

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

**Mineralisierungsverteilung in den lumbalen Endplatten
bei Gesunden, Patienten mit Osteochondrose und mit
Bandscheibenprothese**

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

Vorgelegt von
Christoph Johannes Wieser
aus
Mühldorf am Inn
2007

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. Magdalena Müller-Gerbl
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. H. R. Dürr Prof. Dr. W. Mutschler Prof. Dr. H. Hertlein
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Dr. med. Hans-Heinrich Trouillier
Dekan:	Prof. Dr. med. D. Reinhardt
Tag der mündlichen Prüfung:	18.01.2007

Dem Schöpfergeist für seine Inspiration,

meinen Eltern Paul und Maria für ihre Liebe und großzügige
Unterstützung,

meinem Bruder Tobias,

all meinen Lehrern, Förderern und Freunden,

in Dankbarkeit und Liebe.

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	9
1.1.	Allgemeines zu Anatomie und Funktion der Wirbelsäule	12
1.2.	Bandscheiben	13
1.2.1.	Anatomie und Funktion	13
1.2.2.	Stoffwechsel und Blutversorgung	15
1.2.3.	Biomechanik	15
1.3.	Wirbelkörperendplatten	18
1.3.1.	Anatomie und Funktion	18
1.3.2.	Stoffwechsel und Blutversorgung	19
1.3.3.	Biomechanik	20
1.4.	Degeneration von Bandscheiben und Bewegungssegment	21
1.4.1.	Epidemiologie	21
1.4.2.	Pathogenese	22
1.4.3.	Folgen der Bandscheibendegeneration	26
1.5.	Grundlagen der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)	27
1.5.1.	Knochenadaptation	27
1.5.2.	Die subchondrale Knochenlamelle	28
1.5.3.	Subchondrale Mineralisierung	29
1.5.4.	Die CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)	31
1.6.	Hypothesen zur Lasteinleitung durch die Bandscheibe	32
1.7.	Fragestellung	33
2.	Material	34
2.1.	Patienten	34

2.2.	Präoperative Untersuchungen	35
2.3.	Operationstechnik	35
2.4.	Postoperative Untersuchungen	36
2.5.	Vergleichsgruppe	37
3.	Methode	38
3.1.	Darstellung der subchondralen Mineralisierung mit der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)	38
3.1.1.	Erstellen der Datensätze für die CT-OAM	38
3.1.2.	Auswertung der Densitogramme	42
3.2.	Quantitative CT-Osteoabsorptiometrie (qCT-OAM)	45
3.3.	Statistische Auswertung der gewonnenen Daten	45
4.	Ergebnisse	46
4.1.	Mineralisierungsmuster	46
4.1.1.	Vergleich Deckplatten/Grundplatten, kranial/kaudal	49
4.1.2.	Vergleich prä- und postoperativ	49
4.2.	Lokalisation der Mineralisierungsmaxima	50
4.2.1.	Gesundes Kollektiv	50
4.2.2.	Patientenkollektiv	52
4.2.2.1.	Präoperativ	52
4.2.2.2.	Postoperativ	53
4.2.2.3.	Vergleich der Mineralisierungsmaxima prä- und postoperativ	53
4.3.	Bestimmung des Kalziumgehaltes der Endplatten	56

4.3.1.	Vergleichs- und Patientenkollektiv	56
4.3.2.	Deck- und Grundplatten	58
4.3.3.	Vergleich des relativen Kalziumgehaltes prä- und postoperativ	58
4.3.4.	Abhängigkeit der Mineralisation von der Höhenlokalisation	60
4.3.5.	Mineralisationsverhältnisse im Bewegungssegment	61
4.3.5.1.	Vergleichskollektiv	61
4.3.5.2.	Vergleichs- und Patientenkollektiv	62
5.	Diskussion	64
5.1.	Diskussion des Materials	64
5.2.	Diskussion der Methode	65
5.2.1.	Computertomographie und CT-Osteoabsorptiometrie	65
5.2.2.	Auswertung der Densitogramme	67
5.2.2.1.	Lokalisation der Mineralisierungsmaxima	67
5.2.2.2.	Reproduzierbarkeit der Ergebnisse der CT-Osteoabsorptiometrie	68
5.3.	Diskussion der Ergebnisse	69
5.3.1.	Mineralisierungsmuster, Mineralierungsmaxima und Kalziumgehalt	69
5.3.1.1.	Lastübertragung in der Wirbelsäule	69
5.3.1.1.1.	Qualitativ	69
5.3.1.1.2.	Quantitativ	75
5.3.1.1.2.1.	Vergleich von Deck- und Grundplattenmineralisation	75
5.3.1.1.2.2.	Mineralisationsverhältnisse im Bewegungssegment	77
5.3.1.1.2.3.	Abhängigkeit der Mineralisation von der Höhenlokalisation	79
5.3.2.	Patienten	81

5.3.2.1.	Präoperative Situation	81
5.3.2.2.	Veränderungen zwischen prä- und postoperativem Zustand	83
6.	Zusammenfassung	86
7.	Anhang	88
8.	Literaturverzeichnis	92
	Danksagung	103
	Lebenslauf	104

1. Einleitung

Rückenschmerzen sind in den westlichen Industriestaaten weit verbreitet und mit großen volkswirtschaftlichen Konsequenzen verbunden. Ihre Prävalenz liegt zwischen 30 und 40 %. Bis zu 85 % der Bevölkerung leiden mindestens einmal in ihrem Leben an derartigen Beschwerden. 10 % der Patienten sind von chronischen Verläufen betroffen. Die jährlichen Kosten, die in Deutschland durch Erkrankungen des Rückens, ihre Diagnostik und Therapie entstehen, belaufen sich schätzungsweise auf 15-20 Milliarden Euro und gehören damit zu den teuersten Gesundheitsstörungen (33; 119).

Rückenschmerzen sind ein multifaktorielles Problem und können Ausdruck der unterschiedlichsten Erkrankungen sein. Die Mehrzahl der Fälle ist unspezifisch, das heißt, es lässt sich kein morphologisches Korrelat für die Beschwerden erfassen. Nur in 15 % der Fälle kann eine spezifische Ursache ermittelt werden (19). Sehr häufig gehen Rückenschmerzen von der Lendenwirbelsäule aus und sind dann meist bandscheibenbedingt (diskogen). Dabei ist der Ursprung des Schmerzes in den meisten Fällen im lumbosakralen Übergangsbereich lokalisiert (=tiefer Kreuzschmerz, „low back pain“).

Ob die Prädisposition dieser Region für degenerative Veränderungen und schmerzhaft Beschwerden mit der Aufrichtung des Menschen in den zweibeinigen Gang zusammenhängt und somit in einer phylogenetischen Ursache zu suchen ist (Abbildung 1), ob eine ungesunde Lebensweise wie häufige sitzende Tätigkeiten, Bewegungsmangel etc. oder andere Faktoren wie psychische oder genetische Einflüsse dafür verantwortlich sind, ist in den letzten Jahren oft untersucht und diskutiert worden.

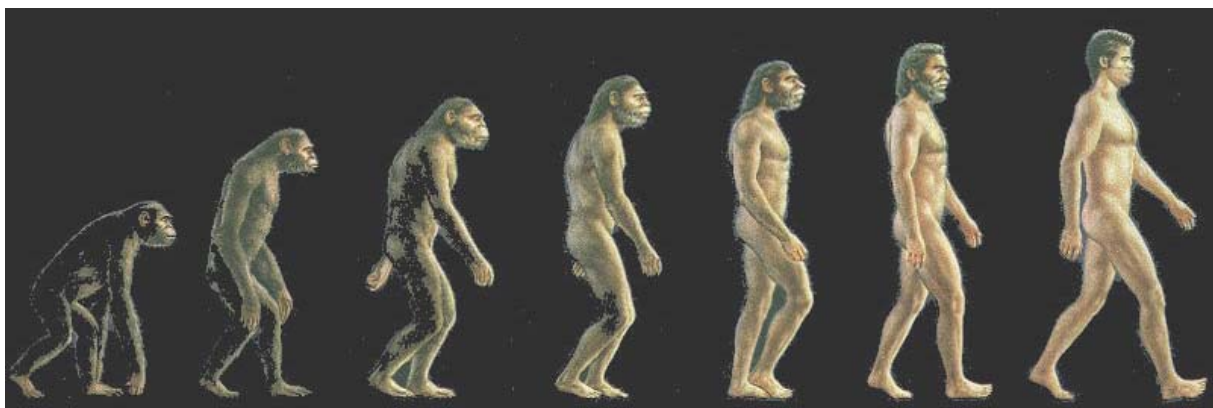


Abbildung 1: Bekannte Darstellung zur Evolution des Menschen und des aufrechten Ganges. Aus (133).

So vielfältig wie die Ursachen für Rückenschmerzen sind die Therapieansätze, die im Laufe der Jahre entwickelt wurden. Für die Behandlung bandscheibenbedingter Erkrankungen existieren neben einer Vielzahl von konservativen Therapiemöglichkeiten auch verschiedene operative Verfahren, die sich zum Teil immer noch in Entwicklung befinden.

Schon Anfang 1960 wurde mit der klinischen Erprobung und dem Einsatz von funktionellen Bandscheibenersätzen begonnen. Trotzdem ist die Spondylodese bis heute das Verfahren der Wahl zur Behandlung von schmerzhaften Erkrankungen der Wirbelsäule, die von degenerativen Veränderungen der Bandscheiben, Wirbelkörper und Facettengelenke hervorgerufen werden.

Trotz einer stetigen Verbesserung der chirurgischen Technik wird somit die Schmerzverringerung immer noch durch eine Aufhebung der Beweglichkeit der betroffenen Wirbelsäulenabschnitte erreicht und entspricht damit dem Behandlungskonzept in der Hüft- und Kniegelenkschirurgie, wie es vor 40 Jahren praktiziert wurde. Auch dort wurden arthrotisch veränderte Gelenke durch Versteifungsoperationen therapiert. Erst durch die Einführung der Endoprothetik konnte Schmerzfreiheit erzielt werden, ohne dass dies auf Kosten der Beweglichkeit geschehen musste (83).

Die Entwicklung der Bandscheibenimplantate gestaltete sich aber schwieriger als erwartet. Ein Hauptgrund für den langsamen Fortschritt ist die strukturelle und funktionelle Komplexität der menschlichen Bandscheibe, die im Gegensatz zum Hüft- oder Kniegelenk aus drei deutlich verschiedenartigen Geweben besteht: einem Faserring, der wie ein Autoreifen aus verschiedenen gegenläufigen Kollagenfaserschichten besteht und somit gleichzeitig Dehnbarkeit und Festigkeit erhält. Einem Gallertkern, der eine hohe Wasserbindungskapazität aufweist und somit wie ein hydraulisches Polster zwischen den Wirbelkörpern wirkt. Und letztlich den Endplatten, die die Bandscheibe nach oben und unten von den Wirbelkörpern abschließen und vor allem Funktionen im Nährstofftransport wahrnehmen.

Funktionell ist die Bandscheibe für zwei gegensätzliche Aufgaben verantwortlich, nämlich einerseits die Beweglichkeit und andererseits die Stabilität der Wirbelsäule (5).

Betrachtet man die Geschichte der Implantatentwicklung genauer, stößt man als Erstes auf Versuche von Fernström, der 1966 Stahlkugelendoprothesen im Hals- und Lendenwirbelbereich implantierte. Die anfänglichen Ergebnisse schienen gut, mit der Zeit kam es aber zum Einbruch der Kugeln in die Wirbelkörper und einem Höhenverlust der Zwischenwirbelräume, so dass 1970 die Implantation eingestellt wurde (25; 26; 46).

Es folgte eine Silikoninstillation in den lumbalen Nucleus pulposus durch Fassio und Ginestie, die aber nicht die erforderliche Distanz zwischen den Wirbelkörpern aufrechterhalten konnte (24).

1977 kam es zu viel versprechenden Resultaten, als Schulman ein Polyurethan-implantat einbrachte. Seine Versuche setzte er aber nicht fort (118).

Erst Anfang der 80er Jahre wurde dann von Schellnack und Büttner-Janz an der Berliner Charité eine neue Bandscheibenendoprothese entwickelt, die 1984 erstmals eingesetzt und bis 1987 zweimal weiterentwickelt wurde, bis der aktuelle Typ SB-Charité™ III (DePuy Spine™ Orthopädie GmbH) entstand. Sie wurde bislang in über 30 Ländern bei mehr als 6000 Patienten implantiert und ist zusammen mit der Prodisc™-Endoprothese (Spine Solutions, NY) die weltweit am häufigsten verwendete Bandscheibenprothese. Sie ist ein 3-Komponenten-Implantat, bestehend aus zwei Chrom-Kobalt-Endplatten mit einer Titan-Kalziumphosphat-Beschichtung und einem Kunststoffgleitkern aus Polyethylen. Um das Implantat im Wirbelkörper zu verankern, besitzt es Fixierungszähnen, die zusammen mit der Beschichtung für ein Einwachsen in den Knochen sorgen. Mit über 17 Jahren klinischer Erfahrungsberichte verfügt sie über die umfangreichste klinische Dokumentation von Langzeitergebnissen.

Es stellte sich die Frage, welche Vor- und Nachteile der künstliche Bandscheibenersatz gegenüber der interkorporellen Fusion aufwies. So wurden mehrere Studien durchgeführt, die alle zu erfolg versprechenden Ergebnissen kamen .

Während die Fusionsoperation zwar zur Verminderung der degenerationsbedingten Schmerzen führt, kommt es aber durch die Aufhebung der Beweglichkeit im verblockten Segment zu veränderten biomechanischen Verhältnissen in den Anschlusssegmenten. Diese äußern sich in erhöhter mechanischer Beanspruchung, Beweglichkeit und Innendruck der Bandscheiben, was zu einer vorzeitigen Degeneration sowohl der Bandscheiben als auch der Facettengelenke in diesen Segmenten führt, einschließlich Diskushernien, Spinalkanalstenose, Osteoporose, Hypertrophie der Facettengelenke, segmentale Instabilität und Spondylolisthesis (22).

2002 wurden in einer multizentrischen 2:1-randomisierten Studie, Sicherheit und Wirksamkeit der Charité™-Bandscheibenprothese mit denen einer anterioren interkorporellen Fusion bei monosegmentalen degenerativen Bandscheiben-erkrankungen zwischen L4 und S1 verglichen. Dabei zeigte sich eine frühere Schmerzlinderung nach der Visual Analog Scale (VAS) und eine frühere Funktionsverbesserung nach dem Oswestry Disability Index (ODI) ab der 6. Woche bis zum 12. Monat des Nachbeobachtungszeitraumes im Kollektiv mit der Bandscheibenprothese. Nach zwei Jahren war zudem ihr physiologischer Bewegungsumfang konstant (28).

Lemaire berichtete ebenfalls 2002 über eine Langzeitstudie mit 107 Patienten mit einem Follow-Up von bis zu 13,4 Jahren, im Durchschnitt 11,3 Jahre, und einer Follow-Up-Rate von 93 %, bei der 100 der Patienten klinisch und radiologisch nachuntersucht wurden. 90 % der klinischen Ergebnisse waren hervorragend oder gut und 92 % der Behandelten konnten wieder an ihren Arbeitsplatz zurückkehren. Dabei spielte es keine Rolle, ob die Patienten mit einer oder zwei Prothesen versorgt wurden (60).

