen

*„Of particular concern is the long-term effect that arthrodesis may have on adjacent motion segment.“ (74).*

LEHMANN et al. (74) weisen auf die Notwendigkeit langfristiger Untersuchungen nach dorsaler Instrumentierung hin, um die Langzeitauswirkungen auf angrenzende und – von LEHMANN wie von der Mehrheit der Autoren nicht erwähnte – ruhiggestellte Gelenke zu erfassen.

In unserer Studie betrug der Beobachtungszeitraum der Patienten nach Fixateurimplantation zwischen sechs Monate und knapp vier Jahre. Bei 15 Patienten mit kurzer Nachuntersuchungszeit (d.h. einer Nachuntersuchung direkt oder kurz nach Metallentfernung) fanden wir eine Abnahme der subchondralen Mineralisierung, die eine verringerte Belastung der untersuchten Facettengelenke anzeigt und durch eine Aktivitätsreduktion der meisten Patienten bis zur Metallentfernung bedingt ist. Bei acht Patienten mit längerem Intervall zwischen Fixateurentnahme und Follow-up-CT-Untersuchungen konnten wir morphologisch eine höhere, bei zusätzlichen Nachuntersuchungen in den späteren Aufnahmen nochmals angestiegene Belastung der angrenzenden und auch der transfixierten Gelenke nachweisen.

Interessant wären nun spätere CT-osteodensitometrische Untersuchungen weiterer Patienten aus Gruppe A, um die Ergebnisse aus Gruppe B mit einer größeren Fallzahl zu bestätigen. Außerdem müssten zusätzliche Untersuchungen möglichst vieler Patienten über mehrere Jahre hinweg durchgeführt werden, um den Verlauf nach Metallentfernung über einen noch längeren Zeitraum verfolgen zu können. Dabei sollten unbedingt auch die durch den Fixateur verblockten Segmente bei der Analyse berücksichtigt werden, da die vorliegende Arbeit unerwartete Resultate hinsichtlich dieser Gelenke erzielte.

Allerdings steht diesen Untersuchungen die Notwendigkeit der Gewinnung weiterer dünnere CT-Aufnahmen im Wege, die bei Patienten ohne Schmerzen oder andere klinische Symptome sonst nicht nötig wären. Zudem spricht momentan noch der hohe zeitliche Aufwand der CT-OAM gegen die häufige Anwendung an größeren Patientenkollektiven. Um die CT-OAM, die zur Darstellung des Langzeitverlaufs der subchondralen Mineralisierung in vivo hervorragend geeignet ist, für klinische Untersuchungen auf breiter Basis anwenden zu können, wäre eine Beschleunigung der Methode von großem Vorteil.

## 5.2 Klinische Relevanz der Ergebnisse

Eine Studie von WILKE et al. (144) aus dem Jahr 2003, die in-vivo- und in-vitro-Untersuchungen über Belastungskomponenten eines Fixateur interne verglich, konnte zeigen, dass verglichen mit den Experimenten am lebenden Objekt in vitro inkonsistente Belastungen gemessen wurden. Die Autoren schlossen daraus, dass die Einbeziehung von Muskelkräften nötig ist, um realistische Versuchskonditionen in vitro zu simulieren.

Aufgrund dieser Ausführungen scheinen einige der erwähnten biomechanischen in-vitro-Untersuchungen, die zudem nur den untersuchten Augenblick abbilden, sehr theoretisch und erfassen nicht die im lebenden Patienten ablaufenden Vorgänge. Mit der CT-OAM war es jedoch erstmals möglich, den tatsächlichen Verlauf der Belastung nach dorsaler Instrumentierung in vivo abzubilden und somit differenziertere Ergebnisse zu erzielen als einige der bisher publizierten Studien.

Viele der in dieser Arbeit zitierten Studien thematisieren Fusionen der Wirbelsäule, die nicht aus Gründen der Frakturbehandlung durchgeführt wurden. EHNI (32), der die Notwendigkeit dieser Fusionen erörtert, hält fest: *„Fusion, however, generates a conflict between immediate benefit and late consequences.“*

Bei der Therapie von Frakturen mit neurologischen Komplikationen, Instabilität oder Fehlstellung gibt es jedoch häufig keine Alternative zur operativen Instrumentierung.

Da die physische Minderaktivität der Patienten aufgrund von limitierten Bewegungsmöglichkeiten nach Stabilisierung jedoch zum Abbau von Knochensubstanz und somit zu einer reduzierten Fähigkeit der Facettengelenke, die gestiegene äußere Belastung aufzunehmen, führt, können wir die Forderung verschiedenster Autoren<sup>1</sup> nach möglichst frühzeitiger Entfernung des Fixationsmaterials unterstützen, um diesen negativen Effekt der operativen Instrumentierung so gering wie möglich zu halten.

---

<sup>1</sup> wie z.B. BASTIAN et al. (8) und LANGE et al. (70)

---

## 6 Zusammenfassung

Die dorsale Instrumentierung stellt heutzutage eine Standardtechnik in der Therapie thorakolumbaler Wirbelsäulenverletzungen dar. Es liegen klinische und biomechanische Studien vor, die zeigen, dass eine Stabilisierung aufgrund der erhöhten Steifigkeit der überbrückten Segmente und der limitierten Bewegungsmöglichkeiten einen kompensatorischen Anstieg von Beweglichkeit und Belastung in den angrenzenden Segmenten verursacht. In der Literatur ist zudem das Auftreten frühzeitiger degenerativer Veränderungen der Bandscheiben und kleinen Wirbelgelenke insbesondere für das proximal an eine Stabilisierung angrenzende Segment beschrieben.

Es gibt bisher allerdings nur wenige Untersuchungen, die sich mit den längerfristigen Auswirkungen dieser veränderten Beanspruchungssituation auf die kleinen Wirbelgelenke *in vivo* beschäftigen.

In der vorliegenden Arbeit wurde daher die subchondrale Mineralisierung der angrenzenden und überbrückten Facettengelenke bei 23 Patienten mit thorakolumbalen Wirbelsäulenverletzungen und bisegmentaler dorsaler Stabilisierung vor der Implantation eines Fixateur interne und im Verlauf nach Metallentfernung analysiert, um den Einfluss der dorsalen Instrumentierung auf Verteilung und Gehalt der subchondralen Mineralisierung als morphologisches Korrelat der Langzeitbeanspruchung der kleinen Wirbelgelenke darzustellen.

Dazu wurden erste CT-Aufnahmen während der posttraumatischen Diagnostik vor Fixateurimplantation sowie zweite CT-Aufnahmen nach Metallentfernung (durchschnittlich 9,4 Monate nach der Verletzung) angefertigt. Die Patienten wurden in zwei Gruppen unterteilt mit zweiten CT-Aufnahmen entweder innerhalb von drei Monaten nach Metallentfernung (Gruppe A) oder sechs und mehr Monate nach Metallentfernung (Gruppe B). Auf Basis qualitativer und quantitativer CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) wurden Veränderungen des subchondralen Mineralisierungsmusters und –gehaltes der angrenzenden und transfixierten Gelenke erfasst.

In dieser Arbeit wurde ein typisches Mineralisierungsmuster der kleinen Wirbelgelenke gefunden, das nach Metallentfernung keine bedeutenden Veränderungen zeigte. Daraus kann abgeleitet werden, dass die dorsale Stabilisierung keine nennenswerten Veränderungen hinsichtlich der Lokalisation und Richtung des Hauptanteils des Lasttransfers innerhalb der kleinen Wirbelgelenke verursacht.

Die Untersuchung des gesamten Patientenkollektivs ergab statistisch signifikante Unterschiede des Mineralisierungsgehalts der Facettengelenke vor Fixateurimplantation und nach Metallentfernung. Anders als in der Mehrzahl der Studien wurde in dieser Arbeit signifikant häufiger eine Abnahme des subchondralen Mineralisierungsgehalts der



Zwischenwirbelgelenke gefunden als eine Dichtezunahme. Diese Demineralisierung resultiert unseres Erachtens aus der allgemein verminderten physischen Aktivität der Mehrzahl der Patienten aufgrund von Schmerzen und eingeschränkten Bewegungsmöglichkeiten bis zur Metallentfernung.

Zwischen der Patientengruppe A mit zweiten CT-Aufnahmen durchschnittlich 7,3 Tage nach Metallentfernung und der Patientengruppe B mit zweiten CT-Aufnahmen durchschnittlich 17 Monate nach Metallentfernung bestanden signifikante Unterschiede. In Gruppe A, in der der Kalziumgehalt im Mittel um 52,2 mg Ca/ml abnahm, wurde häufiger eine Mineralisierungsabnahme (61%) der Gelenkflächen als eine -zunahme (11%) gefunden. In Gruppe B zeigten mehr Gelenkflächen eine Zunahme (41%) der Mineralisierung als eine Abnahme (22%), und der Kalziumgehalt stieg im Mittel um 68,0 mg/ml an. Beide Patienten mit zusätzlichen, späteren CT-Untersuchungen wiesen im Verlauf nach Metallentfernung einen kontinuierlichen Anstieg der Mineralisierung in der Mehrzahl der untersuchten Gelenkflächen auf.

Daraus kann der Rückschluss einer vermehrten Intensität der Belastung der angrenzenden Gelenke nach Metallentfernung gezogen werden, der die Theorie des kompensatorischen Anstiegs von Beweglichkeit und Belastung in den angrenzenden Segmenten unterstützt. Dieser Anstieg erwies sich jedoch in vorliegender Arbeit stark zeitabhängig. Möglicherweise führt erst der Versuch des Patienten, seine präoperativ höhere Beweglichkeit nach der Entfernung des Fixationsmaterials wieder zu erreichen, durch die Eliminierung von mobilen Segmenten zu einer unphysiologischen Stresskonzentration in den der Stabilisierung benachbarten Segmenten.

Allerdings weisen auch rund 1/3 der ruhiggestellten Gelenkflächen in Gruppe B eine Zunahme der subchondralen Mineralisierungsdichte auf. Dieser Befund kann erklärt werden durch eine möglicherweise bestehende Restbeweglichkeit in Kombination mit der erhöhten Steifigkeit der instrumentierten Segmente, aufgrund derer größere Kraftmomente zur Erlangung der präoperativen Wirbelsäulenmobilität nötig sind.

In Gruppe A gab es keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen untersuchten Bewegungssegmenten. In Gruppe B zeigten die kranial an die Instrumentierung angrenzenden Wirbelgelenke eine signifikant höhere Mineralisierungszunahme als die transfixierten Gelenke, was einen Hinweis auf deren besondere Belastungssituation nach Fixation liefert. Die Gelenke mit dem geringsten Prozentsatz an Veränderungen waren in beiden Gruppen die Gelenke distal der Instrumentierung. Diese scheinen am wenigsten von der Spondylodese und ihren Auswirkungen beeinflusst zu werden.

Dies ist die erste in-vivo-Studie, die den Einfluss einer dorsalen Instrumentierung auf angrenzende und transfixierte Facettengelenke bei Patienten mit thorakolumbalen Wirbelsäulenverletzungen untersucht. Durch die Anwendung der CT-OAM waren wir in der

Lage, Veränderungen der subchondralen Mineralisierung als Korrelat der veränderten Beanspruchungssituation über einen längeren Zeitraum zu demonstrieren.

Basierend auf den gefundenen Resultaten stellen wir die Hypothese auf, dass eine gestiegene äußere Belastung nach Stabilisierung kombiniert mit einer reduzierten Belastbarkeit der kleinen Wirbelgelenke aufgrund der initialen Demineralisierungsvorgänge ihrer subchondralen Knochenplatte zu einem Missverhältnis dieser beiden Komponenten führt und somit degenerativen Veränderungen der Facettengelenke den Weg bereitet.

Die von uns in dieser ersten in-vivo-Untersuchung dargelegten Resultate und aufgestellten Hypothesen können als Ausgangspunkt für weitere Studien dienen.

## 7 Anhang

### 1. Dichtemaximagrößenwerte

Patient	Gelenke	I						II					
		prä li	post li	Diff	prä re	post re	Diff	prä li	post li	Diff	prä re	post re	Diff
1	sG							15	31	52%	39	39	0%
	iG							21	31	48%	20	33	-28%
2	sG							13	17	46%	27	14	-48%
	iG							28	20	-29%	29	7	-72%
3 post 3	sG							13	7	-46%	27	14	-48%
	iG							11	17	55%	10	10	0%
	sG							7	13	86%	14	33	136%
	iG							17	16	-6%	10	8	-20%
4	sG							25	12	-52%	29	19	-34%
	iG							39	28	-28%	44	25	-43%
5	sG							39	28	-28%	29	25	-14%
	iG							17	38	124%	31	30	-3%
6	sG	46	37	-20%	37	33	-11%	9	9	0%	33	32	-3%
	iG	21	19	-10%	30	27	-10%	44	15	-66%	23	14	-39%
7	sG							35	57	69%	59	63	7%
	iG							42	n.v.		50	67	34%
8	sG							32	46	44%	41	28	-32%
	iG							44	31	-30%	54	30	-26%
9	sG							21	12	-43%	11	9	-18%
	iG							12	11	-8%	27	25	-7%
10	sG							15	7	-53%	13	6	-50%
	iG							21	9	-44%	27	32	19%
11	sG	6	2	-67%	23	5	-78%	40	5	-88%	33	23	-30%
	iG	16	3	-81%	7	2	-71%	28	10	-64%	4	2	-50%
12	sG	16	40	150%	11	20	82%	25	32	28%	28	47	68%
	iG	0	9	900%	16	36	125%	18	49	172%	16	30	88%
13	sG							11	17	55%	27	15	-48%
	iG							26	3	-88%	5	4	-20%
14	sG							72	70	-3%	65	71	8%
	iG							20	27	35%	19	34	79%
15	sG							1	0,5	-50%	8	7	-13%
	iG							37	41	11%	12	7	-42%
16	sG							38	28	-26%	30	21	-30%
	iG							39	26	-18%	33	28	-15%
17	sG	36	23	-36%	43	26	-40%	53	14	-60%	29	12	-59%
	iG	27	14	-48%	34	24	-29%	21	8	-62%	24	10	-58%
18 post3 post4	sG	34	24	-29%	30	16	-47%	30	3	-90%	30	6	-80%
	iG	21	0,5	-98%	33	9	-73%	34	3	-91%	26	9	-65%
	sG	24	32	33%	16	27	56%	3	15	400%	6	11	83%
	iG	0,5	0,5	0%	9	26	189%	3	18	83%	9	21	133%
	sG							15	21	40%	11	21	91%
	iG							18	19	6%	21	32	52%
19	sG	20	29	45%	19	26	37%	10	14	40%	29	33	14%
	iG	20	28	40%	7	11	57%	18	29	61%	29	28	-3%
20	sG	20	18	-10%	9	2	-78%	12	2	-83%	7	2	-71%
	iG	21	13	-38%	15	13	-13%	19	1	-95%	15	0,5	-97%
21	sG							41	30	-27%	42	38	-10%
	iG							34	17	-50%	30	12	-60%
22	sG							29	5	-83%	36	6	-83%
	iG							50	11	-78%	45	22	-51%
23	sG	34	32	-6%	28	34	21%	24	19	-21%	26	23	-12%
	iG	12	19	58%	21	18	-24%	38	40	5%	35	33	-6%

Patient	Gelenke	III						IV					
		prä li	post li	Diff	prä re	post re	Diff	prä li	post li	Diff	prä re	post re	Diff
1	sG	28	6	-79%	17	12	-42%						
	iG	29	21	-28%	10	15	50%						
2	sG	21	15	-29%	23	14	-39%						
	iG	50	11	-78%	40	16	-60%						
3 post 3	sG	21	15	-29%	23	14	-39%						
	iG	37	27	-27%	25	23	-8%						
	sG	15	19	27%	14	25	79%						
	iG	27	18	-33%	23	28	82%						
4	sG	28	21	-25%	21	14	-33%						
	iG	30	15	-50%	44	18	-59%						
5	sG	48	36	-25%	47	40	-15%						
	iG	52	43	17%	45	41	-9%						
6	sG	39	44	13%	39	24	-52%						
	iG	30	13	-57%	41	35	-15%						
7	sG	47	57	21%	48	50	4%						
	iG	60	n.v.		54	63	17%						
8	sG	33	39	18%	27	44	39%						
	iG	40	55	38%	49	50	2%						
9	sG	30		-97%	23	3	-87%						
	iG	29	20	-45%	24	19	-21%						
10	sG	8	4	-50%	7	5	-29%	5	3	-40%	10	7	-30%
	iG	14	24	71%	10	3	-70%	32	8	-75%	24	16	-33%
11	sG	8	5	-38%	28	12	-57%						
	iG	34	7	-79%	39	23	-41%						
12	sG	24	42	75%	20	18	-10%						
	iG	7	33	371%	28	32	14%						
13	sG	28	10	-64%	25	29	16%						
	iG	20	12	-40%	21	22	5%	38	33	-13%	31	31	0%
14	sG	55	55	0%	55	65	15%						
	iG	53	60	13%	43	53	23%						
15	sG	17	4	-76%	19	13	-32%	41	14	-66%	29	18	-38%
	iG	36	14	-61%	39	n.v.	n.v.	58	58	0%	45	24	-47%
16	sG	33	25	-24%	22	19	-14%						
	iG	45	33	-27%	41	26	-37%	21	20	-5%	28	26	-7%
17	sG	23	11	-52%	24	13	-46%						
	iG	21	11	-48%	20	9	-55%						
18 post3 post4	sG	44	20	-55%	44	22	-50%						
	iG	56	16	-71%	35	33	-6%						
	sG	20	15	-25%	22	26	18%						
	iG	16	21	31%	33	20	-39%						
	sG	15	21	40%	26	22	-15%	20	22	10%	33	20	-39%
	iG	21	30	43%	20	22	10%						
19	sG												
	iG												
20	sG	25	2	-92%	16	1	-94%						
	iG	6	0,5	-92%	8	1	-88%						
21	sG	38	21	-45%	39	25	-36%						
	iG	54	18	-67%	50	18	-64%						
22	sG	23	11	-52%	41	4	-95%						
	iG	47	7	-85%	21	1	-95%						
23	sG	45	45	0%	41	33	-20%						
	iG	30	41	37%	23	40	74%						

(Angaben in Kästchenzahlen; sG: superiore Gelenkflächen, iG: inferiore Gelenkflächen, li: links, re: rechts, prä: Wert vor Fixateurimplantation, post: Wert nach Metallentfernung, Diff: prozentuale Änderung, n.v.: Gelenkflächen technisch nicht vergleichbar)