2004 untersuchten Trouillier et al. ein Kollektiv von 13 Patienten, die an einer degenerativen Bandscheibenerkrankung litten und nicht auf konservative Therapie angesprochen hatten. Nachdem sie eine SB-Charité-III-Bandscheibenendoprothese erhalten hatten, wurden die Facettengelenke der betroffenen und der angrenzenden Bewegungssegmente hinsichtlich des Mineralisationsgehalts der subchondralen Gelenkfläche überprüft und die prä- und postoperativen Werte miteinander verglichen. Es zeigte sich, dass die Dichtewerte in den operierten Segmenten in 82,7 %, in den angrenzenden Bezirken in 57,4 % signifikant abgenommen hatten. Zu einem Anstieg kam es lediglich in 3,8 bzw. 1,5 %, in den restlichen Fällen blieb die Knochendichte unverändert. Dies spricht für eine Verbesserung der Belastungssituation und der Gelenkintegrität, was von den Autoren auf die Wiederherstellung der Höhe des Zwischenwirbelraumes und seiner Beweglichkeit zurückgeführt wurde. Diese Ergebnisse wurden von einem signifikanten Rückgang der Beschwerdesymptomatik nach der Visual Analog Scale (VAS) und dem Oswestry Disability Index (ODI) gestützt und lassen einen protektiven Einfluß des Implantats auf degenerative Prozesse vermuten (126).

Angelehnt an diese Studie war es nun Ziel dieser Arbeit, im gleichen Patientengut die Endplatten der Wirbelkörper in den degenerierten und den Anschlusssegmenten auf ihre Knochendichte zu untersuchen, prä- und postoperative Werte miteinander zu vergleichen und daraus Schlüsse über den Einfluss der Bandscheibenprothese auf die biomechanische Situation zu ziehen.

1.1. Allgemeines zu Anatomie und Funktion der Wirbelsäule

Die Wirbelsäule des Menschen hat vielfältige Aufgaben zu erfüllen. So dient sie als Stützgerüst des Rumpfes, als Schutz des Rückenmarkes vor mechanischen Schädigungen, als Federung vor allem des stoßempfindlichen Kopfes und gewährleistet schließlich die vielseitige Beweglichkeit des menschlichen Körpers in Form von Flexion, Extension, Lateralflexion und Rotation. Man teilt sie in fünf Abschnitte ein: Hals-, Brust-, Lendenwirbelsäule, Kreuz- und Steißbein, bestehend aus 7 Halswirbeln (C1-C7), 12 Brustwirbeln (Th 1- Th12), 5 Lendenwirbeln (L1-L5), 5 miteinander verschmolzenen Kreuzbeinwirbeln (S1-S5) und 3-5 rudimentären Steißwirbeln (Co1-Co3(5)). Die einzelnen Wirbel (Vertebrae)

bestehen aus einem Wirbelkörper (Corpus vertebrae), Deck- und Grundplatten und dem Wirbelbogen (Arcus vertebrae), der seinerseits einen Dornfortsatz (Processus spinosus) und zwei Querfortsätze (Processus transversi) trägt. Die benachbarten Wirbelkörper stehen über die zwischen ihnen liegenden Bandscheiben (Disci intervertebrales), das vordere und das hintere Längsband (Ligamentum longitudinale anterius et posterius) und die Facettengelenke miteinander in Verbindung, die von den Processus articulares superiores et inferiores der Gelenkfortsätze gebildet werden. Die Querfortsätze sind durch die Ligamenta intertransversaria, die Bogenplatten durch die Ligamenta flava und die Dornfortsätze durch die Ligamenta inter- und supraspinalia miteinander verbunden. Die Wirbelgelenke werden zudem von einer fibrösen Gelenkkapsel umgeben. In Verbindung mit der beteiligten Rumpf- und Rückenmuskulatur trägt all dies zur Stabilität der Wirbelsäule bei (62; 89).

1.2. Bandscheiben

1.2.1. Anatomie und Funktion

Von besonderer Bedeutung für diese Arbeit sind die 23 Zwischenwirbel- oder Bandscheiben, da durch sie die Druckübertragung auf die Endplatten erfolgt und somit deren Mineralisierungsgrad bestimmt wird, wie später noch genauer aufgezeigt werden soll. Sie setzen sich aus einem zentralen Gallertkern (Nucleus pulposus) und einem ihn umgebenden Faserring (Anulus fibrosus) zusammen und übernehmen in den Bewegungssegmenten C2 bis S1 die Federungsfunktion zwischen den einzelnen Wirbelkörpern, die vor allem für den Kopf wichtig ist, um Erschütterungen des empfindlichen Gehirns zu vermeiden. Das Bewegungssegment (Abbildung 2; 33) ist dabei als der Raum zwischen zwei Wirbeln definiert, welcher der Bewegung dient (62; 40).

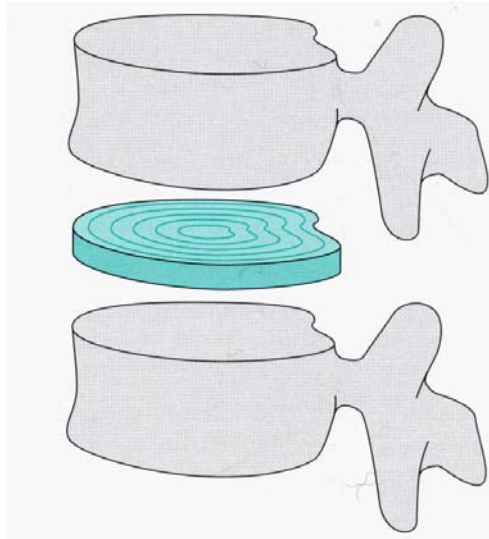


Abbildung 2: Bewegungssegment (Bandscheibe, Wirbelkörper und Gelenke) ohne Bänder, Muskulatur und Nerven. Aus (33).

Betrachtet man die Zusammensetzung der Bandscheiben genauer, so erscheint der Nucleus pulposus als ein galertiges, ovaläres bis kugelförmiges Gebilde, bestehend aus Knorpelzellen und einer Matrix aus Proteoglykanen, Kollagen Typ II und Elastin (69; 7). Aufgrund der starken Wasserbindungskapazität der Proteoglykane besitzt der Gallertkern einen relativ hohen Wassergehalt von 70-90 % und kann somit als Druckpolster zwischen den knöchernen Wirbelkörpern fungieren. Er übersetzt die auf ihn einwirkende Druckbelastung durch Spannung des Faserrings, welcher seinerseits aus 9-13 Kollagenlamellen besteht, zum Teil in eine resultierende Zug- und Scherbelastung (87; 104; 89). Aufgrund der räumlichen Anordnung der kollagenen Fasern entsteht eine „Pseudoelastizität“, die man mit einem Einkaufsnetz vergleichen kann. Die Kollagenfasern an sich sind unelastisch und in ihrer Länge nicht veränderbar, durch ihre dreidimensionale Ausrichtung kann aber unter Belastung eine Ausdehnung im Faserring erfolgen. Anschließend erfolgt eine Rückschwingung in die Ausgangsstellung.

Der Aufbau der Bandscheiben ist nicht in der gesamten Wirbelsäule gleich, sondern variiert je nach Wirbelsäulenabschnitt. So sind die fünf lumbalen Bandscheiben im ventralen Teil höher als im dorsalen, was mit der größeren Dicke des Faserringes in diesem Bereich zusammenhängt und eine Asymmetrie der Zwischenwirbelscheiben mit einem eher ventral liegendem Gallertkern bewirkt. Im Gegensatz dazu sind die thorakalen Bandscheiben gleichmäßig angeordnet. Ihr Gallertkern ist zentral positioniert und wird von einem Faserring umgeben, der in seiner gesamten Zirkumferenz die gleiche Dicke aufweist. Somit ergibt sich in der Lendenbandscheibe eine dorsale Schwachstelle, die zu Bandscheibenschäden prädisponiert, wie später noch genauer aufgezeigt wird (69; 7; 107).

1.2.2. Stoffwechsel und Blutversorgung

Die Versorgung der Bandscheiben mit Wasser und Nährstoffen erfolgt beim älteren Kind und Erwachsenen hauptsächlich über Diffusionsprozesse über die Grund- und Deckplatten, also aus der gut durchbluteten Wirbelspongiosa, und nur zu einem geringen Prozentsatz über kleine Blutgefäße im äußeren Drittel des Anulus fibrosus.

Nachemson konnte 1970 nachweisen, dass das Zentrum sowohl von Deck- als auch Grundplatte für lösliche Stoffe gut permeabel ist, während ihre Peripherie diese Fähigkeit nicht aufweist. Dies hängt sowohl mit der Konzentration von Proteoglykanen in der Endplatte zusammen, als auch mit der Beschaffenheit der Kapillaren, die aus dem Wirbelkörper in den Endplattenbereich ziehen (86; 5).

Roberts zeigte 1996, dass durch die hohe Wasserbindungskapazität der Proteoglykane eine Diffusion von löslichen Stoffen in die Bandscheibe erleichtert wird und somit mit dem Grad der Proteoglykankonzentration zu- bzw. abnimmt (112).

Ebenfalls im Jahre 1996 untersuchte Oki elektronenmikroskopisch die Kapillardurchblutung der Endplatten und beschrieb signifikante regionale Unterschiede. Obwohl die Kapillardichte mit $16/0,1\text{mm}^2$ in allen Endplattenbereichen gleich ist, ist die Durchblutung des Nucleus pulposus und der inneren zwei Drittel des Anulus fibrosus deutlich höher als des äußeren Drittels des Faserrings. Dies liegt an einer keulenförmigen Auftreibung der Blutgefäße unterhalb des Gallertkerns, wohingegen der Faserring nur von einfachen Gefäßschlingen versorgt wird (92).

1.2.3. Biomechanik

Wie schon oben erwähnt, dient die Wirbelsäule als Stützgerüst des Rumpfes, soll dabei aber auch die Beweglichkeit des Menschen gewährleisten. Dies geschieht in einem komplexen Zusammenspiel von Knochen, Bändern, Gelenken, Bandscheiben und Muskeln, die einzelne Bewegungen erlauben bzw. einschränken. So hat die Bandscheibe je nach Lage eine bedeutende Funktion bei der Begrenzung von Maximalbewegungen. Während in der Brustwirbelsäule Rotationsbewegungen von den Wirbelbogengelenken nicht wesentlich eingeschränkt werden und daher der Faserring in seiner gesamten Zirkumferenz eine identische Dicke besitzt, begrenzen die lumbalen Facettengelenke diese Bewegungen sehr wohl. Da diese Tatsache dazu führt, dass bei Rotation die Spannung in den dorsalen Bereichen des Faserrings- im Vergleich zu thorakalen Abschnitten-

geringer ist, weisen sie dort eine geringere Dicke auf als in ventralen (107). Im Hinblick auf die Stoßdämpfung konnte Putz 1983 zeigen, dass es in den Bewegungssegmenten zu einer „Arbeitsteilung“ kommt, in der die Bandscheiben dabei zwar einen wichtigen Beitrag leisten, im Vergleich zu ihrer Funktion bei der Übertragung und Verteilung von Lasten allerdings nur eine untergeordnete Rolle spielen. Hier sind laut seiner Ergebnisse die Gelenke der unteren Extremität und die Rückenmuskulatur von weit größerer Bedeutung, als zuvor angenommen. So erfolge die Stoßdämpfung in der Wirbelsäule vielmehr über die Ausbiegung, vor allem durch Ventralflexion und Muskeldehnung (104). Es wurde bereits darauf hingewiesen, dass die Bandscheibe als hydraulisches Kissen dient, wobei der Gallertkern die auf ihn wirkende Druckbelastung durch Ausdehnung teilweise in auf den Faserring wirkende Zug- und Scherbelastungen übersetzt.

Panjabi untersuchte 1992 die dabei entstehenden Druckkurven innerhalb der Bandscheiben und kam zu dem Ergebnis, dass diese nicht linear verlaufen. Bei kleinen Belastungen entsteht in der Bandscheibe nur ein geringer Widerstand, was noch einen großen Bewegungsspielraum im Bewegungssegment erlaubt. Wirken aber höhere Lasten ein, nimmt auch der Bandscheibenwiderstand zu, was der Wirbelsäule eine hohe biologische Stabilität verleiht (95). Betrachtet man nun die physikalischen Verhältnisse, die an der Wirbelsäule wirken, zeigt sich, dass die Hauptbelastung vor allem in Form von axialem Druck einwirkt, der zwischen den Wirbeln durch die Bandscheiben und die beiden Facettengelenke fortgeleitet wird. Die Resultierende verläuft hierbei schräg von kranial dorsal nach kaudal ventral (Abbildungen 3 und 4).

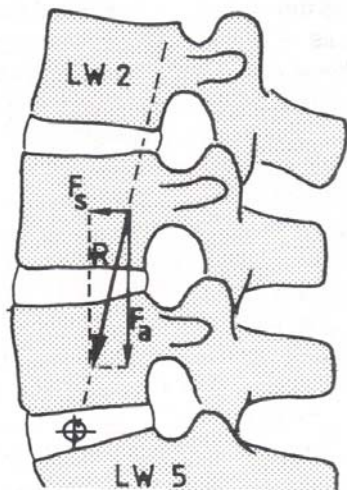


Abbildung 3: Verlauf der Resultierenden im lumbalen Bewegungssegment. R: Resultierende, Fa: axiale Druckkraft, Fs: Scherkraft. Aus (106).

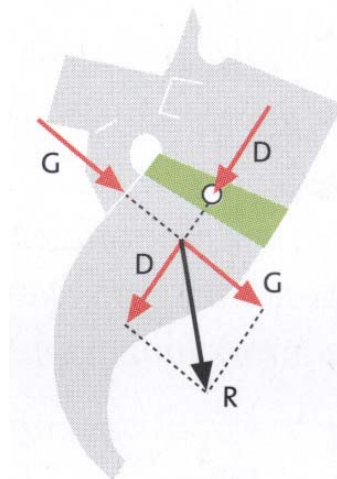


Abbildung 4: Beanspruchung des lumbosakralen Übergangs. Grün: Bandscheibe L5/S1, weiß: Nucleus pulposus, D/G: Belastung von Diskus/ Gelenk, R: Resultierende. Aus (56).

Dies hat zur Folge, dass in den Bewegungssegmenten vor allem der Brust- und der Lendenwirbelsäule nach ventral gerichtete Scherkräfte entstehen, die einen Anteil von etwa 20 % der Gesamtkraft ausmachen und eine Ventralverschiebung des oberen Wirbelkörpers gegen den unteren bewirkt, was jedoch von den Facettengelenken verhindert wird, die den Großteil dieser Kraft aufnehmen (53; 54). So können die Disci intervertebrales und die Wirbelkörper den wesentlichen Teil der axial wirkenden Kräfte aufnehmen. Die Druckübertragung erfolgt hierbei gleichmäßig, sofern die Bandscheibe ihren natürlichen Funktionszustand besitzt. Kommt es allerdings zu pathologischen Veränderungen wie Wasserverlust oder Bandscheibenzerreißen und somit zu einer Erniedrigung des Zwischenwirbelraumes, kann diese Gleichmäßigkeit nicht mehr gewährleistet werden, da der Diskus dann wie ein interponierter Fremdkörper wirkt, der den Druck auf die angrenzenden Endplatten ungleichmäßig verteilt (Abbildungen 5 a und b; 53; 103; 106; 115).

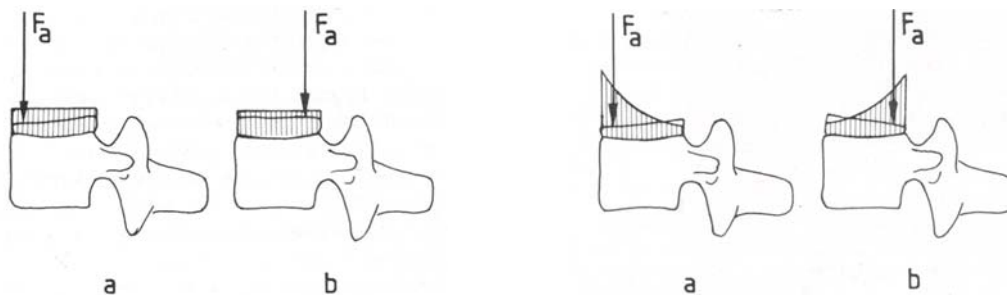


Abbildung 5 a: Spannungsverteilung bei intakter Bandscheibe. Aus (106).

Abbildung 5 b: Spannungsverteilung bei geschädigter Bandscheibe. Aus (106).