## 2. Kalziumwerte

Patient	Gelenke	I						II					
		prä li	post li	Diff	prä re	post re	Diff	prä li	post li	Diff	prä re	post re	Diff
1	sG							778,22	667,73	-110,49	772,77	709,70	-63,07
	iG							669,38	783,45	114,06	646,57	743,74	97,17
2	sG							654,30	485,21	-169,09	633,65	520,03	-113,62
	iG							697,52	485,21	-212,31	739,34	520,03	-219,31
3 post 3	sG	495,49	539,85	44,36	520,95	501,68	-19,27	520,85	548,39	27,54	571,52	621,56	50,03
	iG							514,06	639,25	125,19	496,00	585,66	89,66
	sG		632,45	92,60		622,44	120,76		566,32	17,93		585,28	-36,27
	iG								681,97	42,72		625,84	40,18
4	sG							577,07	480,80	-96,27	583,52	537,45	-46,08
	iG							615,35	618,06	2,72	644,16	612,90	-31,26
5	sG							658,65	619,66	-39,00	679,17	615,12	-64,05
	iG							587,61	629,01	41,40	569,83	554,10	-15,73
6	sG	713,01	694,60	-18,41	719,60	637,87	-81,73	544,56	552,17	7,61	688,25	663,17	-25,08
	iG	661,81	640,58	-21,23	627,20	667,04	39,84	656,33	639,12	-17,20	615,84	603,35	-12,49
7	sG							621,75	637,51	15,76	734,66	656,69	-77,97
	iG							715,49	n.v.		758,23	669,02	-89,21
8	sG							693,99	689,90	-4,09	773,16	711,45	-61,71
	iG							824,32	750,10	-74,22	854,97	779,06	-75,91
9	sG							551,97	526,85	-25,11	485,27	446,12	-39,16
	iG							549,18	522,26	-26,92	606,35	591,88	-14,47
10	sG							660,91	580,08	-80,84	555,69	518,42	-37,26
	iG							619,52	520,05	-99,47	515,75	524,30	8,55
11	sG	552,34	459,02	-93,32	637,91	601,19	-36,72	635,63	523,12	-112,51	656,27	538,96	-117,30
	iG	604,18	525,37	-78,81	578,59	483,77	-94,82	618,12	610,80	-7,32	550,86	521,30	-29,56
12	sG	613,44	612,40	-1,04	516,26	605,94	89,68	579,44	592,46	13,02	558,44	700,09	141,65
	iG	380,21	496,76	116,54	560,44	646,32	85,88	559,10	651,60	92,50	539,04	603,21	64,17
13	sG							547,04	649,25	102,21	632,72	674,31	41,59
	iG							628,76	536,34	-92,42	585,24	601,00	15,76
14	sG							709,14	n.v.		695,34	620,54	-74,80
	iG							567,50	595,89	28,39	529,19	591,12	61,93
15	sG							481,86	455,41	-26,44	551,64	533,80	-17,84
	iG							616,30	610,65	-5,65	587,10	532,02	-55,08
16	sG	738,39	702,76	-35,64	706,07	663,79	-42,28	665,04	614,60	-50,44	631,42	601,65	-29,77
	iG							669,47	575,91	-93,56	664,49	604,88	-59,61
17	sG	699,20	538,04	-161,16	733,42	596,72	-136,70	724,17	598,79	-125,37	737,71	604,60	-133,12
	iG	666,17	510,83	-155,34	680,90	641,06	-39,85	592,50	480,74	-111,76	661,74	543,28	-118,45
18 post3 post4	sG	512,68	537,41	24,73	486,74	464,62	-22,12	536,45	435,36	-101,09	547,47	472,00	-75,47
	iG	469,25	348,57	-120,68	512,97	415,72	-97,25	559,12	441,36	-117,76	565,52	501,74	-63,78
	sG		573,91	36,50		535,28	70,66		542,41	107,05		544,08	72,08
	iG		390,91	42,33		508,07	92,35		522,59	81,23		536,99	35,24
19	sG	652,07	557,72	-94,35	502,44	479,75	-22,68	678,79	697,59	18,80	646,64	724,95	78,31
	iG	625,90	553,66	-72,24	501,99	494,23	-7,76	662,58	600,79	-61,79	575,67	561,53	-14,14
20	sG	638,29	639,63	1,34	630,15	606,76	-23,39	631,18	569,76	-61,43	628,44	537,17	-91,27
	iG	703,04	622,52	-80,51	649,17	595,84	-53,32	653,35	522,74	-130,62	640,15	531,50	-108,65
21	sG							681,35	602,65	-78,70	688,88	637,40	-51,48
	iG							675,65	605,10	-70,55	668,52	590,28	-78,24
22	sG	831,09	642,49	-188,60	791,16	745,57	-45,59	739,82	636,60	-103,21	724,88	745,58	20,71
	iG	808,88	775,13	-33,75	814,16	680,73	-133,43	759,20	720,20	-39,00	759,20	720,20	-39,00
23	sG	793,03	730,57	-62,46	690,36	720,23	29,87	709,83	608,90	-100,93	679,94	688,21	8,27
	iG	504,97	672,66	167,69	660,90	709,24	48,34	699,63	763,23	63,60	750,36	691,72	-58,64

Patient	Gelenke	III						IV					
		prä li	post li	Diff	prä re	post re	Diff	prä li	post li	Diff	prä re	post re	Diff
1	sG	748,04	628,22	-119,82	671,04	653,12	-17,92						
	iG	717,95	720,48	2,53	629,97	850,70	220,73						
2	sG	753,39	644,17	-109,22	759,72	614,98	-144,75						
	iG	802,22	644,17	-158,05	751,63	614,98	-136,66						
3 post 3	sG	648,26	640,64	-7,62	639,59	614,96	-24,63						
	iG	555,78	683,86	128,07	623,72	671,16	47,44						
	sG		714,98	74,35		605,41	-9,55						
	iG		721,76	37,90		751,82	80,66						
4	sG	608,78	489,79	-118,98	575,55	500,94	-74,61						
	iG	584,96	505,34	-79,62	637,11	463,76	-173,35						
5	sG	673,86	657,37	-16,49	711,83	698,86	-12,97	755,76	653,38	-102,38	661,78	731,90	70,11
	iG	647,51	575,54	-71,97	620,48	629,08	8,61	719,33	709,89	-9,44	717,78	641,98	-75,80
6	sG	714,08	745,63	31,56	689,92	666,15	-23,77						
	iG	664,27	633,02	-31,24	733,58	738,03	4,45						
7	sG	716,58	678,01	-38,57	742,99	631,60	-111,39						
	iG	729,66	624,78	-104,89	777,72	753,49	-24,23						
8	sG	703,76	816,68	112,93	734,65	788,82	54,17						
	iG	793,06	865,20	72,15	776,20	824,20	48,00						
9	sG	567,77	403,10	-164,67	521,44	410,70	-110,74						
	iG	580,85	553,31	-27,54	569,31	532,14	-37,18						
10	sG	647,24	526,27	-120,97	619,67	583,27	-36,40	556,89	513,00	-43,89	610,95	573,88	-37,07
	iG	509,21	560,02	50,80	465,40	466,22	0,82	641,62	511,23	-130,39	623,00	534,20	-88,80
11	sG	603,24	600,56	-2,68	694,15	685,91	-8,25						
	iG	637,96	583,29	-54,67	654,32	658,54	4,22						
12	sG	602,04	688,91	86,88	537,50	525,39	-12,11						
	iG	536,80	638,82	102,02	584,46	578,01	-6,45						
13	sG	712,90	575,08	-137,82	659,19	694,07	34,88	711,96	717,81	5,85	676,69	677,90	1,21
	iG	622,71	616,06	-6,64	645,70	638,02	-7,68	694,09	714,48	20,40	657,22	671,70	14,47
14	sG	664,79	589,97	-74,82	723,05	715,57	-7,47						
	iG	669,80	732,90	63,10	602,28	685,74	83,46						
15	sG	579,09	478,91	-100,18	635,06	602,92	-32,15	644,39	618,85	-25,54	630,36	625,46	-4,91
	iG	598,87	502,99	-95,87	634,62	n.v.		671,13	736,11	64,98	641,22	626,32	-14,90
16	sG	650,22	627,32	-22,90	601,35	598,30	-3,06	680,20	614,00	-66,20	586,67	574,60	-12,07
	iG	697,37	652,81	-44,56	662,72	617,85	-44,86	596,25	621,50	25,25	622,75	643,61	20,86
17	sG	686,76	561,92	-124,84	684,78	622,37	-62,40						
	iG	638,29	604,54	-33,75	612,64	541,97	-70,66						
18 post3 post4	sG	587,68	533,34	-54,34	622,51	520,30	-102,22						
	iG	600,25	499,78	-100,47	584,17	598,55	14,38						
	sG		510,00	-23,34		581,51	61,21						
	iG		557,45	57,68		532,99	-65,55						
	sG		543,89	33,89		531,85	-49,66						
	iG		582,28	24,82		536,79	3,80						
19	sG	709,02	622,16	-86,86	727,39	769,42	42,03						
	iG	708,94	622,16	-86,78	734,02	553,98	-180,03						
20	sG	666,79	562,00	-104,79	663,21	619,61	-43,60	683,78	657,98	-25,80	662,37	645,61	-16,76
	iG	563,14	556,63	-6,52	603,81	583,14	-20,67	632,07	588,66	-43,40	616,43	567,40	-49,03
21	sG	666,60	552,68	-113,92	673,12	584,37	-88,75						
	iG	763,27	605,32	-157,95	764,14	583,01	-181,12						
22	sG	750,69	695,55	-55,14	775,78	600,12	-175,67						
	iG	759,20	720,20	-39,00	755,33	666,37	-88,96	582,25	612,15	29,90			
23	sG	740,21	778,91	38,71	775,45	747,16	-28,30						
	iG	766,92	825,56	566,09	818,49	252,40	0,74						

(Angaben in mg Ca/ml; sG: superiore Gelenkflächen, iG: inferiore Gelenkflächen, li: links, re: rechts, prä: Wert vor Fixateurimplantation, post: Wert nach Metallentfernung, Diff= Differenz der Werte)

## 4. Prozentuale Differenz der Kalziumwerte der untersuchten Gelenkflächen

Patient	I				II				III				IV			
	sG		iG		sG		iG		oG		uG		oG		uG	
	li	re	li	re	li	re	li	re	li	re	li	re	li	re	li	re
1					-14,20	-8,16	+17,04	+15,03	n.v.	-2,67	+0,35	+35,04				
2					-25,84	-17,93	-30,44	n.v.	-14,5	-19,05	-19,70	-18,18				
3	+8,95	-3,70			+5,29	+8,75	+24,5	+18,08	-1,18	-3,85	+23,04	+7,61				
post3	+27,64	+19,48			+3,27	-5,84	+6,68	+6,86	+11,60	-1,55	+5,54	+12,02				
4					-16,68	-7,90	+0,44	-4,85	-19,54	-12,96	-13,61	-27,21				
5					-5,92	-9,43	+7,05	-2,76	-2,45	-1,82	-11,12	+1,39	-13,55	+10,59	-1,31	-10,56
6	-2,58	-11,36	-3,11	+6,35	+1,4	-3,64	+2,62	+2,03	+4,42	-3,45	-4,70	+0,61				
7					+2,53	-10,61	n.v.	-11,77	-5,38	-14,99	n.v.	-3,12				
8					-0,59	-7,98	-9,00	-8,88	+16,05	+7,37	+9,10	+6,18				
9					-4,55	-8,07	-4,90	-2,39	-29	-21,24	-4,74	-6,53				
10	-12,23	-6,71	-16,06	+1,66	-18,69	-5,87	+9,98	+0,18	-7,88	-6,1	-20,32	-14,25				
11	-16,9	-5,76	-13,04	-16,39	-17,70	-17,87	-1,18	-5,37	-0,44	-1,19	-8,57	+0,65				
12	-0,17	+17,37	+30,65	+15,32	+2,25	+25,36	+16,54	+11,90	+14,43	-2,25	+19,01	-1,10				
13					+18,69	+6,57	-14,70	+2,69	n.v.	+5,29	-1,07	-1,19	+0,82	+0,18	+2,94	+2,20
14					-26,22	-10,76	+5,00	+11,70	-11,25	-1,03	+9,42	+13,86				
15					-5,49	-3,23	-0,92	-9,38	-17,30	-5,06	-16,01	n.v.	-3,96	-0,78	+9,68	-2,32
16	-4,83	-5,99			-7,58	-4,71	-13,98	-8,97	-3,52	-0,51	-6,39	-6,77	-9,73	-2,06	-4,24	-3,35
17	-23,05	-18,64	-23,32	-5,85	-17,31	-18,04	-18,86	-17,90	-18,18	-9,11	-5,29	-11,53				
18	+4,82	-4,54	-25,71	-18,96	-18,84	-13,78	-21,06	-11,28	-9,25	-16,42	-16,74	+2,46				
post3	+6,79	+15,21	+12,14	+22,22	+24,59	+15,27	+18,41	+7,02	-4,38	+11,77	+11,54	-10,95				
post4					+9,18	-10,63	+2,88	-3,1	+6,65	-8,54	+4,45	+0,71				
19	+2,77	+12,11	-9,33	-2,46	-12,25	+5,78	n.v.	-24,43								
20	+0,21	-3,71	-11,45	-8,21	-9,73	-14,52	-19,99	-16,97	-15,72	-6,57	-1,16	-3,42	-3,77	-2,53	-6,87	-7,95
21					-11,45	-7,47	-10,44	-11,70	-17,09	-13,19	-20,69	-23,70				
22	-22,69	-5,76	-4,17	-16,39	-13,95	+2,86	-5,14	+5,29	-7,35	n.v.	-11,78	+5,13				
23	-7,88	+4,33	+33,31	+7,31	n.v.	+1,22	+9,09	-7,81	+5,23	-3,65	+6,86	+44,59				

## 5. Konfidenzintervalle (KI) der visuell, semiquantitativ und quantitativ ermittelten Änderungen (in Prozent der Gelenkflächen) für das gesamte Patientensample

Gelenk- flächen		Kalziumgehalt		Maximagröße		Mineralisierungsgrad	
		% GF	KI	% GF	KI	% GF	KI
I	Abnahme	50,00	0,346-0,654	68,75	0,500-0,839	64,00	0,492-0,771
	Zunahme	18,18	0,082-0,327	31,25	0,161-0,500	24,00	0,131-0,382
	keine Änderung	31,82	0,186-0,476			12,00	0,195-0,467
II	Abnahme	51,09	0,404-0,617	46,73	0,363-0,574	65,22	0,546-0,749
	Zunahme	22,83	0,147-0,328	20,65	0,129-0,304	23,91	0,156-0,339
	keine Änderung	21,74	0,138-0,316	7,61	0,031-0,151	9,78	0,046-0,178
III	Abnahme	44,32	0,337-0,553	70,45	0,598-0,797	69,32	0,586-0,787
	Zunahme	18,18	0,108-0,278	19,32	0,117-0,291	25,00	0,164-0,354
	keine Änderung	31,81	0,223-0,426	5,68	0,019-0,128	4,55	0,013-0,112
IV	Abnahme	25,00	0,087-0,491	62,50	0,245-0,915	58,33	0,366-0,779
	Zunahme	10,00	0,012-0,317			8,33	0,010-0,270
	keine Änderung	65,00	0,408-0,846	37,50	0,085-0,755	29,17	0,126-0,511

6. Konfidenzintervalle (KI) der visuell ermittelten Änderungen (in Prozent der Gelenkflächen) getrennt in Gruppen A und B

Gelenk- flächen		Gruppe A		Gruppe B	
		% GF	KI	% GF	KI
I	Abnahme	84,38	0,672-0,947	16,67	0,047-0,374
	Zunahme	9,38	0,020-0,250	45,83	0,256-0,672
	keine Änderung	6,25	0,008-0,208	37,5	0,188-0,594
II	Abnahme	83,33	0,698-0,925	23,81	0,121-0,395
	Zunahme	12,50	0,047-0,252	50	0,342-0,658
	keine Änderung	4,17	0,005-0,143	26,19	0,139-0,420
III	Abnahme	90,91	0,783-0,975	38,64	0,244-0,545
	Zunahme	9,09	0,025-0,217	59,09	0,432-0,737
	keine Änderung			2,27	0,001-0,132
IV	Abnahme	66,67	0,447-0,844	12,50	0,003-0,527
	Zunahme	8,33	0,010-0,270	50,00	0,157-0,843
	keine Änderung	25,00	0,098-0,467	37,50	0,085-0,755

7. Konfidenzintervalle (KI) der semiquantitativ ermittelten Änderungen (in Prozent der Gelenkflächen) getrennt in Gruppen A und B

Gelenk- flächen		Gruppe A		Gruppe B	
		% GF	KI	% GF	KI
I	Abnahme	75,00	0,533-0,902	33,33	0,010-0,651
	Zunahme	25,00	0,098-0,467	58,33	0,277-0,848
	keine Änderung			8,33	0,002-0,385
II	Abnahme	83,64	0,712-0,922	31,11	0,182-0,466
	Zunahme	9,09	0,030-0,200	55,56	0,400-0,704
	keine Änderung	7,27	0,020-0,176	13,33	0,051-0,268
III	Abnahme	88,00	0,757-0,955	47,37	0,310-0,642
	Zunahme	8,00	0,022-0,192	47,37	0,310-0,642
	keine Änderung	4,00	0,005-0,137	5,26	0,006-0,177
IV	Abnahme	50,00	0,157-0,843	75,00	0,349-0,968
	Zunahme				
	keine Änderung	50,00	0,157-0,843	25,00	0,032-0,651



8. Konfidenzintervalle (KI) der quantitativ ermittelten Änderungen (in Prozent der Gelenkflächen) getrennt in Gruppen A und B

Gelenk- flächen		Gruppe A		Gruppe B	
		% GF	KI	% GF	KI
I	Abnahme	61,76	0,436-0,778	6,25	0,002-0,302
	Zunahme	8,82	0,019-0,237	68,75	0,413-0,890
	keine Änderung	29,41	0,151-0,475	25,00	0,073-0,524
II	Abnahme	66,07	0,522-0,782	25,58	0,135-0,412
	Zunahme	14,29	0,064-0,262	37,21	0,230-0,533
	keine Änderung	19,64	0,102-0,324	37,21	0,230-0,533
III	Abnahme	64,15	0,498-0,769	23,68	0,114-0,402
	Zunahme	11,32	0,043-0,230	36,84	0,218-0,540
	keine Änderung	24,52	0,138-0,383	39,47	0,240-0,566
IV	Abnahme	25,00	0,055-0,572	25,00	0,032-0,651
	Zunahme			25,00	0,032-0,651
	keine Änderung	75,00	0,428-0,945	50,00	0,157-0,843