Dabei entfallen auf die Bandscheiben bis zu 60 % der einwirkenden Kräfte, während die Facettengelenke circa 40 % aufnehmen, was sich aber bei auftretenden Flexions- und Extensionsbewegungen zulasten der Gelenke verschiebt (64; 80; 121). Um den Kraftfluss innerhalb der Wirbelsäule zu untersuchen, wurden im Lauf der Jahre verschiedene Studien durchgeführt. Dabei stand vor allem die Bandscheibe im Zentrum der Aufmerksamkeit, als diejenige Struktur des Bewegungssegmentes, welche am häufigsten von Schäden betroffen ist.

Nachemson führte bereits 1964 Messungen am Lebenden durch, die von Wilke 1999 überprüft wurden. Wilke zeigte mit Drucksensoren in den Bandscheiben zwischen LWK 3 und 4, dass sich eine 20°-Ventralflexion auf die Bandscheibe mit einer Last von 200 % des Körpergewichts auswirkte, wobei rechnerisch nur eine Kraft von 60 % einwirken sollten (84; 132).

Ledet bestätigte dies durch Experimente an lebenden Affen 2005 (59).

Dolan und Botsfort untersuchten 2001 den Einfluss der alltäglichen Körperhaltung auf Bandscheibenvolumen und -höhe und kamen zu dem Ergebnis, dass nach siebenstündigem Sitzen oder Stehen das Volumen um bis zu 16,2 % und die Höhe um bis zu 11,1 % abnehmen (21).

Adams beschrieb 1996, dass es schon bei geringgradigen Extensionsbewegungen in der Lendenwirbelsäule zu hohen Belastungen im hinteren Bereich des Faserrings kommt (1).

Zusammen mit der schon oben erwähnten Schwachstelle im dorsalen Anteil des Anulus fibrosus erklärt diese Tatsache die Prädisposition für Einrisse des Faserrings in diesem Bereich.

1.3. Wirbelkörperendplatten

1.3.1. Anatomie und Funktion

Als Grenzfläche zwischen Wirbelkörper und Bandscheibe dienen die Wirbelkörperendplatten. Dabei bezeichnet man die kranial gelegene Struktur als Deckplatte, die kaudale als Grundplatte. Ebenso wie die Bandscheiben haben auch sie vielfältige Aufgaben zu erfüllen und dementsprechend ist ihr anatomischer Aufbau. Bei den Endplatten handelt es sich um 0,5 bis 1,0 mm dicke Knochenplatten, die sich in ihrer Dicke je nach ihrer Lokalisation unterscheiden (110; 122). So sind in der Halswirbelsäule (C3-C7) Deck- und Grundplatten gleich dick (96; 101; 61). Bezüglich Endplattenperipherie und -zentrum wurde in zwei Studien von einer Dickenzunahme von zentral nach peripher berichtet (96; 101), während eine andere zu keinem signifikanten Unterschied gelangte (61). Betrachtet man die Lendenwirbelsäule, so sind hier ebenfalls die Endplattenzentren dünner (29; 110; 113) als ihre Peripherie, der dickste Bereich liegt hier unter dem Faserring (113) und ventrale Abschnitte unterscheiden sich von dorsalen ebenfalls durch eine größere Dicke (122).

Als weiterer struktureller Unterschied zwischen Endplattenzentrum und -peripherie wurde von verschiedenen Autoren die knöcherne Randleiste beschrieben, die beim Erwachsenen als ca. 1-2 mm hohe und 2-10 mm breite Erhebung die gesamte Zirkumferenz des Wirbelkörpers umfasst und somit einen knöchernen Randwall über der Grund- und Deckplatte des Wirbelkörpers bildet (9; 39; 90). Die dadurch entstehende Vertiefung wird von einer Platte aus hyalinem Knorpel ausgefüllt, woraus sich die flächige Facies intervertebralis ergibt. Da die Wirbelkörperendplatten keine Kompakta besitzen, sondern ihre Spongiosa mitsamt Markraum direkt an die Knorpelplatte anschließt, dient diese Platte zum einen

als Schutz vor Diskuseinbrüchen, zum anderen als Füllmaterial der Lücke, die im Kompaktarahmen des Wirbelkörpers im Bereich der Endplatten entsteht (31; 41).

Bandscheibe und Wirbelkörper treten also an verschiedenen Bereichen in Kontakt: während der periphere Anteil des Anulus fibrosus (68) über die Randleistenkante zur Seitenfläche des Wirbelkörpers zieht und sich dort sowohl mit dessen Periost und Knochen (15; 23; 38) als auch mit Anteilen des Bandapparates vereinigt, sind seine inneren Bereiche in der knöchernen Randleiste verankert, wobei seine kollagenen Fasern bis zu 3 mm in diese eindringen (31) und dabei die auf sie wirkenden Zugkräfte an den Knochen weitergeben. An der Grenzzone von Randleiste und Knorpelplatte strahlen noch Fasern der Anuluslamellen in den hyalinen Knorpel ein, wobei es zu einem kontinuierlichen Übergang des Faserknorpels des Anulus fibrosus in den hyalinen Knorpel der Knorpelplatte kommt (15; 27). Im Bereich unterhalb des Nucleus pulposus schließlich kann der Verlauf der Faserbündel zwar noch auf die Oberfläche der Knorpelplatte zu, nicht mehr aber in diese hinein verfolgt werden. Somit bildet dieser Punkt das Ende der Einstrahlung von Bandscheibengewebe in die Wirbelkörperoberfläche (65).

Roberts und Grant beschrieben, dass die Grundplatten der Lendenwirbelsäule signifikant dicker sind als die Deckplatten (113; 29). Im Rahmen der Degenerationserscheinungen der Endplatten kommt es zu einem ständigen Wechsel in ihrem strukturellen Aufbau. Während sie bis zum 15. Lebensjahr vorwiegend aus Prokollagen Typ I und II bestehen, geht dies bis etwa zum 40. Lebensjahr überwiegend in einen Kollagen Typ II-Anteil über, welcher anschließend degeneriert und wieder vermehrt von Prokollagen I ersetzt wird (3). Ebenso findet sich in dieser Phase ein höherer Anteil an Kollagen Typ X, vor allem im Endplattenzentrum, ein Hinweis auf hypertrophe Knorpelzellen und Knorpelkalzifizierung und somit Degenerationserscheinungen (2; 111).

1.3.2. Stoffwechsel und Blutversorgung

Wie schon weiter oben erwähnt, stellt die Endplatte eine Grenzzone zwischen Wirbelkörper und Bandscheibe dar, über den der Nährstofftransport in letztere vor allem durch Diffusion erfolgt. Während die Gefäßdichte in Endplattenzentrum und –peripherie mit $16,0/0,1 \text{ mm}^2$ gleich ist, unterscheiden sich die Kapillaren in ihrem strukturellen Aufbau, was aufgrund ihrer keulenförmigen Auftreibung zu einer besseren Versorgung der zentralen Abschnitte führt (92). Weiterhin entscheidet die Proteoglykankonzentration und somit die negative Ladung der Endplatte über einen erleichterten Transport für ungeladene (Glukose, Sauerstoff) und negativ geladene Moleküle (Chlorid, Sulfat). Ebenso wie die ne-

gativ geladenen treten positiv geladene Teilchen wie Natrium und Kalzium leicht über die Endplatte, gelangen aber- im Unterschied zu den negativ geladenen- ebenso leicht in den Gallertkern. Die negative Ladung der Proteoglykanschicht führt dazu, dass große ungeladene Moleküle wie Immunglobuline und andere Makromoleküle die Grenzschicht kaum passieren können (75).

Während früher vor allem mechanische Faktoren für die Gesunderhaltung und Degeneration der Bandscheiben verantwortlich gemacht wurden, zeigten neuere Studien, dass dies vielmehr mit der Versorgung der Endplatte mit Nährstoffen in Zusammenhang steht.

Rajasekaran stellte 2004 durch Diffusionsuntersuchungen mittels Kontrastmittel einen Zusammenhang zwischen Kalzifizierung der Endplatte und der Nährstoffdiffusion in den Bandscheibenkern fest (109). Ebenso besteht eine Beziehung zwischen erhöhter Kollagen Typ X-Konzentration, und somit Alterung und Degeneration, und erschwerter Nährstoffversorgung der Bandscheibe (6).

Moore konnte 1992 in einer Studie zeigen, dass die Gefäßdichte der Endplatten keine fixierte Größe ist, sondern sich verändern kann. So stellte er fest, dass sich bei Bandscheibenschäden die Anzahl der Blut- und Nervengefäße nach zwei Monaten um zirka 10 % erhöht und zwar in allen Grund- und Deckplatten der betroffenen Seite, was einen humoralen Einfluß auf das Gefäßwachstum nahe legt (74).

Weißkopf beschrieb 2004 einen Zusammenhang zwischen chronischen Lumbalgieen und eben erwähnter Gefäßproliferation. Der Schweregrad der Rückenschmerzen hing dabei mit dem Ausmaß der Gefäß- und damit der Nervenneubildung zusammen (131).

1.3.3. Biomechanik

Ebenso wie die Zwischenwirbelscheiben unterliegen die Endplatten mechanischen Belastungen und werden durch die einwirkenden Kräfte verformt. Wird die Spannung im Faserring unter Belastung zu groß, beginnt die Endplatte sich in den Wirbelkörper vorzuwölben. Das Maximum liegt dabei im Kernbereich der Bandscheibe und kann bis 0,5 mm betragen. Wird die einwirkende Kraft noch weiter gesteigert, kann die Endplatte nicht weiter ausweichen und bricht schließlich in den Wirbelkörper ein (10; 35; 36; 120). Wird die Endplatte entlastet, dauert es zwei Sekunden, bis sie bis auf 0,02 mm ihrer Ausgangsposition zurückgewichen ist und nach einem längeren Zeitraum kehrt sie in ihre Ausgangsstellung zurück.

Sowohl Holmes als auch Natarajan konnten zeigen, dass Stabilität und Unversehrtheit des Bewegungssegmentes bei Belastung mehr von Endplatte und Wirbelkörperpongiosa als von der Bandscheibe bestimmt werden und Schädigungen hauptsächlich mit einer Ablösung der Endplatte von der Spongiosa zusammenhängen (35; 88).

1.4. Degeneration von Bandscheiben und Bewegungssegment

1.4.1. Epidemiologie

Bandscheibenbedingte Erkrankungen entstehen vor allem auf degenerativer Basis. Verglichen mit Entzündungen, Tumoren oder Fehlbildungen spielen sie somit die größte Rolle bei den diskogenen Beschwerden. Sie sind so alt wie die Menschheit selbst, und obwohl sie als sogenannte Zivilisationsschäden gelten, haben archäologische Funde bewiesen, dass auch schon unsere Vorfahren darunter gelitten haben. Dies hängt mit der Tatsache zusammen, dass diese Beschwerden oft schon in jungen Jahren auftreten und nicht an die hohe Lebenserwartung des heutigen Menschen gebunden sind (48). Etwa zwei Drittel aller bandscheibenbedingten Erkrankungen betreffen die Lendenwirbelsäule (48) und treten bevorzugt zwischen dem 35. und 55. Lebensjahr auf. So hat der lumbale Bandscheibenvorfall in den Segmenten L5/S1 und L4/L5 einen Anteil von etwa 90 % aller Bandscheibenvorfälle (47). Als Ursachen für die Degeneration der Zwischenwirbelscheiben werden folgende Faktoren diskutiert: Genetik, Trophik der Bandscheiben, Über- und Unterbelastung, Rauchen, sitzende oder mit emotionalem Stress verbundene Arbeit und psychische Faktoren (18; 20).

Bandscheibenbedingte Erkrankungen sind sehr häufig und weit verbreitet. So zeigten Schmorl 1932 (116), Schmorl und Junghanns 1968 (117), Coventry 1968 (14) und Hirsch 1960 (34) in pathologisch-anatomischen Untersuchungen, dass nach dem 30. Lebensjahr jeder Mensch degenerative Veränderungen an den Bandscheiben aufweist (14; 34; 116; 117). Die Statistiken der Krankenkassen und Rentenversicherungen untermauern diese Tatsache. So sind in Deutschland etwa 20 % aller krankheitsbedingten Arbeitsniederlegungen und 50 % der vorzeitigen Rentenanträge bandscheibenbedingt (48).

1.4.2. Pathogenese

Alle Erkrankungen, die direkt oder indirekt von den Bandscheiben ausgehen, werden als bandscheibenbedingt oder diskogen bezeichnet.

1950 wurde von Bradford und Spurling (8) der Begriff der Bandscheibenprotrusion geprägt, eine Vorwölbung der intakten Bandscheibe, und somit vom Bandscheibenvorfall abgegrenzt, der durch einen Riß im Anulus fibrosus und einen Vorfall von Bandscheibengewebe nach dorsal oder dorsolateral in den Epiduralraum des Spinalkanals gekennzeichnet ist (Abbildung 6).

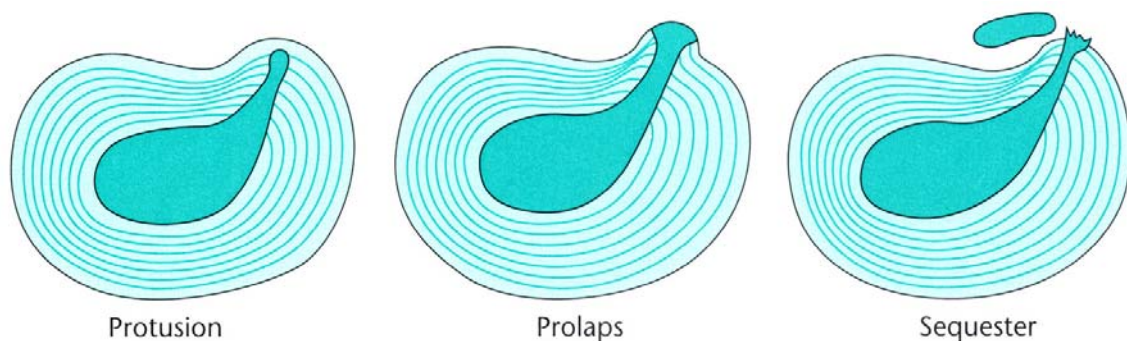


Abbildung 6: Bandscheibenprotrusion, -prolaps und -sequester. Aus (33).

Schmorl und Junghanns führten 1968 den Begriff Chondrosis intervertebralis ein, der altersbedingte Zermürbungen und Risse im Zwischenwirbelabschnitt und eine physiologische Umprägung des Bandscheibengewebes und damit alle Veränderungen im Rahmen der Bandscheibendegeneration zusammenfasst (117). Da diese nicht nur den Knorpel, sondern die ganze Bandscheibe betreffen, scheint die Bezeichnung Diskose besser zuzutreffen, da es sich um ein degeneratives oder regressives Geschehen handelt- die Bandscheibe ist nicht zu einem Wiederaufbau fähig- mit allen pathologisch-anatomischen, biochemischen und biomechanischen Veränderungen der Bandscheibe.

Die Diskose an sich hat noch keinen Krankheitswert, sondern bedeutet nur eine Krankheitsbereitschaft, ebenso wie die Osteochondrose, mit der Schmorl die mit der Bandscheibendegeneration auftretenden Veränderungen und Verdichtungen an den anschließenden Endplatten bezeichnete. Dabei kommt es durch Quellung des Bandscheibengewebes zunächst zu einer Verbreiterung des Zwischenwirbels, danach infolge Faserzerstörung zu einer Verschmälerung (Abbildungen 7, 8, 9; (102)).