9. Mittelwert und Standardabweichung der Kalziumwerte aller Patienten aufgeschlüsselt in Gelenkflächen I-IV

Gelenkflächen		prä	post	Diff	post 3	Diff post3-2	post 4	Diff post4-3
I	Mittelwert	625,83	588,67	-37,16	538,47	87,01		
	Stabw	106,03	94,43	74,36	113,40	32,63		
II	Mittelwert	639,71	597,93	-41,78	575,69	45,02	534,11	-2,41
	Stabw	82,01	83,01	76,25	54,00	43,68	44,24	45,85
III	Mittelwert	659,82	621,95	-37,88	621,99	26,67	548,70	3,21
	Stabw	69,63	99,22	86,08	94,11	53,17	22,92	37,43
IV	Mittelwert	663,11	651,96	-11,16				
	Stabw	43,57	50,44	43,14				

(Angaben in mg Ca/ml; prä: Wert vor Fixateurimplantation, post: Wert nach Metallentfernung, Diff: Differenz)

## 10. Mittelwert und Standardabweichung der Kalziumwerte pro Patient

Patient		prä	post	Diff	post 3	Diff post3-2	post4	Diff post4- 3
1	Stabw	57,86	73,10	119,61				
	Mittelwert	704,24	719,64	15,40				
2	Stabw	57,30	70,00	41,08				
	Mittelwert	723,97	566,10	-157,88				
3	Stabw	59,39	59,55	55,17	62,88	47,75		
	Mittelwert	558,62	604,70	46,08	650,83	46,13		
4	Stabw	27,19	59,09	54,55				
	Mittelwert	603,31	526,13	-77,18				
5	Stabw	55,42	52,20	50,10				
	Mittelwert	666,97	642,99	-23,98				
6	Stabw	53,77	53,47	31,53				
	Mittelwert	669,04	656,73	-12,31				
7	Stabw	50,08	43,91	47,07				
	Mittelwert	725,94	664,44	-61,50				
8	Stabw	56,27	58,94	73,35				
	Mittelwert	769,26	778,18	8,91				
9	Stabw	37,22	69,47	53,15				
	Mittelwert	554,02	498,29	-55,72				
10	Stabw	63,13	34,33	54,86				
	Mittelwert	585,49	534,25	-51,24				
11	Stabw	43,13	68,83	45,16				
	Mittelwert	618,63	565,99	-52,64				
12	Stabw	59,83	59,98	52,48				
	Mittelwert	547,26	611,66	64,40				
13	Stabw	49,40	56,14	61,75				
	Mittelwert	647,85	647,17	-0,68				
14	Stabw	71,07	62,27	65,74				
	Mittelwert	635,99	647,39	11,40				
15	Stabw	52,84	82,08	45,30				
	Mittelwert	603,36	574,86	-28,51				
16	Stabw	43,91	34,51	32,69				
	Mittelwert	655,17	622,40	-32,77				
17	Stabw	45,61	48,41	43,50				
	Mittelwert	676,52	570,41	-106,12				
18	Stabw	46,86	65,97	49,71	48,63	48,83	33,54	38,87
	Mittelwert	548,73	480,73	-68,01	528,02	47,29	541,41	0,40
19	Stabw	79,96	89,38	70,48				
	Mittelwert	643,79	603,16	-40,62				
20	Stabw	32,68	41,60	39,47				
	Mittelwert	641,59	587,93	-53,65				
21	Stabw	41,35	24,30	45,28				
	Mittelwert	697,69	595,10	-102,59				
22	Stabw	64,23	61,13	75,98				
	Mittelwert	755,60	691,11	-64,49				
23	Stabw	83,05	55,87	98,88				
	Mittelwert	690,70	724,69	33,98				

(Angaben in mg Ca/ml; prä: Wert vor Fixateurimplantation, post: Wert nach Metallentfernung, Diff: Differenz)

11. Mittelwert und Standardabweichung der Kalziumwerte aller untersuchten Gelenkflächen getrennt nach Gruppen A und B

	Gruppe A			Gruppe B		
	prä	post	Diff	prä	post	Diff
<b>Mittelwert</b>	648,86	597,43	-51,22	608,46	620,14	11,68
<b>Stabw</b>	76,65	89,81	73,79	97,18	82,15	60,86

(Angaben in mg Ca/ml; prä: Wert vor Fixateurimplantation, post: Wert nach Metallentfernung, Diff: Differenz)

12. Mittelwert und Standardabweichung der Kalziumwerte aller Patienten getrennt in Gelenkflächen I-IV und Gruppen A und B

Gelenkflächen	I						II					
	Gruppe A			Gruppe B			Gruppe A			Gruppe B		
	präop	postop	Diff	präop	postop	Diff	präop	postop	Diff	präop	postop	Diff
<b>Mittelwert</b>	624,93	574,84	-50,09	530,26	593,65	63,40	649,10	601,89	-47,21	620,97	626,84	5,87
<b>Stabw</b>	91,71	103,71	69,03	85,44	72,57	47,77	76,45	86,85	89,92	97,97	89,54	59,97

Gelenkflächen	III						IV					
	Gruppe A			Gruppe B			Gruppe A			Gruppe B		
	präop	postop	Diff	präop	postop	Diff	präop	postop	Diff	präop	postop	Diff
<b>Mittelwert</b>	659,38	599,18	-60,20	611,82	613,13	1,30	657,96	632,70	-25,25	700,81	685,38	-15,43
<b>Stabw</b>	71,66	89,43	61,54	93,52	82,48	60,02	35,07	46,26	47,86	42,39	37,21	70,44

(Angaben in mg Ca/ml; prä: Wert vor Fixateurimplantation, post: Wert nach Metallentfernung, Diff: Differenz)



---

## 8 Literatur

- (1) Adams MA, Hutton WC. The mechanical function of the lumbar apophyseal joint. *Spine* 1983; 8:327-330.
- (2) Anetzberger H, Müller-Gerbl M, Scherer MA, Metak G, Blumel G, Putz R. Change in subchondral mineralization after reconstruction of the anterior cruciate ligament of the sheep. *Unfallchirurg* 1994; 97(12):655-660.
- (3) Anetzberger H, Schulz C, Pfahler M, Refior H-J, Müller-Gerbl M. Subchondral mineralization patterns of the glenoid after tear of the supraspinatus. *Clin Orthop* 2002; 404(263):268.
- (4) Aota Y, Kumano K, Hirabayashi S. Postfusion instability at the adjacent segments after rigid pedicle screw fixation for degenerative lumbar spinal disorders. *J Spinal Disord* 1995; 8(6):464-473.
- (5) Axelsson P, Johnsson R, Stromqvist B. The spondylolytic vertebra and its adjacent segment: mobility measured before and after posterolateral fusion. *Spine* 1997; 22:414-417.
- (6) Bailey A, Mansell J. Do subchondral bone changes exacerbate or precede articular cartilage destruction in osteoarthritis of the elderly? *Gerontology* 1997; 43:296-304.
- (7) Baker WD, Thomas TG, Kirkaldy-Willis WH. Changes in the cartilage of the posterior intervertebral joints after anterior fusion. *J Bone Joint Surg* 1969; 51-B:736-746.
- (8) Bastian L, Lange U, Knop C, Mannß J, Blauth M. Einfluß einer kurzstreckigen Stabilisierung auf die Beweglichkeit und den intraartikulären Druck benachbarter Wirbelgelenke. Eine biomechanische Studie. *Hefte zu Der Unfallchirurg* 1997; 790-793.
- (9) Blauth M, Knop C, Bastian L. Behandlungsstrategie und Ergebnisse bei Frakturen im Bereich der BWS und LWS. *Hefte Unfallchirurg* 1997; 268:171-179.
- (10) Böhringer ME, Beyer WF, Weseloh G. Vergleichende Histomorphometrie der subchondralen Knochendichte und Gelenkknorpeldicke im Tibiakopf bei humanen Früharthrosen. *Z Orthop* 1995; 133:291-302.
- (11) Brodsky AE, Hendricks RL, Khalil MA, Darden BV, Brotzmann TT. Segmental ("floating") lumbar spine fusion. *Spine* 1989; 14:447-450.
- (12) Bühren V. Verletzungen der Brust- und Lendenwirbelsäule. *Chirurg* 2001; 72:865-879.
- (13) Burr D, Schaffler MB. The involvement of subchondral mineralized tissues in osteoarthritis: quantitative microscopic evidence. *Microscopy Research and Technique* 1997; 37:343-357.

- (14) Burr DB. The importance of subchondral bone in osteoarthritis. *Current Opinion in Rheumatology* 1998; 10(3):256-262.
- (15) Carter DR. Mechanical loading history and cortical bone remodelling. *Calcif Tissue Int* 1984; 36:19-24.
- (16) Carter DR. Mechanical loading history and skeletal biology. *J Biomech* 1987; 20:1095-1109.
- (17) Carter DR, Wong M, Orr TE. Muskuloskeletal ontogeny, phylogeny and functional adaption. *J Biomech* 1991; 24(1):3-16.
- (18) Chow D, Luk KDK, Evans JH, Leong JCY. Effects of short anterior lumbar interbody fusion on biomechanics of neighboring unfused segments. *Spine* 1996; 21(5):549-555.
- (19) Cowin SC. Wolff's law of trabecular architecture at remodelling equilibrium. *J Biomech Eng* 1986; 108:83-88.
- (20) Cunningham BW, Kotani Y, McNulty PS, Cappuccino A, McAfee PC. The effect of spinal destabilization and instrumentation on lumbar intradiscal pressure. An in vitro biomechanical analysis. *Spine* 1997; 22:2655-2663.
- (21) Dekutoski MB, Schendel MJ, Ogilvie JW, Olsewski JM, Wallace LJ, Lewis JL. Comparison of in vivo and in vitro adjacent segments motion after spinal lumbar fusion. *Spine* 1994; 19(15):1745-1751.
- (22) Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine* 1983; 8(8):817-831.
- (23) Dick W. Innere Fixation von Brust- und Lendenwirbelfrakturen. Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie. 1987.
- (24) Dick W. The "Fixateur interne" as a versatile implant for spine surgery. *Spine* 1987; 12(9):882-900.
- (25) Dieppe PA. Osteoarthritis: The scale and scope of the clinical problem. In: Russel RGG, Dieppe PA, editors. *Osteoarthritis: Current research and prospects for pharmacological intervention*. London: IBC Technical Services, 1991.
- (26) Donaldson C, Hylley S, Vogel J, Hattner R, Bayers J, McMillan D. Effects of prolonged bed rest on bone mineral. *Metabolism* 1970; 19:1071-1084.
- (27) Eckstein F, Jacobs CR, Merz B. Mechanobiological adaption of subchondral bone as a function of joint incongruity and loading. *Med Eng Phys* 1997; 19(8):720-728.
- (28) Eckstein F, Merz B, Müller-Gerbl M, Holzknecht N, Pleier M, Putz R. Morphomechanics of the humero-ulnar joint: II. Concave incongruity determines the distribution of load and subchondral mineralization. *The Anatomical Record* 1995; 243:327-335.

- (29) Eckstein F, Putz R, Müller-Gerbl M, Steinlechner M, Benedetto KP. Cartilage degeneration in the human patella and its relationship to the mineralisation of the underlying bone: a key to the understanding of chondromalacia patellae and femoropatellar arthrosis? *Surg Radiol Anat* 1993; 15:279-286.
- (30) Eckstein F, Steinlechner M, Müller-Gerbl M, Putz R. Mechanical stress and subchondral mineralization of the human elbow joint. A CT-osteosorptiometric study. *Unfallchirurg* 1993; 96(8):399-404.
- (31) Eggers Ch, Stahlenbrecher A. Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule. In: Durst J, editor. *Traumatologische Praxis in einem Band. Standards in Diagnostik und Therapie für alle Fachgebiete*. Stuttgart, New York: Schattauer Verlag, 1997: 263-283.
- (32) Ehni G. The role of spinal fusion. Question 9. *Spine* 1981; 6:308-310.
- (33) Etebar S, Cahill DW. Risk factor for adjacent segment failure following lumbar fixation with rigid instrumentation for degenerative instability. *J Neurosurg* 1999; 90(4S):163-169.
- (34) Frymoyer JW, Hanley EN, Howe J, Kuhlmann D, Matteri R. A comparison of radiographic findings in fusion and nonfusion patients ten or more years following lumbar disc surgery. *Spine* 1978; 4(5):435-440.
- (35) Gertzbein SD. Scoliosis research society. Multicenter spine fracture study. *Spine* 1992; 17:528-540.
- (36) Giunta R, Löwer N, Wilhelm K, Keirse R, Rock C, Müller-Gerbl M. Altered pattern of subchondral bone mineralization in Kienböck's disease. *J Hand Surg* 1997; 22 B(1):16-20.
- (37) Giunta RE, Krimmer H, Krapohl B, Treutlein G, Lanz U, Müller-Gerbl M. Patterns of subchondral bone mineralization in the wrist after midcarpal fusion. *J Hand Surg* 1999; 26(3):138-147.
- (38) Graichen H, Putz R. Anatomische und funktionelle Aspekte von Brust- und Lendenwirbelsäule. *Orthopäde* 1999; 28:424-431.
- (39) Große-Leege H, Winker KH. Operative Behandlung von Wirbelfrakturen-dorsale Instrumentierung. *OP-Journal* 2001; 17:156-160.
- (40) Gunzburg R, Hutton WC. Effects of posterior instrumentation on axial rotation of the lumbar spine: an in vitro biomechanical study. *J Spinal Disord* 1995; 8(2):103-110.
- (41) Ha KY, Schendel MJ, Lewis JL. Effect of immobilization and configurations on lumbar adjacent-segment biomechanics. *J Spinal Disord* 1993; 6(99):105.
- (42) Hall-Craggs ECB. *The Back and Spinal Cord. Anatomy as a Basis for Clinical Medicine*. Baltimore, München: Urban & Schwarzenberg, 1990: 35-59.
- (43) Hambly MF, Wiltse LL, Raghavan Neal, Schneidermann G, Koenig C. The transition zone above a spinal fusion. *Spine* 1998; 23:1785-1792.

- (44) Holdsworth F. Fractures, dislocations, and fracture dislocations of the spine: review article. *J Bone Joint Surg (Am)* 1970; 52:1534-1551.
- (45) Hoogbergen MM, Niessen WJ, Schuurman AH, Spauwen PHM, Kauer JMG. Subchondral bone mineral density patterns representing the loading history of the wrist joint. *J Hand Surg (British and European)* 2002; 27B(2):150-154.
- (46) Hu R, Mustard CA, Burns C. Epidemiology of incident spinal fracture in a complete population. *Spine* 1996; 21(4):492-499.
- (47) Hvid I, Bentzen SM, Linde F, Mosekilde L, Pongsoipetch B. X-Ray quantitative computed tomography: the relations to physical properties of proximal and tibial trabecular bone specimens. *J Biomech* 1989; 22:837-844.
- (48) Issekutz B, Blizzard J, Birkhead N, Rodahl K. Effect of prolonged bed rest on urinary calcium output. *Physiol* 1966; 21:1013-1020.
- (49) Iwakasaki N, Minami A, Miyazawa T, Kiyoshi K. Force distribution through the wrist joint on patients with different stages of Kienböck's disease: using computed tomography osteoabsorptiometry. *J Hand Surg* 2000; 25 A(5):870-876.
- (50) Jacob AL, Elke R, Proske M. Wirbelsäule. In: Steinbrich W, Regazzoni P, editors. *Frakturen und Luxationen*. Stuttgart, New York: Thieme Verlag, 1999: 297-325.
- (51) Jones H, Priest J, Hayes W, Tichenor C, Nagel D. Humeral hypertrophy in response to exercise. *Bone Jt Surgery* 1977; 59-A:204-208.
- (52) Kahanovitz N, Arnoczky SP, Levine DB, Otis JP. The effects of internal fixation on the articular cartilage of unfused canine facet joints. *Spine* 1984; 9:268-272.
- (53) Kahanovitz N, Bullough P, Jacobs RR. The effect of internal fixation without arthrodesis on human facet joint cartilage. *Clin Orthop* 1984; 189:204-208.
- (54) Kauffmann GW, Wunsch C, Schneider B. Röntgendiagnostik. In: Kauffmann GW, Moser E, Sauer R, editors. *Radiologie*. München, Jena: Urban & Fischer Verlag, 2001: 85-252.
- (55) Kifune M, Panjabi MM, Arand M, Liu W. Fracture pattern and instability of thoracolumbar injuries. *Eur Spine J* 1995; 4(2):98-103.
- (56) Knop C, Blauth M. Verletzungen der Brust- und Lendenwirbelsäule ohne und mit neurologischer Beteiligung. *OP-Journal* 2001; 17:102-111.
- (57) Knop C, Blauth M, Bastian L, Lange U, Kesting J, Tscherne H. Frakturen der thorakolumbalen Wirbelsäule- Spätergebnisse nach dorsaler Instrumentierung und ihre Konsequenzen. *Unfallchirurg* 1997; 100:630-639.
- (58) Knop C, Blauth M, Bühren V, Arand M, Egbers H-J, Hax P-M et al. Operative Behandlung von Verletzungen des thorakolumbalen Übergangs. Teil 3: Nachuntersuchung. Ergebnisse einer prospektiven multizentrischen Studie