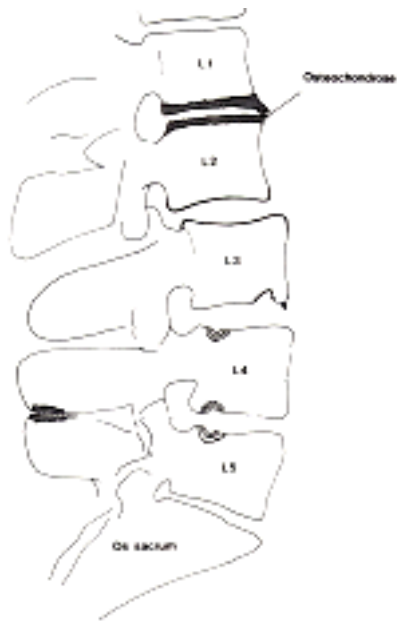


Abbildung 7: Schematische Darstellung der Osteochondrose im seitlichen Röntgenbild. Aus (48).



Abbildung 8: Fortgeschrittene Osteochondrose im seitlichen Röntgenbild (L4/5). Aus (48).



Abbildung 9: Erosive Osteochondrose mit Grundplattendestruktion L4 im MRT-Bild.. Aus (100).

Im Gegensatz zur Wirbelsäule der Vierbeiner, die an zwei Stellen unterstützt wird, hat die Aufrichtung des Menschen zu einer erheblich höheren mechanischen Belastung seiner Wirbelsäule geführt. Dies ist in erster Linie für die Bandscheibenprobleme des Menschen verantwortlich. Wie schon weiter oben erwähnt, wird beim Säugling der äußere Teil des Zwischenwirbelabschnitts noch mit Blutgefäßen versorgt.

Töndury zeigte 1958, dass die Gefäße in den Anulus fibrosus einstrahlen und dort interlamelläre Kapillarnetze bilden, die aber zu keinem Zeitpunkt bis in die inneren Schichten des Faserrings oder gar in den Gallertkern reichen. Somit werden die inneren Abschnitte von Anfang an durch Diffusion ernährt. Ab dem 2. Lebensjahr bilden sich die Gefäße zurück, so dass schon mit dem 4. Lebensjahr keine Blutgefäße mehr im Faserring zu finden sind (125). Somit stellt die Bandscheibe ein bradytrophes Gewebe dar, das, begünstigt durch statisch-mechanische Faktoren, frühzeitig verschleißt. Durch die Aufrichtung des Menschen nach dem Säuglingsalter kommt es zu einer veränderten biomechanischen Situation, was zu einem Kollabieren der Blutgefäße und schließlich ihrer Druckatrophie führt. Dies führt zu einer Verschlechterung der Stoffwechsellage und folglich zu einem Untergang von Fibroblasten, was sich im weiteren Verlauf in der Bildung von konzentrischen Spalten und radiären Fissuren in der Bandscheibe zeigt (48).

Die Chondrosis intervertebralis- oder besser Diskose- betrifft zunächst nur die Bandscheiben und führt zu einer Höhenminderung im Zwischenwirbelabschnitt. Da die Bandscheibe nicht zur Regeneration fähig ist, gehen reparative Vorgänge vom benachbarten Wirbel aus, was dann infolge Knochenbeteiligung als Osteochondrose bezeichnet wird (116) und als sklerotische Verdichtungen der Endplatten mit unregelmäßiger Konturierung sichtbar wird. Schreitet die Zermürbung der Bandscheiben fort, kann es zur Bildung von Sequestern aus Teilen des Anulus fibrosus und schließlich zu Bandscheibenvorfällen kommen.

Parallel zu den Alterungserscheinungen im Zwischenwirbelabschnitt kommt es zu einer Abnahme des Wassergehaltes. Beträgt dieser beim Neugeborenen noch etwa 90 %, ist er beim 12-Jährigen auf 83 % und beim 72-Jährigen auf 70 % gesunken (45). Ebenso nimmt der Gehalt der Mukopolysaccharide ab, was zu einer weiteren Abnahme des intradiskalen onkotischen Druckes und somit zur Austrocknung der Bandscheiben führt. Somit verringern sich Höhe und Volumen des Zwischenwirbelraums, was zur Folge hat, dass die lamellären Fasern im Anulus fibrosus erschlaffen. Somit werden Belastungen weniger gedämpft und weniger gleichmäßig auf den Faserring übertragen, was zur Zermürbung des Ringes führt (48). Erste makroskopisch sichtbare Zeichen einer Degeneration sind Risse in zentralen Anulusanteilen. Dort können Teile des Gallertkerns eindringen und den äußeren Faserring unter Zugspannung setzen. Die Übergänge zur Bandscheibenprotrusion sind fließend. Dabei bleibt der Anulus intakt, die

Bandscheibenoberfläche wölbt sich aber deutlich vor. Die entscheidende Phase der Degeneration ist die Perforation des dorsalen Anulus fibrosus durch verlagertes Bandscheibengewebe, das dann in den Epiduralraum des Wirbelkanals eindringen und dort wie ein Tumor Verdrängungserscheinungen verursachen kann. Der Prolaps kann mit dem übrigen Bandscheibengewebe verbunden sein oder als freier Sequester vorliegen (48).

Die Diskose verläuft in verschiedenen Stadien (Abbildung 10). Das erste, symptomlose Stadium setzt schon mit dem 2. Lebensjahr ein und ist vom Verschwinden der Blutgefäße gekennzeichnet. Es folgen Wasserverlust und Abnahme der Hydratationskraft. Trotzdem werden die biomechanischen Aufgaben noch erfüllt.

In der zweiten Phase, zwischen dem 12. und 20. Lebensjahr, steht die Lendenwirbelsäule im Vordergrund der Symptomatik. Hier erfolgen intradiskale Massenverschiebungen, ohne Perforationen im Faserring. Zwischen dem 20. und 35. Lebensjahr kommt es hier dann zu ersten Rissen, in die der Gallertkern eindringen kann. Im mittleren Lebensalter nehmen Widerstandskraft und Elastizität des Anulus fibrosus weiter ab. Zentrales Bandscheibengewebe verlagert sich zunehmend in die Peripherie, die Risse verbinden sich und das Gewebe kann sich immer weniger in seine ursprüngliche Position zurückverlagern. Es wird nur noch von dünnen Faserverbänden zurückgehalten und kann sequestrieren oder gar prolabieren. In diesem Stadium ist dann meist ein irreversibler Zustand erreicht.

Beim älteren Erwachsenen zerfasert mit zunehmender Austrocknung das Bandscheibengewebe immer mehr, wird mürbe und locker. Das führt zu Höhenminderung und Instabilität im Bewegungssegment, zu erhöhter Beanspruchung der Wirbelgelenke und Muskeln und somit zu schmerzhaften Rücken- und Kreuzbeschwerden.

Im höheren Lebensalter wird dann das Endstadium der Bandscheibendegeneration mit Austrocknung und Verfestigung des Bandscheibengewebes erreicht (48).

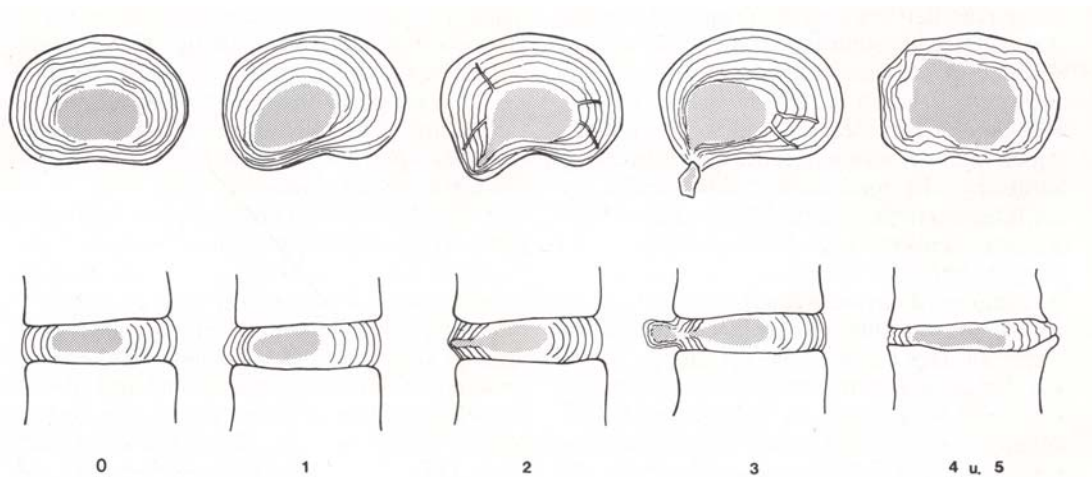


Abbildung 10: Stadien der Diskose. Aus (48).

1.4.3. Folgen der Bandscheibendegeneration

Die wesentliche morphologische Veränderung an der Wirbelsäule, die durch die Degeneration der Bandscheiben entsteht, ist der Höhenverlust des Bewegungsegments (siehe Abbildung 11). Dieser führt zu einer Änderung der biomechanischen Verhältnisse und kann sich für den Patienten als schmerzhafte Rückenbeschwerden äußern (91).

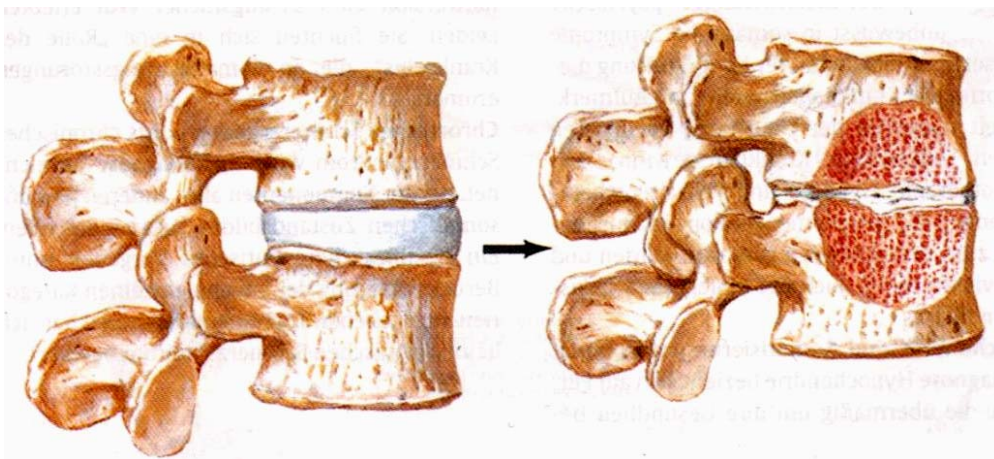


Abbildung 11: Links: Physiologische Lagebeziehung zwischen zwei Lendenwirbeln bei normaler Höhe der Bandscheibe. Rechts: Annäherung der Wirbel infolge Höhenminderung der Bandscheibe. Foramen durch Subluxation des oberen Gelenkfortsatzes am unteren Wirbel verkleinert. Gefügelockerung der Bandscheibe (im Anschnitt). Aus (89).

Die wesentlichen Folgen dieser Höhenminderung sind:

1. Einengung der Foramina intervertebralia und damit verbundene radikuläre Symptome, die durch mechanische Reizung der Nervenwurzeln entstehen (48)
2. Verringerung der Vorspannung im Bandapparat der Wirbelsäule. Diese Vorspannung ist ein Schutzmechanismus gegen plötzliche Spannungsspitzen innerhalb des Bandapparats. Geht die Vorspannung durch vermindertes Bandscheibenvolumen verloren, kommt es zu ruckartigen Anspannungen der Bänder bei Belastungen und somit hohen Spannungsspitzen mit erneuter Degeneration und Abnutzung der Ligamenta (108)
3. Verminderte Wandspannung des Anulus fibrosus und daraus folgende segmentale Instabilität mit aufgehobener Begrenzung der Maximalbewegungen im Bewegungssegment. Auch dies führt wieder zu einer Verstärkung der Degenerationsprozesse im Gesamtorgan Wirbelsäule (49; 50)
4. Vermehrte Belastung der Facettengelenke und folgender vorzeitiger Verschleiß mit Spondylarthrose (Arthrose der Facettengelenke), was sich wiederum als Schmerzsyndrom äußern kann (44)
5. Unphysiologische Druckübertragung zwischen den Bewegungssegmenten
6. Vermehrte Belastung der Anschlusssegmente und somit ebenfalls deren vorzeitige Degeneration.

All diese Folgen greifen ineinander und verstärken sich gegenseitig, was zu einem Circulus vitiosus der Wirbelsäulendegeneration und Verschlechterung der Symptomatik führt.

1.5. Grundlagen der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)

1.5.1. Knochenadaptation

Schon vor über hundert Jahren wurde ein Zusammenhang zwischen mechanischer Belastung und Morphologie von Knochen gesehen. Wolff vermutete bereits 1892, dass ein Knochen auf veränderte Belastungen mit Umbauprozessen

reagiert (134). Später konnte dann sein „Gesetz der Transformation der Knochen“ von Pauwels, Kummer, Cowin und Carter nachgewiesen werden (97; 98; 99; 51; 52; 55; 16; 11; 12; 13). Während Pauwels die „kausale Histogenese“ erarbeitete, bezeichnete Carter die Tatsache, dass der Knochen auf eine länger dauernde Belastung mit einer Änderung seiner Struktur und Zusammensetzung reagiert, als „loading history“. Er stellt somit ein Summationsbild der über die Zeit auf ihn einwirkenden Kräfte dar (11; 12).

Die Adaptation des Knochens spiegelt sich dabei sowohl in der Struktur als auch in der Quantität des Gewebes wider. So bestimmt die auf ein Gelenk einwirkende Belastung die Form und Stärke der Mineralisierung der beteiligten subchondralen Gelenkflächen insofern, dass stärker belastete Bereiche mit höherer Mineralisation reagieren, wohingegen weniger stark belastete Bereiche einen geringeren Mineralisationsgrad aufweisen.

Das Gewebe, das sich dabei an die veränderten mechanisch-funktionellen Erfordernisse durch Umbauprozesse anpasst, wurde von den Autoren als subchondrale Knochenlamelle bezeichnet.

Müller-Gerbl et al. konnten 1998 durch Untersuchungen am Lebenden nachweisen, dass sich die Langzeitbeanspruchung einer Gelenkfläche tatsächlich in Verteilung und Gehalt ihrer unter dem Knorpel liegenden Mineralisationszone darstellt (81).

1.5.2. Die subchondrale Knochenlamelle

Die subchondrale Knochenlamelle (Abbildung 12) ist nach Müller-Gerbl definiert als der Bereich, der direkt unterhalb der verkalkten Zone des Gelenkknorpels liegt und sich durch Umbauprozesse den veränderten mechanischen Bedingungen anpasst. Er trennt den Gelenkknorpel vom Knochenmarkraum ab und beträgt in seiner Dicke zwischen 2 und 4 mm. In seiner Eigenschaft als Trennschicht übernimmt er verschiedene Funktionen, wobei die metabolischen und mechanischen Funktionen im Vordergrund stehen und für diese Arbeit von besonderer Bedeutung sind.

So ist die subchondrale Knochenplatte sowohl an der Versorgung des Gelenkknorpels mit Nährstoffen aus dem gut durchbluteten Knochenmark beteiligt als auch an mechanischen Prozessen wie Lastübertragung und Stoßdämpfung (81). Dabei trägt sie einen Teil der auf das Gelenk einwirkenden Gewichts, wobei sie von der unter ihr liegenden Knochenpongiosa gestützt wird. Schon im Jahre 1896 bezeichnete Roux deshalb die subchondrale Knochenlamelle als „Druck-

aufnahmeplatte“ und beschrieb damit eben diesen mechanischen Sachverhalt (114).

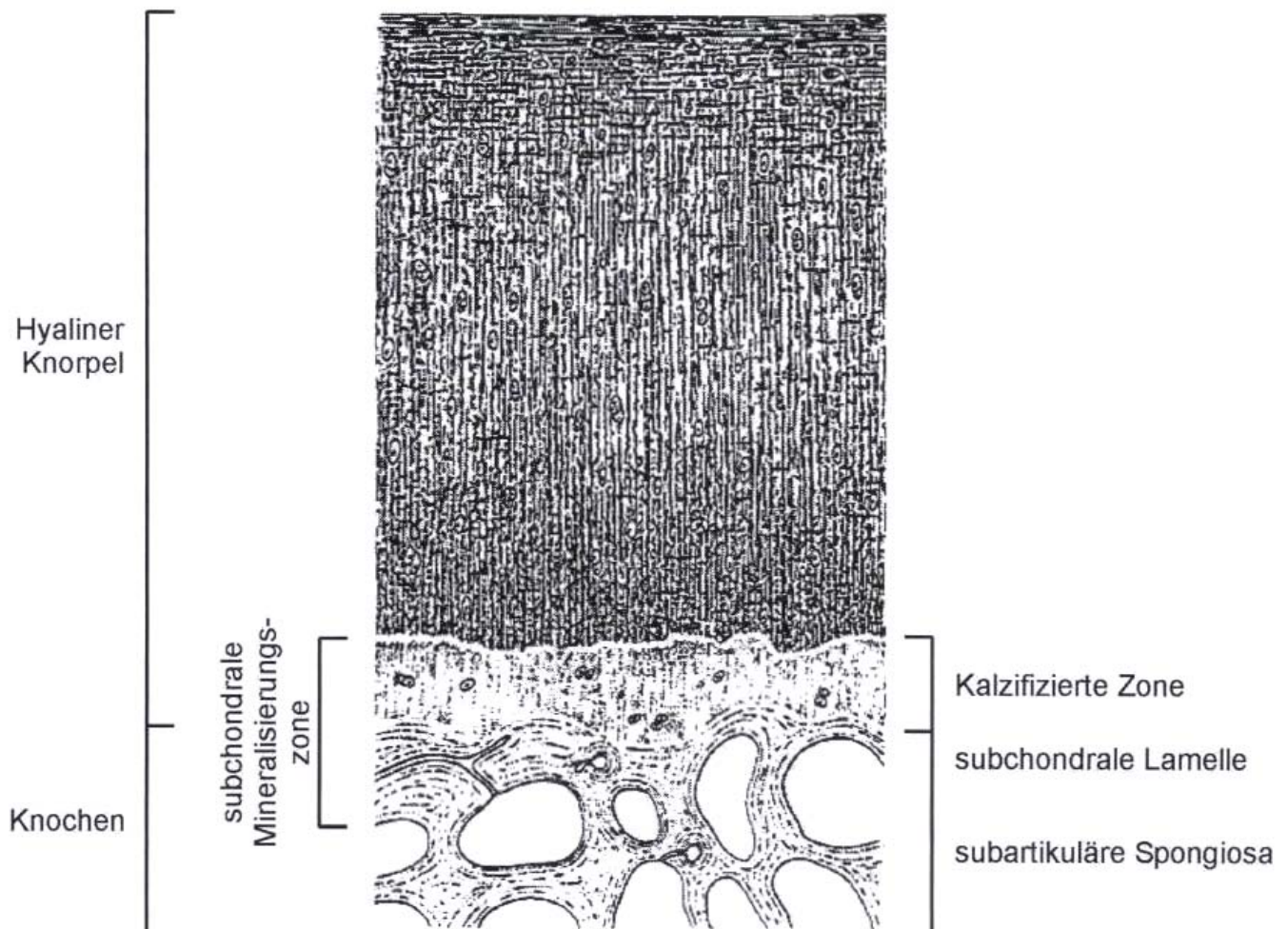


Abbildung 12: Darstellung des hyalinen Gelenkknorpels und der darunterliegenden subchondralen Knochenlamelle. Aus (81).

1.5.3. Subchondrale Mineralisierung

Die Dichtewerte des subchondralen Knochens unterscheiden sich sowohl in den verschiedenen Gelenken des Körpers als auch innerhalb ein und desselben Gelenks, wo Zonen erhöhter Mineralisation in Bereichen mit größeren mechanischen Beanspruchungen zu finden sind. In diesen Bereichen sind die Stoffwechselaktivitäten erhöht, was auch in einer vermehrten Anzahl von Blutgefäßen zum Ausdruck kommt (81).

Die Hauptfaktoren, die den Mineralisierungsgrad und deren Verteilung bestimmen, betreffen die Gelenkergometrie (1. und 2.) und die biomechanischen Kräfte, die im Gelenk wirken (3. und 4.):

1. Lage und Größe der Kontaktflächen
2. Form der korrespondierenden Gelenkflächen
3. Größe der resultierenden Kraft
4. Durchstoßpunkt der resultierenden Kraft.

Die Punkte 1. bis 4. führen im jeweiligen Gelenk zu einer individuellen Spannungsverteilung und bestimmen im zeitlichen Verlauf dann die Dichte und Verteilung der subchondralen Mineralisierung (81).

Ändert sich einer oder mehrere der genannten Einflussfaktoren, so kommt es zu veränderten biomechanischen Verhältnissen, an die sich dann die subchondrale Knochenplatte adaptiert. Diese Anpassung wird sichtbar in der Aktivität der Knochenzellen, also der Osteoblasten und Osteoklasten. Wird nun also ein Gelenkbereich über einen längeren Zeitraum vermehrt beansprucht, so erhöht sich im darunterliegenden Knochen die Aktivität der Osteoblasten, wohingegen die Osteoklastenaktivität gehemmt wird. Daraus resultiert dann eine erhöhte Syntheserate von Knochensubstanz bei gleichzeitig verminderter Resorption.

Nimmt die Beanspruchung des Gelenkbereichs wieder ab, kehren sich all die genannten Vorgänge um und es kommt zu einer Abnahme der Gelenkalkifizierung.

Müller-Gerbl stellte die mechanischen Faktoren, die eben dargestellt wurden, den endokrinen und metabolischen Einflüssen gegenüber, die sehr wohl auch einen großen Beitrag zum Aufbau des Knochens leisten, kam aber zu dem Ergebnis, dass die mechanischen Faktoren die entscheidend größere Rolle bei der lokoregionalen Zusammensetzung des subchondralen Knochens spielen (81).

Um nun die Mineralisierungsvorgänge im subchondralen Knochen messen und Aussagen über deren zeitlichen Verlauf treffen zu können, wurde die CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) entwickelt. Verglichen mit der bisher verwendeten Röntgendensitometrie stellt sie eine effektive Methode dar, um Einblicke in die Belastungsverhältnisse verschiedener Gelenke zu gewinnen und hat den entscheidenden Vorteil, dass sie Untersuchungen am Lebenden erlaubt, was mit der Röntgendensitometrie bislang nicht möglich war (76; 77; 79; 81). So wurden bisher zum Beispiel das Schultergelenk, das Ellenbogengelenk, das Radiocarpalgelenk, das Hüftgelenk, das Kniegelenk und das Großzehengrundgelenk in ver-

schiedenen Studien untersucht und bezüglich ihrer Mineralisationsverhältnisse betrachtet.

1.5.4. Die CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)

Mit Hilfe der CT-OAM kann man Einblick in die Belastungssituation an verschiedenen Gelenken erhalten. Sie wurde auf der Grundlage der von Hounsfield 1973 eingeführten Computertomographie entwickelt, bei der eine Röntgenröhre um den Patienten rotiert und dabei Röntgenstrahlen emittiert. Diese Röntgenstrahlung wird beim Durchtritt durch den menschlichen Körper von den unterschiedlichen Organen und Geweben unterschiedlich stark absorbiert.

Ein Detektorsystem, das der Strahlenquelle gegenüberliegt, erfasst den Grad dieser Abschwächung der Röntgenstrahlen und gibt diese Informationen an einen Computer weiter, der daraus Querschnittsbilder erstellt, in dem die unterschiedlichen Schwächungswerte in verschiedenen Grautönen dargestellt werden. Sie werden in Hounsfield-Einheiten (HU) von -1000 bis $+1000$ angegeben, wobei -1000 der Dichte von Luft, 0 der Dichte von Wasser und Werte ab $+200$ der Dichte von Knochensubstanz entspricht (43).

Diese Dichtestufenskala macht sich nun die CT-OAM zunutze, indem man nach Isolierung der subchondralen Knochenlamelle aus den Schnittbildern ein Dichteverteilungsmuster erstellt. Dabei repräsentiert jeder Hounsfield-Wert den Schwächungskoeffizienten des durchdrungenen Gewebes und stellt, da im Knochen die Röntgenstrahlung vor allem durch Mineralsalze absorbiert werden, ein Maß für die Mineralsalzkonzentration der subchondralen Knochenplatte dar (128).

Orte, an denen sich erhöhte Strahlenabsorptionswerte finden, lassen also auf eine hohe Mineralsalzkonzentration und somit hohe subchondrale Knochendichte schließen.

Da die CT-Osteoabsorptiometrie aber nur relative Dichteunterschiede darstellt, muss eine Messung an einem Phantom bekannter Kalziumkonzentration erfolgen und mit den ermittelten Werten verglichen werden. Somit ist es dann auch möglich, quantitative Ergebnisse der subchondralen Mineralisation zu erhalten (82).

Hydroxylapatit $[\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2]$ stellt die Hauptsubstanz der Knochenmineralsalze dar und somit spiegelt der Kalziumgehalt der Knochenplatte deren Mineralisierungsgrad optimal wider. So wurde es mit Einführung der CT-Osteoabsorptiometrie möglich, qualitative und quantitative Aussagen über die sub-

chondralen Mineralisierungsverhältnisse und deren Veränderungen über die Zeit zu treffen und daraus Rückschlüsse auf die Auswirkungen von Langzeitbeanspruchungen an den verschiedensten Gelenken zu ziehen (128).

Daher stellt nun die CT-OAM eine optimale Methode für unsere Studie dar, die die Auswirkungen einer Bandscheibenendoprothese auf die Mineralisierungsverhältnisse der Wirbelkörperendplatten und damit etwaige Änderungen in deren biomechanischen Belastungssituation untersucht.

1.6. Hypothesen zur Lasteinleitung durch die Bandscheibe

Bevor wir diese Arbeit begannen, standen verschiedene Hypothesen über die Lasteinleitung und Druckübertragung durch die Bandscheibe auf die Wirbelkörperendplatten im Raum.

Nach Putz und Bao erfüllt die gesunde Bandscheibe die gegensätzlichen Aufgaben, der Wirbelsäule Stabilität und zugleich Flexibilität zu verleihen, und dabei die auf sie einwirkende axiale Last gleichmäßig auf die an sie angrenzenden Wirbelkörperendplatten zu übertragen und zu verteilen (103; 104; 106; 5).

Adams zeigte 1996, dass in gesunden Bandscheiben der Druck im zentralen Nucleus pulposus konstant ist, wohingegen in den inneren Faserlamellen des Anulus fibrosus deutlich höhere Druckwerte durch die Kompression entstehen. Dies konnte er über Drucksensoren nachweisen, die er in lumbalen Bandscheiben platziert hatte (1).

In pathologisch veränderten Bandscheiben, zum Beispiel durch altersbedingte Abnahme der Wasser- und Proteoglykankonzentration, durch Bandscheibenprotrusion oder -prolaps, die alle mit einer Erniedrigung und damit gestörten Druckübertragung im Bewegungssegment einhergehen, ist diese gleichmäßige Lastübertragung nicht mehr gewährleistet (45; 48; 53; 103; 106).

Unsere Überlegungen führten dazu, dass die Theorie der gleichmäßigen Lastübertragung durch eine gesunde Bandscheibe zu einer gleichmäßigen Belastung der Wirbelkörperendplatten und somit zu einer homogenen, flächigen Mineralisation im subchondralen Knochen führen müsse.

Zogen wir die Untersuchungen von Adams in Betracht, schlossen wir auf eine ringförmige Belastung der unter den inneren Anulus-fibrosus-Anteilen liegenden Bereichen der Endplatten, die sich in einer erhöhten ringförmigen Mineralisation zeigen sollte.

Pathologisch veränderte Bandscheiben, wie sie in unserem Patientenkollektiv zu finden waren, wirken laut Putz wie interponierte Fremdkörper, die die Last ungleichmäßig weiterleiten, was sich in ungleichmäßigen beziehungsweise asymmetrischen Mineralisierungsmustern der subchondralen Knochenplatte zeigen würde (106).

1.7. Fragestellung

Die gesunde Bandscheibe überträgt auf die Wirbelsäule einwirkende Lasten gleichmäßig und großflächig auf die anschließenden Wirbelkörperendplatten. Ändern sich Struktur und Zusammensetzung der Bandscheiben, zum Beispiel im Rahmen degenerativer Veränderungen wie der segmentalen Osteochondrose, kann diese Gleichmäßigkeit nicht mehr gewährleistet werden und es kommt zu einer ungleichmäßigen Druckverteilung auf die Endplatten. Wir versuchten anhand der Methode der CT-Osteoabsorptiometrie Informationen über die Lastverteilung im Detail zu erhalten und folgende noch offene Fragen zu beantworten:

1. Wie stellen sich die Mineralisierungsmuster der Endplatten gesunder Bewegungssegmente als Ausdruck einer gleichmäßigen Lastübertragung durch die Bandscheiben dar?
2. Wie verhalten sich dazu die Mineralisationsmuster in degenerativ veränderten Wirbelsäulen (monosegmentale Osteochondrose)?
3. Unterscheiden sich die Bereiche höchster Mineralisationen im Patienten- und Vergleichskollektiv?
4. Hat die Operation einen Einfluss auf Mineralisierungsverteilung und -intensität?
5. Gibt es Unterschiede in der Mineralisation von Deck- und Grundplatten?
6. Hat die Segmenthöhe einen Einfluss auf die Mineralisation der Endplatten?

2. Material

2.1. Patienten

In dieser Arbeit wurden 12 Patienten untersucht, die an degenerativen Bandscheibenerkrankungen mit tiefen Rückenschmerzen litten und mindestens 6 Monate erfolglos mit konservativen Mitteln behandelt worden waren. Die Patienten waren zwischen 27 und 51 Jahre, im Durchschnitt 40 Jahre alt. Neun waren weiblich, drei männlich. Der body mass index (BMI) lag zwischen 19 und 25 (kg/m^2) und betrug im Durchschnitt 22,5. Neun Patienten hatten eine monosegmentale, drei eine bisegmentale Osteochondrose. Letztere waren zwischen L5 und S1 fusioniert und erhielten die Bandscheibenprothese zwischen L4 und L5. Zur Verfügung standen die Computertomographie-Datensätze von 12 Wirbelsäulen vor und 11 Wirbelsäulen nach der Operation.

Tabelle 1 zeigt die Alters- und Geschlechtsverteilung, die behandelten Segmente, den Grad der Osteochondrose und den BMI der einzelnen Patienten.

Patient	M/W	Alter	Implantat-segmente	Grad der Osteochondrose	BMI (kg/m^2)
1	W	51	L5/S1	monosegmental	24
2	W	37	L4/L5	monosegmental	25
3	W	38	L4/L5	bisegmental	19
4	W	48	L4/L5	bisegmental	22
5	W	38	L5/S1	monosegmental	23
6	W	30	L4/L5	monosegmental	19
7	W	29	L5/S1	monosegmental	23
8	M	53	L4/L5	monosegmental	25
9	M	46	L5/S1	monosegmental	22
10	W	27	L4/L5	monosegmental	20
11	M	38	L4/L5	bisegmental	24
12	W	45	L4/L5	monosegmental	24

Tabelle 1: Patientendaten.

2.2. Präoperative Untersuchungen

Die Patienten wurden präoperativ untersucht, wobei zur Objektivierung von Rücken- und Beinschmerzen und der Funktionseinschränkung die Visual Analogue Scale (VAS), der Oswestry Disability Index (ODI) und Short Form-36 Fragebogen (SF-36) verwendet wurden.

Es wurden CT-Dünnschichtaufnahmen der betroffenen und anschließenden Wirbelsäulensegmente zur Diagnostik und Verlaufskontrolle erstellt, die von uns für die CT-osteabsorptiometrischen Untersuchungen verwendet werden konnten. Mittels kernspintomographischer Aufnahmen wurde jeweils der Grad der Bandscheibendegeneration und der Osteochondrose der Endplatten dokumentiert.