- der Arbeitsgemeinschaft "Wirbelsäule" der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie. Unfallchirurg 2001; 104:583-600.
- (59) Knop C, Blauth M, Bühren V, Hax P-M, Kinzl L, Mutschler W et al. Operative Behandlung von Verletzungen des thorakolumbalen Übergangs. Teil 1: Epidemiologie. Unfallchirurg 1999; 102:924-935.
- (60) Knop C, Blauth M, Bühren V, Hax P-M, Kinzl L, Mutschler W et al. Operative Behandlung von Verletzungen des thorakolumbalen Übergangs. Teil 2: Operation und röntgenologische Befunde. Unfallchirurg 2000; 103:1032-1047.
- (61) Knop C, Oeser M, Bastian L, Lange U, Zdichavsky M, Blauth M. Entwicklung und Validierung des VAS-Wirbelsäulenscores. Unfallchirurg 2001; 104:488-497.
- (62) Krismer M. Die Rotation der Brust- und Lendenwirbelsäule. [46], 49-92. In: Bauer R, Harder F, Trentz O, editors. Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie. Bern, Göttingen, Toronto, Seattle: Verlag Hans Huber, 1996.
- (63) Kumar MN, Baklanov A, Chopin D. Correlation between sagittal plane changes and adjacent segment degeneration following lumbar spine fusion. Eur Spine J 2001; 10:314-319.
- (64) Kumar MN, Jacquot F, Hall H. Long-term follow-up of functional outcomes and radiographic changes at adjacent levels following lumbar spine fusion for degenerative disc disease. Eur Spine J 2001; 10:309-313.
- (65) Kummer B. Funktioneller Bau und funktionelle Anpassung des Knochens. Anat Anz 1962; 110:261-263.
- (66) Kummer B. Biomechanics of bone: Mechanical properties, functional structure, functional adaption. In: Fung YC, editor. Biomechanics. Englewood Cliffs: Prentice Hall, 1972: 237-271.
- (67) Kummer B. Biomechanik der Wirbelgelenke. Meinicke F-W, editor. Die Wirbelbogengelenke ausschließlich der Okzipito-Zervikalregion [87], 29-3. In: Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis. Junghanns, H. Stuttgart: Hippokrates Verlag, 1981.
- (68) Kummer B. Welchen Beitrag leisten die Wirbelbogengelenke zur Tragfunktion der Wirbelsäule? In: Hackenbrock MH, Refior H-J, Jäger M, editors. Biomechanik der Wirbelsäule. Ergebnisse praxisbezogener Grundlagenforschung. 5. Münchner Symposium für experimentelle Orthopädie, Stuttgart, New York: Thieme Verlag, 1983: 19-25.
- (69) Kummer B. Kausale Histogenese der Gewebe des Bewegungsapparates und funktionelle Anpassung. In: Benninghoff. Makroskopische und mikroskopische Anatomie des Menschen. München, Wien, Baltimore: Urban und Schwarzenberg Verlag, 1985:199-213.

- (70) Lange U, Bastian L, Knop C, Blauth M. Einfluss einer kurzstreckigen Spondylodese des thorakolumbalen Übergangs auf die angrenzenden Facettengelenke. Eine biomechanische Studie. Unfallchirurg 2002; 105:359-370.
- (71) Lee CK. Accelerated degeneration of the segment adjacent to a lumbar fusion. Spine 1988; 13(3):375-377.
- (72) Lee CK, Langrana NA. Lumbosacral spinal fusion. A biomechanical study. Spine 1984; 9(6):574-581.
- (73) Leferink VJM, Nijboer JMM, Zimmermann KW, Veldhuis EFM, ten Vergert EM, ten Duis HJ. Thoracolumbar spinal fractures: segmental range of motion after dorsal spondylosis in 82 patients: a prospective study. Eur Spine J 2002; 11:2-7.
- (74) Lehmann TR, Spratt KF, Tozzi JE, Weinstein JN, Reinartz SJ, El-Khoury GY et al. Long-term follow-up of lower lumbar fusion patients. Spine 1987; 12(2):97-104.
- (75) Lindsey RW, Dick W. The fixateur interne in the reduction and stabilization of thoracolumbar spine fractures in patients with neurologic deficit. Spine 1991; 16:140-145.
- (76) Lindsey RW, Dick W, Nunchuck S, Zach G. Residual intersegmental spinal mobility following limited pedicle fixation of thoracolumbar spine fractures with the fixateur interne. Spine 1993; 18(4):474-478.
- (77) Lorenz M, Patwardhan A, Vanderby R. Load-bearing characteristics of lumbar facets in normal and surgically altered spinal segments. Spine 1983; 8(2):122-130.
- (78) Magerl F, Aebi M, Gertzbein SD, Harms J, Nazarian SA. A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. Eur Spine J 1994; 3:184-201.
- (79) Malmivaara AO. Pathoanatomical changes in the thoracolumbar junctional region of the spine. Ann Med 1989; 21(5):367-368.
- (80) Malmivaara AO, Videmann T, Kuosma E, Troup JDG. Facet joint orientation, facet and costovertebral joint osteoarthritis, disc degeneration, vertebral body osteophytosis, and Schmorl's nodes in the thoracolumbar region of cadaveric spine. Spine 1987; 12(5):458-463.
- (81) Martin R, Albright J, Clarke W, Niffenegger J. Load-carrying effects on the adult beagle tibia. Sports Exer 1980; 13:343-349.
- (82) McAfee PC. The value of computed tomography in thoracolumbar fracture. J Bone Joint Surg 1983; 65(A):461-472.
- (83) Molz FJ, Partin JI, Kirkpatrick JS. The acute effects of posterior fusion instrumentation on kinematics and intradiscal pressure of the human lumbar spine. J Spinal Disord 2003; 16(2):171-179.

- (84) Müller U, Berlemann U, Sledge J, Schwarzenbach O. Treatment of thoracolumbar burst fractures without neurological deficit by indirect reduction and posterior instrumentation: bisegmental stabilization with monosegmental fusion. *Eur Spine J* 1999; 8:284-289.
- (85) Müller-Gerbl M, Griebel S, Putz R, Goldmann A, Kuhr M, Träger K. Assessment of subchondral bone density distribution patterns in patients subjected to correction osteotomy. 40th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, New Orleans, 1994
- (86) Müller-Gerbl M, Löwer N, Wilhelm K, Kenn R, Putz R. Stress analysis of the radiocarpal joint from a determination of the subchondral mineralisation pattern. *Advances in the Biomechanics of the Hand and Wrist* 1994; (256):159-165.
- (87) Müller-Gerbl M. Die Rolle der Wirbelgelenke für die Kinematik der Bewegungssegmente. *Ann Anat* 1992; 174:48-53.
- (88) Müller-Gerbl M. The subchondral bone plate. In: Beck F, Brown D, Christ B, Kritiz W, Marani E, Putz R et al., editors. *Adv Anat Embryol Cell Biol* [141], 1-134. Berlin, Heidelberg: Springer Verlag, 1998.
- (89) Müller-Gerbl M, Putz R, Hodapp N, Schulte E, Wimmer B. Computed tomography-osteodensitometry for assessing the density distribution of subchondral bone as a measure of long-term mechanical adaptation in individual joints. *Skelet Radiol* 1989; 18:507-512.
- (90) Müller-Gerbl M, Putz R, Hodapp N, Schulte E, Wimmer B. Die Darstellung der subchondralen Dichtemuster mittels der CT-Osteodensitometrie (CT-OAM) zur Beurteilung der individuellen Gelenkbeanspruchung am Lebenden. *Z Orthop* 1990; 128:128-133.
- (91) Müller-Gerbl M, Putz R, Kenn R. Demonstration of subchondral bone density patterns by three dimensional CT-Osteodensitometry as a noninvasive method for in vivo assessment of individual long-term stresses in joints. *J Bone Miner Res* 1992; 7:411-418.
- (92) Müller-Gerbl M, Putz R, Kenn R. Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung in der Cavitas Glenoidalis bei Normalpersonen, Sportlern und Patienten. *Z Orthop* 1993; 131:10-13.
- (93) Müller-Gerbl M, Putz R, Kenn R, Kierse R. People in different age groups show different hip-joint morphology. *Clinical Biomechanics* 1993; 8:66-72.
- (94) Müller-Gerbl M, Schlenker B, Linsenmaier U, Wehr U. Quantitative CT-Osteodensitometrie (q-CT-OAM) in der subchondralen Knochenplatte . Poster 2001.
- (95) Murray RC, Vedi S, Birch HL, Lakhani KH, Goodship AE. Subchondral bone thickness, hardness and remodelling are influenced by short-term exercise in a site-specific manner. *Journal of Orthopaedic Research* 2001; 19:1035-1042.

- (96) Nagata H, Schendel MJ, Transfeldt E, Lewis JL. The effects of immobilization of long segments of the spine on the adjacent and distal facet force and lumbosacral motion. *Spine* 1993; 18(16):2471-2479.
- (97) Nothofer W, Neugebauer R. Aktuelles diagnostisches Vorgehen bei Verletzungen der Brust- und Lendenwirbelsäule. *Trauma Berufskrankh* 2000; 2(2):236-240.
- (98) Oda I, Cunningham BW, Buckley RA, Goebel MJ, Haggerty CJ, Orbegoso CM et al. Does spinal kyphotic deformity influence the biomechanical characteristics of the adjacent motion segments? *Spine* 1999; 24:2139-2146.
- (99) Olerud S, Karlstrom G, Sjoström L. Transpedicular fixation of thoracolumbar vertebral fractures. *Clin Orthop* 1988; 227(44):51.
- (100) Pal GP, Rotal RV. Mechanism of change in the orientation of the articular process of the zygapophyseal joint at the thoracolumbar junction. *J Anat* 1999; 195:199-209.
- (101) Panjabi MM. What happens in the motion segment? *Bulletin Hospital for Joint Diseases* 1996; 55(3):149-153.
- (102) Panjabi MM, Oxland TR, Kifune M, Arand M, Wen L, Chen A. Validity of the three-column theory of thoracolumbar fractures. A biomechanic investigation. *Spine* 1995; 20(10):1122-1127.
- (103) Pauwels F. Eine neue Theorie über den Einfluß mechanischer Reize auf die Differenzierung der Stützgewebe. *Z Anat Entwickl-Gesch* 1965;478-515.
- (104) Pauwels F. *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag, 1965.
- (105) Pauwels F. Kurzer Überblick über die mechanische Beanspruchung des Knochens und ihre Bedeutung für die funktionelle Anpassung. *Z Orthop* 1973; 111:681-705.
- (106) Pauwels F. Über die gestaltende Wirkung der funktionellen Anpassung des Knochens. *Anat Anz* 1976; 139:213-220.
- (107) Pizanis A, Mutschler W. Dorsale Stabilisierung von Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule durch den Fixateur interne- Technik und Ergebnisse. *Zentralbl Chir* 1998; 123:936-943.
- (108) Putz R. Funktionelle Anatomie der Wirbelgelenke. In: Doerr W, Leonhardt H, editors. *Normale und pathologische Anatomie* [43], 1-116. Stuttgart, New York: Thieme Verlag, 1982.
- (109) Putz R. Zur funktionellen Struktur der Processus articulares superiores der Lendenwirbel. *Verh Anat Ges* 1984; 78:629-630.
- (110) Putz R. The functional morphology of the superior articular processes of the lumbar vertebrae. *J Anat* 1985; 143:181-187.