2.3. Operationstechnik

Über einen ventralen, retroperitonealen Zugang wurde die SB-CHARITÉ™-Bandscheibenprothese (Abbildungen 13 und 14) implantiert. Diese besteht aus zwei Metallabschlussplatten aus Chrom-Kobalt mit einer Titan-Kalziumphosphatbeschichtung und einem Gleitkern aus Polyethylen.

Es konnte zwischen unterschiedlich gewinkelten Abschlussplatten und Gleitkernen unterschiedlicher Höhe gewählt werden, um die Lendenlordose möglichst optimal zu erhalten und die Höhe des Zwischenwirbelraumes individuell anpassen zu können.



Abbildung 13: Bandscheibentotalendoprothese Typ Charité SB III (Link, Hamburg). Aus (71).



Abbildung 14: Röntgenfunktionsaufnahme der LWS nach Implantation einer künstlichen Bandscheibe (hier: Typ Prodisc™, Spine Solutions, NY). Aus (71).

2.4. Postoperative Untersuchungen

Die Patienten wurden 6 Wochen, 3 Monate, 6 Monate und 12 Monate nach der Operation nachuntersucht. Es wurden Röntgenaufnahmen sofort nach der Operation und nach 14 Tagen, 6 Monaten und 1 Jahr angefertigt, um die Höhe des Zwischenwirbelraumes im operierten und darüber liegenden Segment zu dokumentieren und die Implantatlage zu überprüfen. Die optimale Position des Implantatzentrums lag dabei im antero-posterioren Strahlengang in einer Linie mit dem Dornfortsatz des nächsthöheren Wirbelkörpers und im seitlichen Strahlengang etwa 2 Millimeter hinter der Mittellinie des Wirbelkörpers. Außerdem wurden nach 6 Monaten erneut CT-Dünnschichtaufnahmen erstellt und nach 6 Monaten wiederum VAS, ODI und SF-36 erhoben, um etwaige Änderungen in Bezug auf Schmerzen und Funktionseinschränkungen zu erfassen.

2.5. Vergleichsgruppe

Als Kontrollgruppe wurden 5 Wirbelsäulen aus dem Präparategut des Anatomischen Institutes und 8 Wirbelsäulen aus der Gerichtsmedizin der Ludwig-Maximilians-Universität München verwendet. Es handelte sich ausschließlich um männliche Donatoren. Die Altersverteilung lag zwischen 19 und 50 Jahren mit einem Mittelwert von 33,5 Jahren.

Um altersbedingte Veränderungen auszuschließen, wurden Donatoren jüngeren Alters gewählt, deren Präparate makroskopisch keine degenerativen Erscheinungen aufwiesen. Von diesen Wirbelsäulen wurden analog zur Patientengruppe CT-Dünnschichtaufnahmen angefertigt, um sie für die CT-OAM verwenden und mit der Patientengruppe vergleichen zu können. Der body mass index (BMI) lag zwischen 21 und 40 bei einem Mittelwert von 25,5.

Tabelle 2 zeigt die Geschlechts- und Altersverteilung, BMI und Todesart der von uns als Vergleichsgruppe verwendeten Donatoren der Wirbelsäulen.

Wirbelsäule	M/W	Alter	BMI	Todesart
1	M	19	22	Zentrale Lähmung bei SHT
2	M	38	30	Natürlicher Tod
3	M	33	23	Medikamentenintoxikation
4	M	31	21	BTM
5	M	22	22	BTM
6	M	50	24	Kopfschuß
7	M	45	40	unbekannt
8	M	46	29	unbekannt
9	M	24	25	unbekannt
10	M	32	27	Insulin
11	M	30	21	BTM
12	M	44	23	BTM
13	M	21	24	unbekannt

Tabelle 2: Daten der Vergleichsgruppe; BTM: Betäubungsmittel, SHT: Schädel-Hirn-Trauma.

3. Methode

3.1. Darstellung der subchondralen Mineralisierung mit der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)

Bei der CT-Osteoabsorptiometrie (Müller-Gerbl, 1989, (76)) werden Datensätze eines Computertomographen aufbereitet, so dass die Gelenkflächen dreidimensional rekonstruiert, der subchondrale Knochen dargestellt und eine kartographische Ansicht der Mineralisierungsverteilung erstellt werden können.

3.1.1. Erstellen der Datensätze für die CT-OAM

Die Datensätze leiten sich aus koronaren CT-Schichtaufnahmen eines Somatom Plus 4 TM (Siemens Medical Solutions, Erlangen, Deutschland) ab. Es wurden 1 mm dicke koronare Schichten (Abbildung 15) angefertigt, die anschließend auf einer Workstation (IBM, RISC System/6000) mit der Software Analyze 7.5.5 TM (Biomedical Imaging Resource, Mayo Foundation, Rochester, USA) bearbeitet wurden.

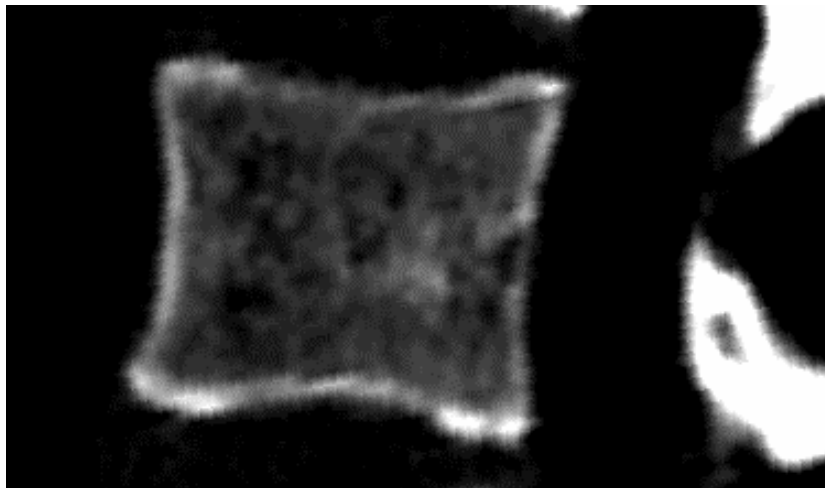


Abbildung 15: Koronares CT-Schnittbild eines Lendenwirbelkörpers (LWK 3).

Dabei wurden im ersten Schritt die CT-Schnitte editiert, so dass im Modus „Voxel gradient shading“ eine 3-D-Rekonstruktion des Gesamtwirbelkörpers entstand und durch Rotation die kranialen und kaudalen Gelenkflächen, d.h. Deck- und Grundplatte, in optimaler Einsicht dargestellt wurden (Abbildung 16).

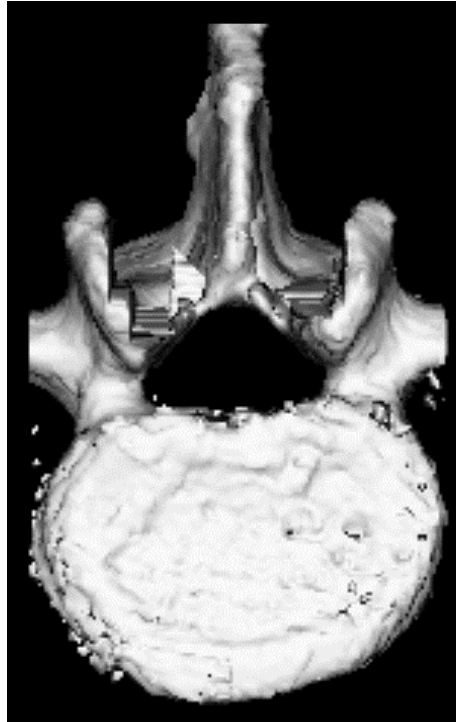


Abbildung 16: 3-D-Rekonstruktion eines Lendenwirbels (LWK 3). Aufsicht von oben auf die Deckplatte.

Die Koordinaten dieser Einstellungen wurden notiert. In einem zweiten Editierungsschritt wurden die subchondralen Knochenlamellen der Deck- und Grundplatten aus den koronaren Aufnahmen isoliert, um zwei getrennte Datensätze zu erhalten, jeweils einen für die Deck- und Grundplatte (Abbildungen 17 und 18).

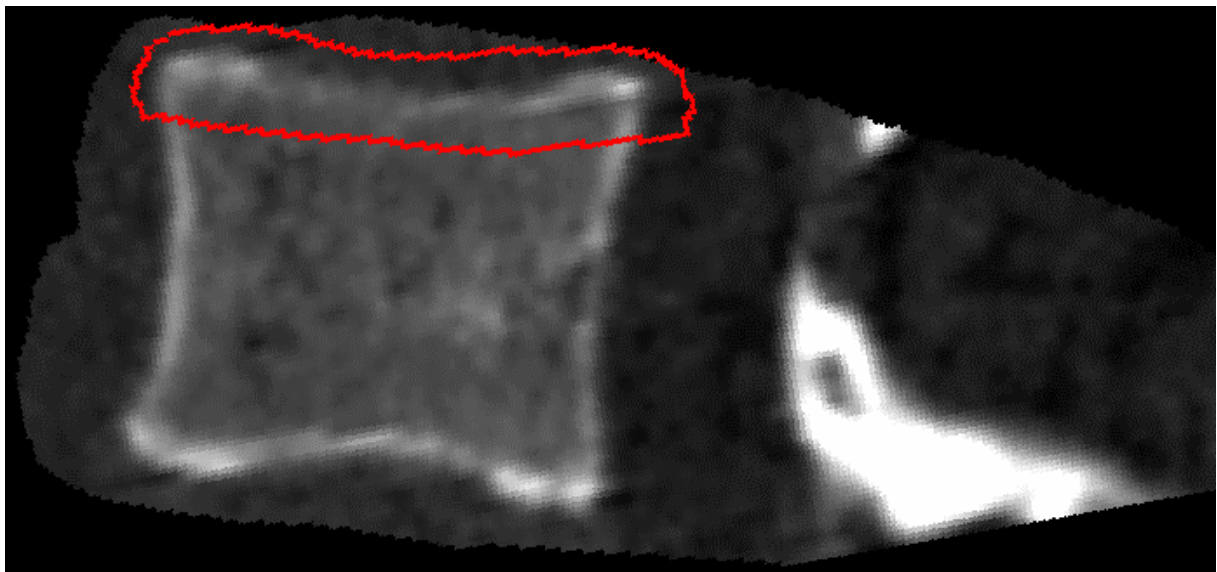


Abbildung 17: Isolierung der subchondralen Knochenlamelle der Deckplatte von LWK 3.

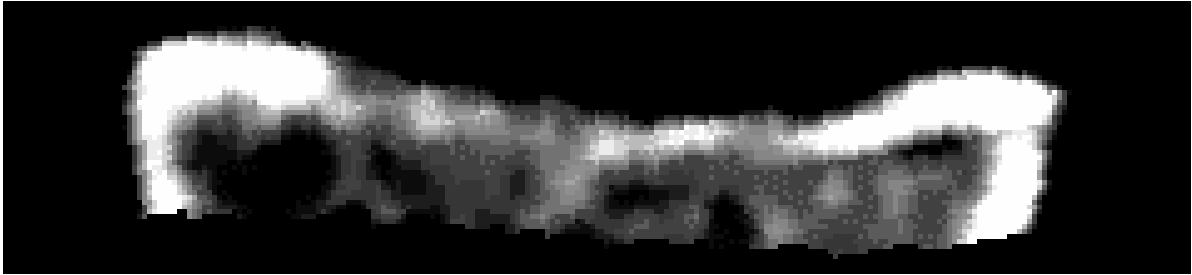


Abbildung 18: Isolierte subchondrale Knochenlamelle.

Diese wurden dann analog dreidimensional rekonstruiert und nach oben genannten Koordinaten rotiert, um eine Kongruenz zu den vorher dargestellten Endplatten zu erreichen. Nun wurde die Rekonstruktion in der „Maximum Intensity Projection“ der Software Analyze 7.5.5 TM dargestellt, wodurch der jeweils dichteste Wert der subchondralen Knochenlamelle an die Oberfläche projiziert wurde. Somit war sie in der gleichen räumlichen Ausrichtung wie der Gesamtwirbelkörper dreidimensional als Graubild dargestellt.

Um nun die subchondrale Mineralisationsverteilung anschaulicher darzustellen, wurde das entstandene Bild mit Falschfarben belegt, wobei eine Skala gewählt wurde, bei der Dichtestufen von je 100 Hounsfieldeinheiten (HU) die gleiche Farbe erhielten. Sie wurde in 10 Bereiche unterteilt, die von <200 HU bis >1200 HU reichten, wobei Dichtewerte <200 HU in dunkelblau dargestellt wurden, in aufsteigender Reihenfolge über grün, gelb, orange, rot und dunkelrot bis schwarz (>1200 HU).

Schließlich erhielt man somit eine kartographische Ansicht der Mineralisierungsdichte des subchondralen Gelenkknochens, kodiert mit Falschfarben, die dann auf die Ansicht der Gelenkfläche gelegt wurde und den Knochen der Gelenkfläche überlagerte (Abbildungen 19 und 20).

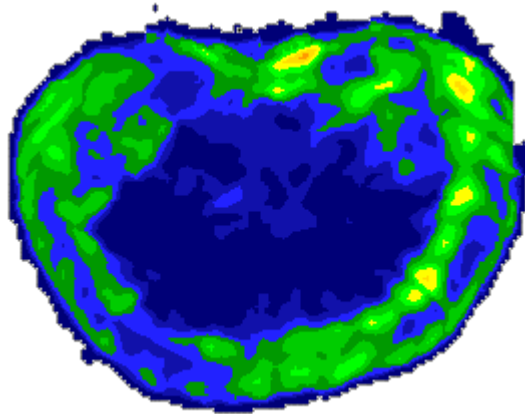


Abbildung19: Verteilung der Mineralisierungsdichte der Deckplatte von LWK 3 .

Das resultierende Gesamtbild (Densitogramm) zeigte nun die Verteilung der subchondralen Mineralisierung in den Gelenkflächen in 3-dimensionaler Darstellung (Abbildung 20).

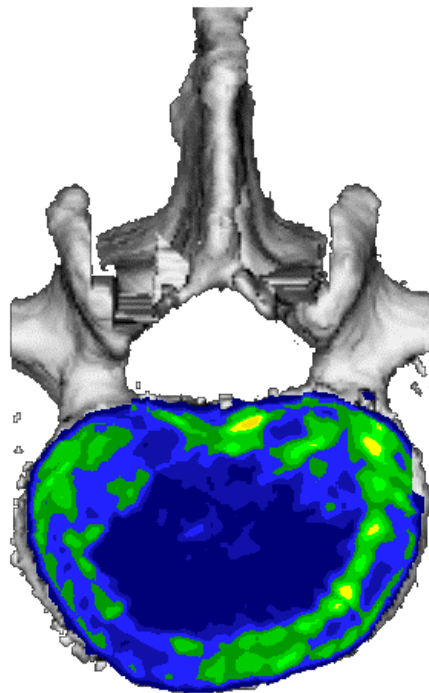


Abbildung 20: Gesamtbild des LWK 3 mit Darstellung der subchondralen Mineralisierung in der Deckplatte. Abnahme des Mineralisierungsgrads von orange über gelb zu grün und blau.

3.1.2. Auswertung der Densitogramme

Zur Bestimmung der Unterschiede im Mineralisierungsmuster und -gehalt der prä- und postoperativen Gruppe und der Vergleichsgruppe wurde nun eine qualitative (visuelle) Auswertung vorgenommen.

Um typische Muster in der Dichteverteilung zu erkennen, wurden dazu die relative Lokalisation der Dichtemaxima und die Existenz eventuell mehrerer ähnlich dichter Maxima dokumentiert.

Dazu wurde mit dem Programm Corel Draw 9™ ein Einheitsraster (30 x 30 Einheiten) so über die Densitogramme gelegt, dass es an allen Seiten die äußersten Punkte der jeweiligen Gelenkflächen tangential berührte (Abbildung 21).

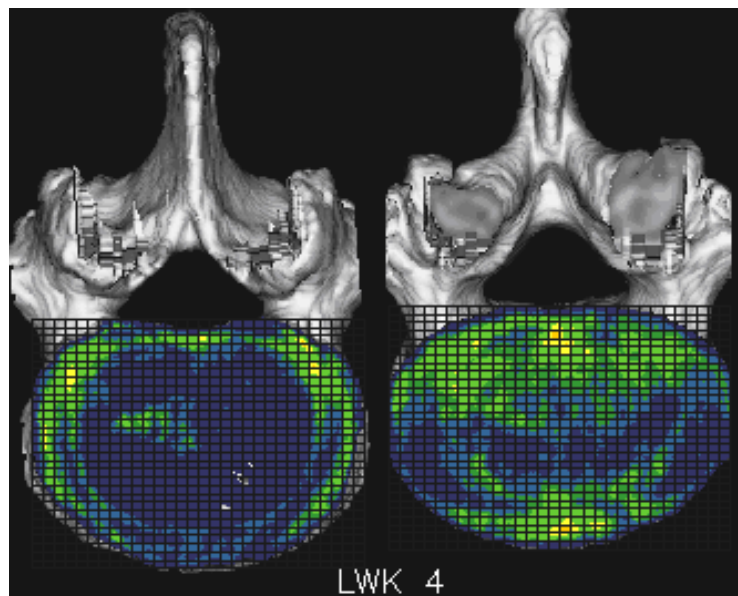


Abbildung 21: Anpassung des Rasters an die Densitogramme.

Durch die Falschfarbkodierung konnte nun die Lage des Dichtemaximums ermittelt und auf eine Dezimalstelle genau abgelesen und registriert werden. Ebenso wurde mit weiteren Maxima ähnlicher Dichte verfahren. Nun wurden die ermittelten Koordinaten in ein Koordinatensystem übertragen, das dem oben genannten Raster entsprach (Beispiel in Abbildung 22).

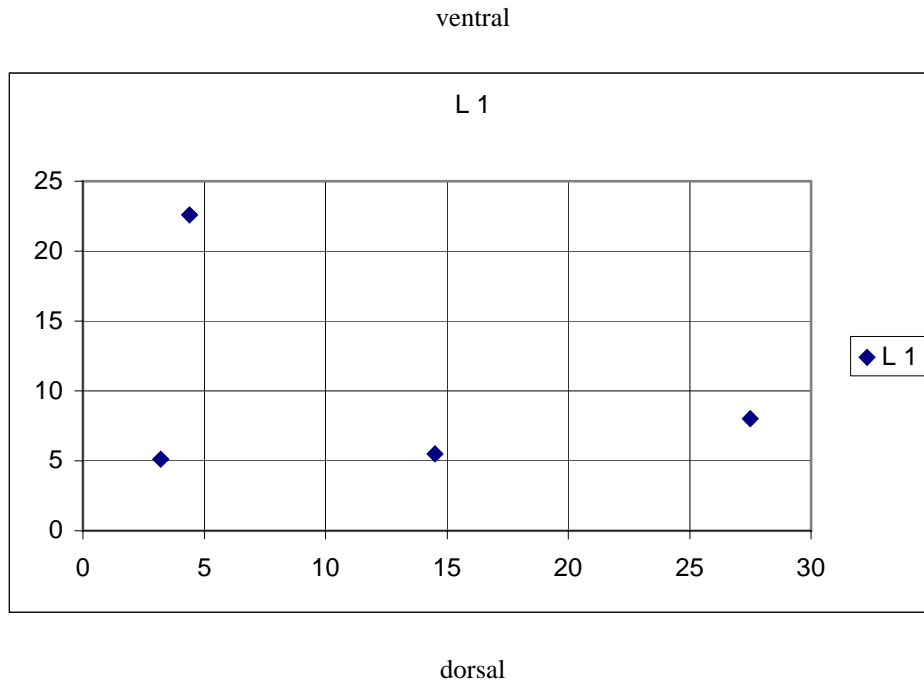


Abbildung 22: Lokalisation der vier Dichtemaxima in der Deckplatte eines Lendenwirbelkörpers (LWK 1).

In einem weiteren Arbeitsschritt wurden nun die prä- und postoperativen Koordinaten in einem Diagramm zusammengefasst, so dass eventuelle Unterschiede in Lage und Anzahl der Dichtemaxima direkt festgestellt werden konnten, also eine Verlagerung der Position, Auftreten neuer oder Auflösung einzelner Maxima im zeitlichen Verlauf (Beispiel in Abbildung 23).

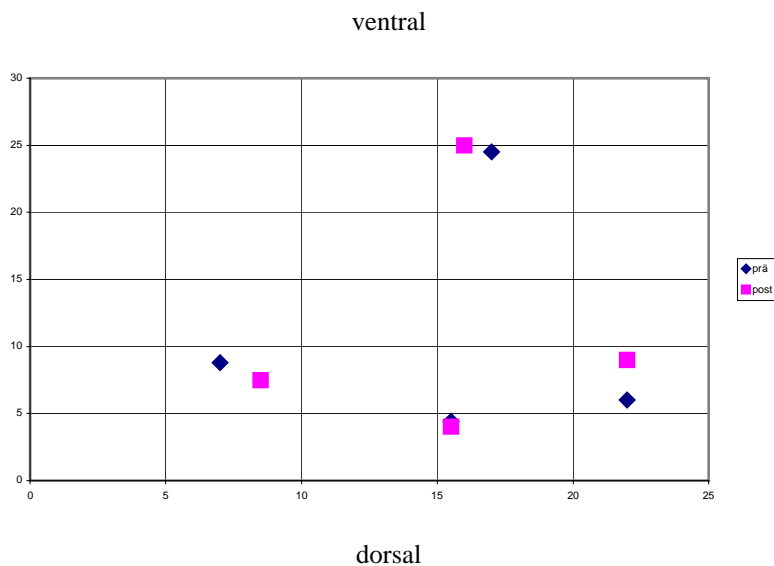


Abbildung 23: Vergleich der Dichtemaxima prä- und postoperativ.

Schließlich wurden Summationsbilder erstellt, welche die Dichtemaxima aller untersuchten Endplatten sowohl nach einzelnen Wirbelkörpern getrennt als auch alle Wirbelkörper zusammengefasst darstellten. Dies erfolgte für die präoperative, als auch die postoperative und die Vergleichsgruppe (Beispiele in Abbildungen 24 und 25).

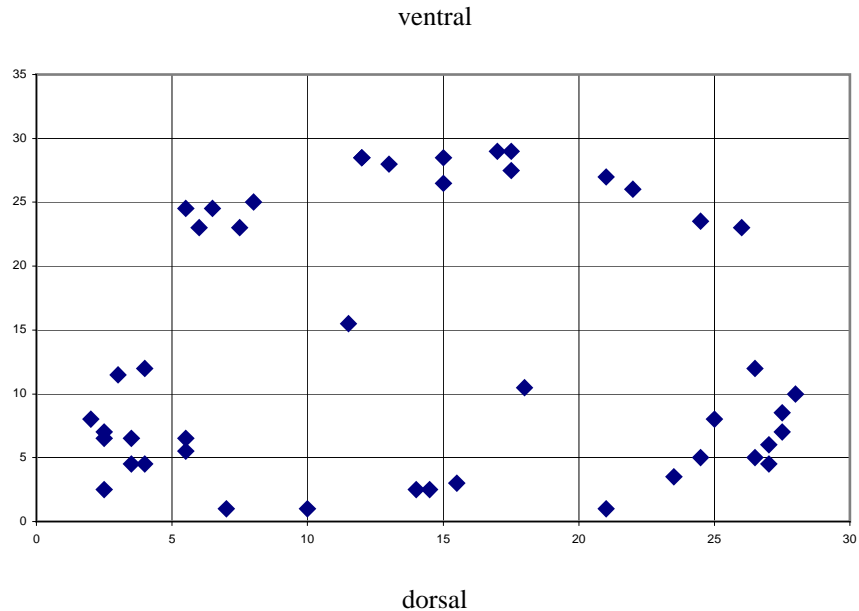


Abbildung 24: Summation aller Dichtemaxima in den Deckplatten des dritten Lendenwirbelkörpers der Vergleichsgruppe.

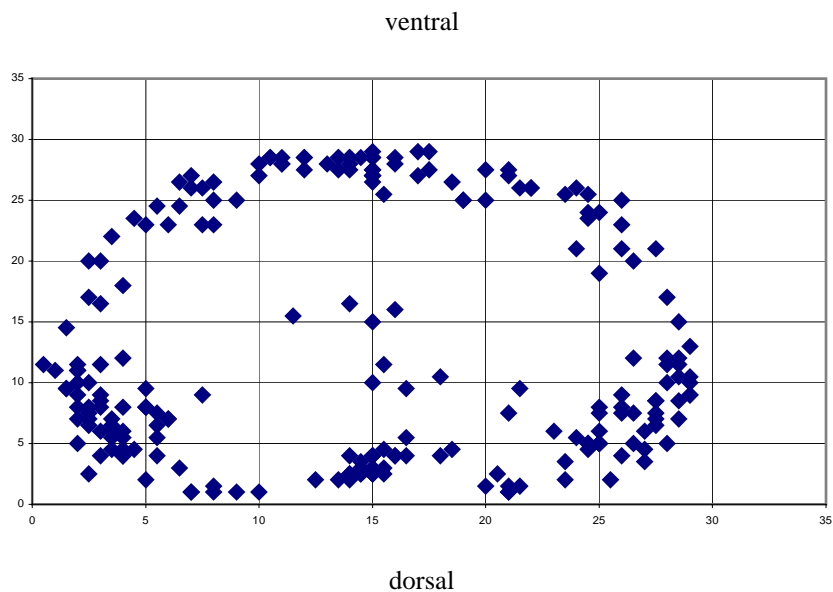


Abbildung 25: Summation aller Dichtemaxima in den Deckplatten von LWK 1 in der Vergleichsgruppe.

3.2. Quantitative CT-Osteoabsorptiometrie (qCT-OAM)

Um die erstellten Densitogramme nun auch quantitativ auswerten zu können, wurde die Methode der quantitativen CT-Osteoabsorptiometrie (q-CT-OAM) verwendet (82). Mit ihrer Hilfe können Aussagen über Mineralisierungsgrad einer Gelenkfläche (in mg Kalzium pro ml Gelenkfläche), Größe dieser Fläche und Verteilung der Dichtestufen getroffen werden.

Hierfür wurde auf der Workstation mit Analyze 7.5.5.™ die Gelenkfläche jedes Densitogramms markiert und durch eine Messroutine ein Histogramm der Dichtewerte (Hounsfield-Einheiten) erstellt, in dem die Anzahl der Pixel pro Hounsfield-Einheit bestimmt wurde (Anm.: Ein Histogramm zeigt die Helligkeitsverteilung eines Bildes in Form eines Diagramms und gibt dabei die Häufigkeit an, mit der jeder einzelne Helligkeitswert (hier: HE-Wert) im Bild erscheint.).

Mit einem Phantom, dessen Kalziumkonzentration bekannt war, konnte nun nach Übertragung der erstellten Histogramme in die Software Excel™ mit einem programmierten Algorithmus für jeden Hounsfield-Wert ein Kalziumwert angegeben werden. Nach Integration der Verteilungskurve aller HE-Werte erhielt man den absoluten Kalziumgehalt der untersuchten Gelenkfläche. Um Gelenkflächen unterschiedlicher Größe miteinander vergleichen zu können, wurde dieser Kalziumgehalt auf die Gelenkfläche bezogen und in einem relativen Kalziumwert in mg Ca/ ml angegeben.

3.3. Statistische Auswertung der gewonnenen Daten

Um die Vergleichbarkeit der einzelnen Lendenwirbelsäulen der verschiedenen Kollektive untereinander zu erleichtern und Aussagen über eventuell vorhandene statistisch signifikante Unterschiede in der Endplattenmineralisation treffen zu können, wurden Mittelwert und Standardabweichung der Kalziumwerte für die einzelnen Wirbelsäulen in der Vergleichsgruppe und der Patientengruppe (prä- und postoperativ), sowie die Differenz aus prä- und postoperativen Werten berechnet. Die Werte sind im Anhang angedruckt.

Für die Ermittlung statistisch signifikanter Unterschiede wurde die Statistiksoftware SPSS Version 13.0 für Windows verwendet. Dabei wurden Kontroll- und Patientengruppe (Mann-Whitney-U-Test), Deck- und Grundplattenmineralisation in den einzelnen Wirbelkörpern (Wilcoxon-signed-rank-Test), prä- und postoperative Kalziumwerte (Wilcoxon-signed-rank-Test) und die Mineralisationsverhältnisse in den einzelnen Bewegungssegmenten (Wilcoxon-signed-rank-Test) miteinander verglichen.

4. Ergebnisse

4.1. Mineralisierungsmuster

Bei der Auswertung der Densitogramme konnte keine homogene Verteilung der Mineralisation in den Wirbelkörperendplatten festgestellt werden. Vielmehr zeigte sich in der Mehrzahl aller untersuchten Fälle ein Grundmuster, in dem sich die Mineralisation ringförmig in der Endplattenperipherie anreichte und dorsomedial und –lateral Mineralisationsmaxima aufwies, während das Endplattenzentrum am geringsten mineralisiert war. Dieses Grundmuster wurde als Typ 1 bezeichnet und wird beispielhaft in den Abbildungen 26 und 27 dargestellt.

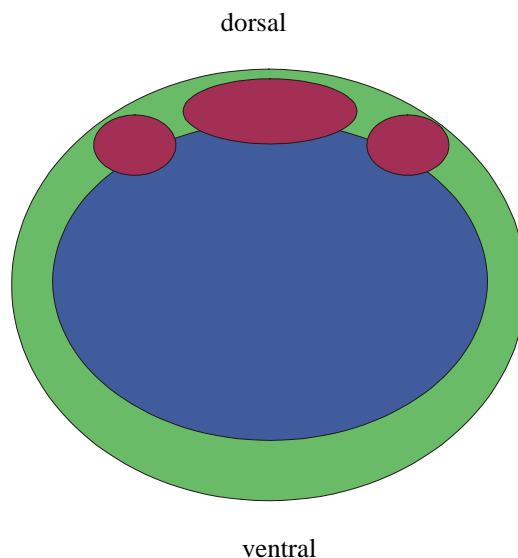


Abbildung 26: Grundmuster der Endplattenmineralisierung (Typ 1).
Blau: geringste Mineralisation. Grün: ringförmige Anreicherung. Rot: Maximale Mineralisation.

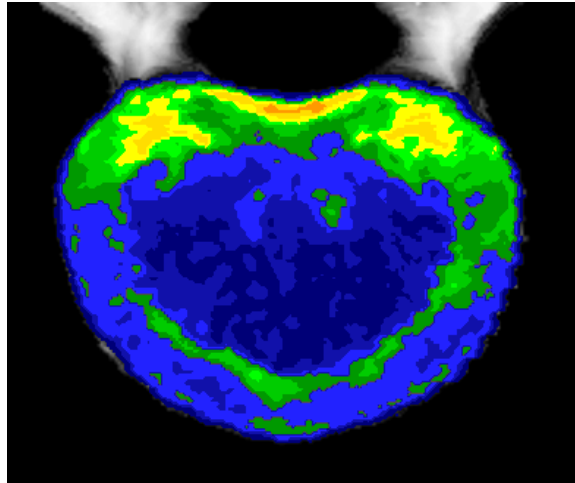


Abbildung 27: Grundmuster (Typ 1) mit ringförmiger Anreicherung der Mineralisation und dorsaler Betonung im Densitogramm.

Als Typ 2 wurde das Mineralisationsmuster bezeichnet, in dem es zum Auftreten zusätzlicher Mineralisationsmaxima kam. Diese kamen meist in den peripheren, bevorzugt in den ventralen, aber auch in lateralen Endplattenbereichen, vor. Ein Beispiel ist in Abbildung 28 gezeigt.