- (111) Putz R, Müller-Gerbl M. The vertebral column- a phylogenetic failure? A theory explaining the function and vulnerability of the spine. *Clin Anat* 1996; 9(3):205-212.
- (112) Radin EL, Parker HG, Pugh JW, Steinberg RS, Paul IL, Rose RM. Response of joints to impact loading-III. Relationship between trabecular microfractures and cartilage degeneration. *J Biomech* 1973; 6:51-57.
- (113) Radin EL, Paul I.L., Rose RM. Role of mechanical factors in the pathogenesis of primary osteoarthritis. *Lancet* 1972; 1:519-522.
- (114) Radin EL, Paul IL. Does cartilage compliance reduce skeletal impact loads? The relative force-attenuating properties of articular cartilage, synovial fluid, periarticular soft tissues and bone. *Arthritis Rheum* 1970; 13:139-144.
- (115) Radin EL, Paul IL, Lowy M. A comparison of the dynamic force transmitting properties of subchondral bone and articular cartilage. *J Bone Joint Surg* 1970; 52A:444-456s.
- (116) Rohlmann A, Calisse J, Bergmann G, Weber U. Internal spinal fixator stiffness has only a minor influence on stresses in the adjacent discs. *Spine* 1999; 24(12):1192-1196.
- (117) Rohlmann A, Klöckner C, Bergmann G. Biomechanik der Kyphose. *Orthopäde* 2001; 30:915-918.
- (118) Rolander SD. Motion of the lumbar spine with special reference to the stability effect of posterior fusion: an experimental study on autopsy specimens . *Acta Orthop Scan* 1966; 90:1-143.
- (119) Rombold C. Spondylolysis: a complication of spine fusion. *J Bone Joint Surg* 1965; 47:1237-1242.
- (120) Roux W. Über die Dicke der statischen Elementarteile und die Maschenweite der Substantia spongiosa der Knochen. *Zeitschrift für orthopädische Chirurgie* 1896; IV (Band: Separatdruck).
- (121) Schlegel JD, Smith JA, Schleusener RL. Lumbar motion segment pathology adjacent to thoracolumbar, lumbar and lumbosacral fusions. *Spine* 1996; 21:970-981.
- (122) Schleicher A, Tillmann B, Zilles K. Quantitative analysis of X-ray images with a television image analyser. *Microscopia Acta* 1980; 83:189-196.
- (123) Schlüter K. Form und Struktur des normalen und des pathologisch veränderten Wirbels. In: *Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis* 30. Stuttgart, Hippokrates Verlag: 1965.
- (124) Schulitz KP, Wiesner L, Wittenberg R, Hille E. Das Bewegungssegment oberhalb der Fusion. *Z Orthop* 1996; 134:171-176.
- (125) Schulz CU, Pfahler M, Anetzberger HM, Becker CR, Müller-Gerbl M, Refior HJ. The mineralization patterns at the subchondral bone plate of the glenoid cavity in healthy shoulders. *J Shoulder Elbow Surg* 2002; 11(2):174-181.

- (126) Shimizu M, Tsuji H, Matsui H, Katoh Y, Sano A. Morphometric analysis of subchondral bone of the tibial condyle in osteoarthritis. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1993; 293:229-239.
- (127) Shirazi-Adl A. Biomechanics of the lumbar spine in sagittal/lateral moments. *Spine* 1994; 19(21):2407-2414.
- (128) Shono Y, Kaneda K, Abumi K, McAfee P, Cunningham B. Stability of posterior spinal instrumentation and its effects on adjacent motion segments in the lumbosacral spine. *Spine* 1998; 23(14):1550-1558.
- (129) Singer KP, Breidahl PD, Day RE. Variations in zygapophyseal joint orientation and level of transition at the thoracolumbar junction. *Surg Radiol Anat* 1988; 10:291-295.
- (130) Stokes IAF, Wilder DG, Frymoyer JW, Pope MH. Assessment of patients with low-back pain by biplanar radiographic measurement of intervertebral motion. *Spine* 1981; 6(233):240.
- (131) Stürmer KM, Koeser K, Schax M, Hanke J. Ergebnisse der operativen Behandlung instabiler Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule. Kalf R, editor. Bern, Göttingen, Toronto, Seattle: Verlag Hans Huber, 1984: 67-81.
- (132) Tasdemiroglu E, Tibbs PA. Long-term follow-up results of thoracolumbar fractures after posterior instrumentation. *Spine* 1995; 20(15):1704-1708.
- (133) Taylor JR, Twomey LT. Age changes in lumbar zygapophyseal joints. Observations on structure and function. *Spine* 1986; 11(7):739-745.
- (134) Umehara S, Zindrick MR, Patwardhan AG, Havey RM, Vrbos LA, Knight GW et al. The biomechanical effect of postoperative hypolordosis in instrumented lumbar fusion on instrumented and adjacent spinal segments. *Spine* 2000; 25(13):1617-1624.
- (135) Virchow H. *Sitzungber Ges deut Naturfreunde*. Berlin: 265-290. 2003.
- (136) Weckbach A, Blatter T. Die thorakolumbale Wirbelsäulenverletzung- Operationsindikation und -zeitpunkt. *Zentralbl Chir* 1998; 123:930-935.
- (137) Weckbach A, Blatter T. Aktuelle operative Verfahren bei Wirbelsäulenverletzungen, ihre Indikationen und Alternativen. *Trauma Berufskrankh* 2000; 2(2):243-248.
- (138) Weckbach A, Wagner R, Blatter TR. Verletzungen der thorakolumbalen Wirbelsäule (Teil 1). *Zentralbl Chir* 2002; 127:84-93.
- (139) Weckbach A, Wagner R, Blatter TR. Verletzungen der thorakolumbalen Wirbelsäule (Teil 2). *Zentralbl Chir* 2002; 127:96-101.
- (140) Weinhoffer SL, Guyer RG, Herbert M, Griffith SL. Intradiscal pressure measurements above an instrumented fusion. *Spine* 1995; 20(5):526-531.

- (141) White AA, Panjabi MM. Clinical Biomechanics of the Spine. 2nd ed. Philadelphia: JB Lippincott Co., 1990.
- (142) Whitecloud TS, Davis JM, Olive PM. Operative treatment of the degenerated segment adjacent to a lumbar fusion. Spine 1994; 19:531-536.
- (143) Whitesides TE. Traumatic kyphosis of the thoracolumbar spine. Clin Orthop 1977; 128:78-92.
- (144) Wilke H-J, Rohlmann A, Neller S, Schultheiß M, Bergmann G, Graichen F et al. Is it possible to simulate physiologic loading conditions by applying pure moments? Spine 2003; 26(6):636-642.
- (145) Winkler H. Verletzungen der Brustwirbel- und Lendenwirbelsäule. In: Cotta, H, Wentzensen A, Holz F, Krämer K-L, and Pfeil J, editors. Standardverfahren in der operativen Orthopädie und Unfallchirurgie. Wirbelsäule. Stuttgart, New York: Thieme Verlag, 1996: 304-309.
- (146) Wolff J. Das Gesetz der Transformation der Knochen. Berlin: Hirschwald, 1892.
- (147) Wu DD, Burr DB, Boyd RD, Radin EL. Bone and cartilage changes following experimental varus or valgus tibial angulation. J Orthop Res 1990; 8(4):572-585.
- (148) Yang SW, Langrana NA, Lee CK. Biomechanics of lumbosacral fusion in combined compression-torsion loads. Spine 1986; 11:937.
- (149) Zukschwerdt L, Emminger E, Biedermann F, Zettel H. Wirbelgelenk und Bandscheibe. Ihre Beziehung zum vertebralem Schmerz. Zugleich eine Stellungnahme zur Chiropraktik und Begutachtung. 2. Auflage. Stuttgart: Hippokrates Verlag, 1960.

## *Lebenslauf*

Geburtsdatum: 16.01.1978

### Schulbildung und Studium:

Juni 1997 Abitur am Gymnasium Maria Stern Augsburg

1997– 2003 Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München

mit Auslandsaufenthalten am Kantonsspital St. Gallen, Schweiz, am Mount Sinai Medical Center New York, USA und an der University of California, San Diego, USA

### Berufliche Tätigkeit:

Seit Januar 2004 Ärztin am Institut für Klinische Radiologie der LMU München