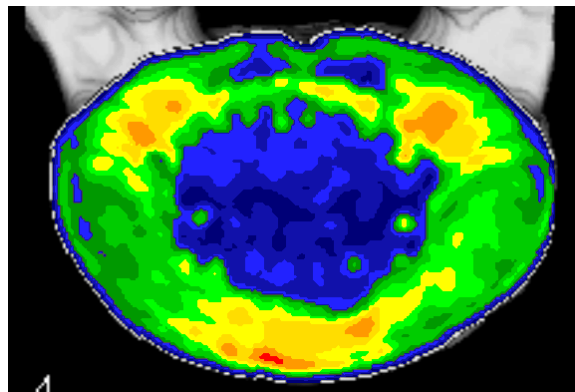


Abbildung 28: Typ 2: Grundmuster mit zusätzlichem Mineralisationsmaximum ventromedial.

In den Typ 3 wurden die Ausnahmefälle eingeordnet, die sich nicht den Typen 1 oder 2 zuordnen ließen, also ihren Mineralisationsschwerpunkt zum Beispiel vor allem im Endplattenzentrum hatten.

Die Verteilung der Mineralisationsmuster war im Vergleichs- und Patientenkollektiv relativ ähnlich. In der Vergleichsgruppe war der Typ 2 mit 53,5 % etwas häufiger zu finden als Typ 1 (44,8 %). In der Patientengruppe fand sich vor der Operation in 50,7 % Typ 1, in 47,9 % Typ 2, was sich nach der Operation zugunsten des Typ 1 verschob (61,8 %). Typ 2 war dann nur noch in 38,2 % der Fälle anzutreffen. Beide Gruppen zusammengenommen traten der Typ 1 in 50,4 % und der Typ 2 in 48,4 % der Fälle auf.

Typ 3 war nur sporadisch vorgekommen, in der Vergleichsgruppe in 1,7 % und präoperativ in 1,4 % der Fälle. Postoperativ war er nicht zu finden. Somit trat er insgesamt in nur 1,2 % der Fälle auf.

Tabelle 3 stellt die Verteilung der Mineralisierungsmuster in der Vergleichs- und der Patientengruppe je nach Höhenlokalisierung dar.

	Typ 1	Typ 2	Typ 3
Vergleichsgruppe			
L1	7 (41,2%)	10 (58,8%)	
L2	10 (52,6%)	9 (47,4%)	
L3	10 (40%)	14 (56%)	1 (4%)
L4	10 (41,7%)	14 (58,3%)	
L5	11(45,8%)	12 (50%)	1 (4,2%)
Os sacrum	4 (57,1%)	3 (42,9%)	
Insgesamt	52 (44,8%)	62 (53,5%)	2 (1,7%)
Präoperativ			
L1		1 (100%)	
L2	1(50%)	1(50%)	
L3	6 (42,9%)	8 (57,1%)	
L4	9 (40,9%)	13 (59,1%)	
L5	13 (54,2%)	10 (41,7%)	1 (4,2%)
Os sacrum	7 (87,5%)	1 (12,5%)	
Insgesamt	36 (50,7%)	34 (47,9%)	1 (1,4%)
Postoperativ			
L1	2 (50%)	2 (50%)	
L2	6 (66,7%)	3 (33,3%)	
L3	8 (50%)	8 (50%)	
L4	8 (53,3%)	7 (46,7%)	
L5	7 (87,5%)	1 (12,5%)	
Os sacrum	3 (100%)		
Insgesamt	34 (61,8%)	21 (38,2%)	
Summe	122 (50,4%)	117 (48,4%)	3 (1,2%)

Tabelle 3: Verteilung der Mineralisierungsmuster im Vergleichs- und Patientenkollektiv.

4.1.1. Vergleich Deckplatten/Grundplatten, kranial/kaudal

Beim Vergleich der Mineralisierungsmuster der Deck- und Grundplatten und der kranialen und der kaudalen Lendenwirbelkörper kamen wir zu folgenden Ergebnissen:

1. Die Mineralisationsmuster der Deck- und Grundplatten waren grundsätzlich sehr ähnlich. Typ 2 trat gehäuft in den Grundplatten auf, wobei dann das zusätzliche Mineralisationsmaximum in den meisten Fällen im ventralen Endplattenbereich lokalisiert war.
2. Die Deckplatten wiesen optisch einen geringeren Mineralisierungsgrad auf als die Grundplatten.
3. Es konnte optisch kein regelhafter Zusammenhang zwischen Mineralisationsgrad und Höhenlokalisierung festgestellt werden.

4.1.2. Vergleich prä- und postoperativ

Der Vergleich zwischen prä- und postoperativen Densitogrammen ergab folgende Ergebnisse:

1. Die von der Osteochondrose betroffenen Segmente zeigten in 80 % das Mineralisationsmuster des Typ 2. Meist war eine asymmetrische Verteilung der Mineralisation erkennbar. Nur 20 % wiesen den Typ 1 auf.
2. Die Mineralisationsmuster der Anschlusssegmente änderten sich nach der Operation nicht.
3. Vergleich man die Mineralisierungsmaxima der Anschlusssegmente vor und nach der Operation, so war ein eindeutiger Rückgang in der Intensität der Mineralisation zu vermerken.

4.2. Lokalisation der Mineralisierungsmaxima

Für jede Endplatte wurden drei Dichtemaxima bestimmt. In wenigen Fällen war es nötig, nur zwei oder auch vier Bezirke größter Dichte anzugeben. Erstreckten sie sich über große Flächen oder konnten sie nicht eindeutig abgegrenzt werden, wurden Schwerpunktbereiche ermittelt und als Koordinaten angegeben.

4.2.1. Gesundes Kollektiv

Betrachtet man die Endplatten der gesunden Probanden, so erkennt man eindeutig eine ringförmige Anreicherung der Dichtemaxima sowohl in den Deck- als auch in den Grundplatten durchgehend vom ersten Lendenwirbelkörper bis hin zum Os sacrum. Häufungen fanden sich hier vor allem im dorsomedialen, frontomedialen sowie in den beiden dorsolateralen Gelenkbereichen, an denen der Ausgangspunkt der Wirbelbögen liegt. Ein signifikanter Unterschied bezüglich der Lokalisation in den Deck- und Grundplatten konnte nicht festgestellt werden. Exemplarisch seien die Diagramme der Verteilung aller Dichtemaxima im 4. Lendenwirbelkörper der Deckplatten und der Grundplatten dargestellt (Abbildungen 29 und 30).

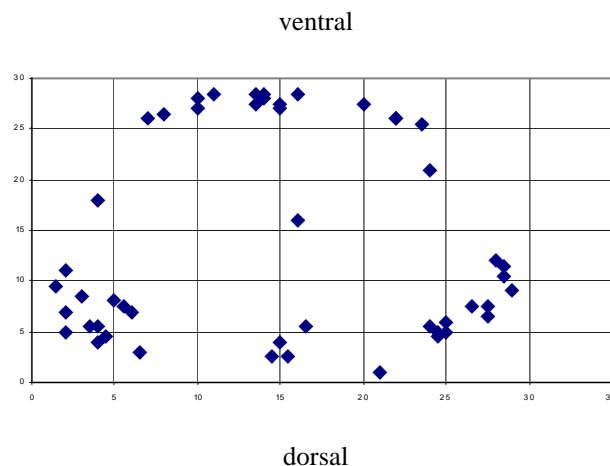


Abbildung 29: Verteilung der Dichtemaxima der Deckplatten des vierten Lendenwirbelkörpers im gesunden Kollektiv.

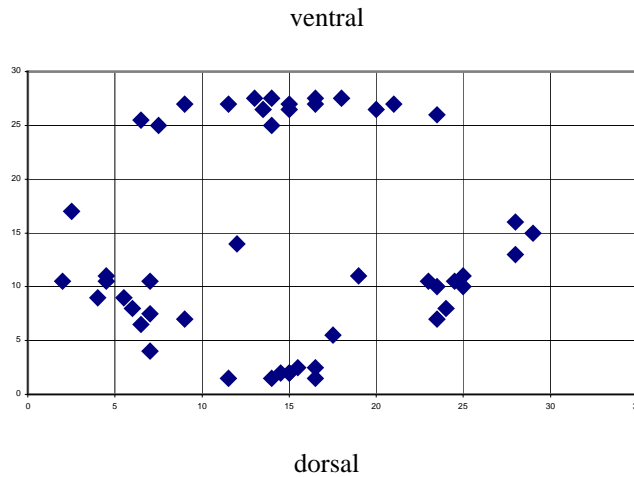


Abbildung 30: Verteilung der Dichtemaxima der Grundplatten des vierten Lendenwirbelkörpers im gesunden Kollektiv.

Auch als sämtliche Dichtemaxima der gesamten Lendenwirbelsäule bis zur Deckplatte des Os sacrum getrennt für Deck- und Grundplatten aufsummiert wurden, konnte die oben erwähnte ringförmige Anreicherung und schwerpunktmäßige Verteilung gezeigt werden (Abbildungen 31 und 32).

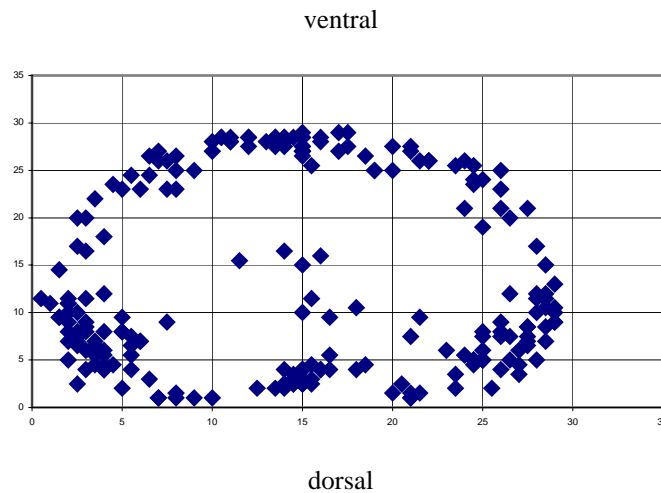


Abbildung 31: Summation aller Dichtemaxima in den Deckplatten des gesunden Kollektivs (L1 bis Os sacrum).

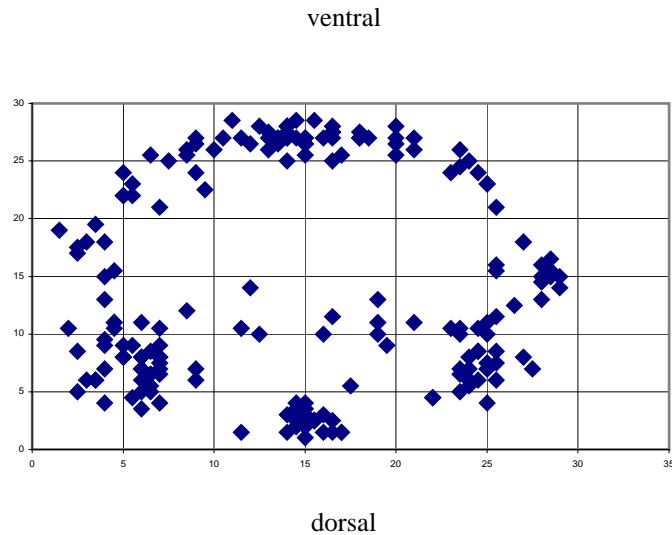


Abbildung 32: Summation aller Dichtemaxima in den Grundplatten des gesunden Kollektivs (L1 bis L5).

4.2.2. Patientenkollektiv

4.2.2.1. Präoperativ

Die Summationsbilder der Dichtemaxima des Patientenkollektivs vor der Operation zeigten ebenfalls das ringförmige Verteilungsmuster mit den betonten Bereichen dorsomedial, dorsolateral beidseits und frontomedial (Abbildung 33).

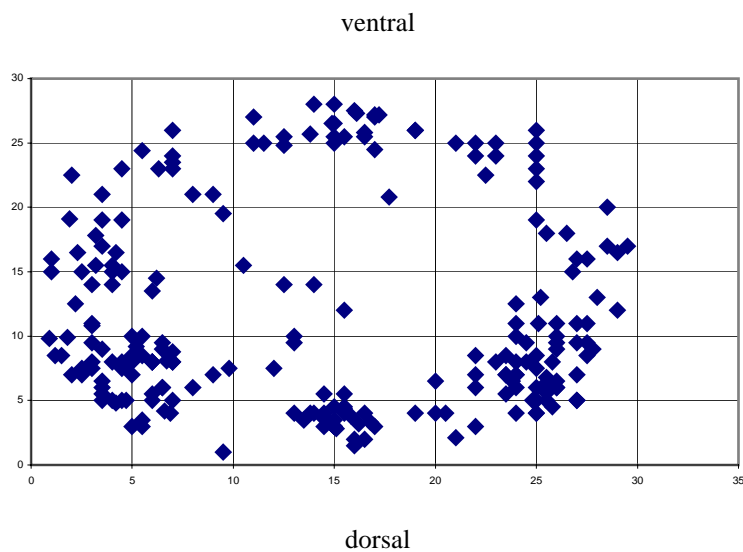


Abbildung 33: Summation aller Dichtemaxima präoperativ (Deck- und Grundplatten).

4.2.2.2. Postoperativ

Auch postoperativ ergab die Untersuchung der Lokalisation der Mineralisationsmaxima in den Deck- und Grundplatten ein vergleichbares Bild (Abbildung 34).

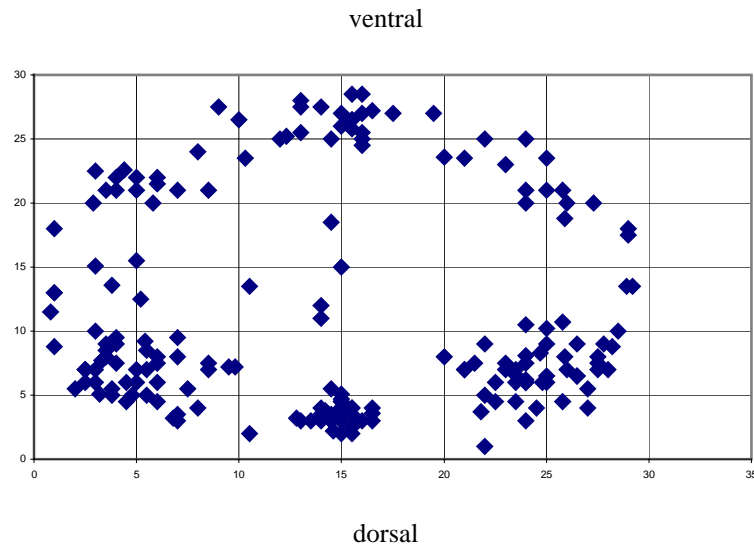


Abbildung 34: Summation aller Dichtemaxima postoperativ (Deck- und Grundplatten).

4.2.2.3. Vergleich der Mineralisierungsmaxima prä- und postoperativ

Als nächster Schritt wurden die 33 Deck- und Grundplatten, deren Densitogramme prä- und postoperativ vorlagen, direkt miteinander verglichen. Dabei kam es in zehn Fällen zu keiner signifikanten Änderung in der Verteilung der Dichtemaxima (Abbildung 35).

In zehn Fällen blieb die Anzahl der Dichtemaxima gleich, jedoch erfolgte eine Änderung der Lokalisation eines dieser Maxima, im dargestellten Fall vom linken Deckplattenrand nach frontomedial (Abbildung 36).

In acht Fällen kam es zu einer Zunahme der Anzahl der Dichtemaxima. Dabei erhöhte sich die Anzahl fünfmal von drei auf vier Maxima (Abbildung 37), zweimal von zwei auf drei Maxima und einmal von zwei auf vier Maxima.

Schließlich gab es fünf Fälle, in denen die Anzahl der Dichtemaxima postoperativ abgenommen hatte, davon viermal von vier auf drei (Abbildung 38) und einmal von vier auf zwei Maxima.

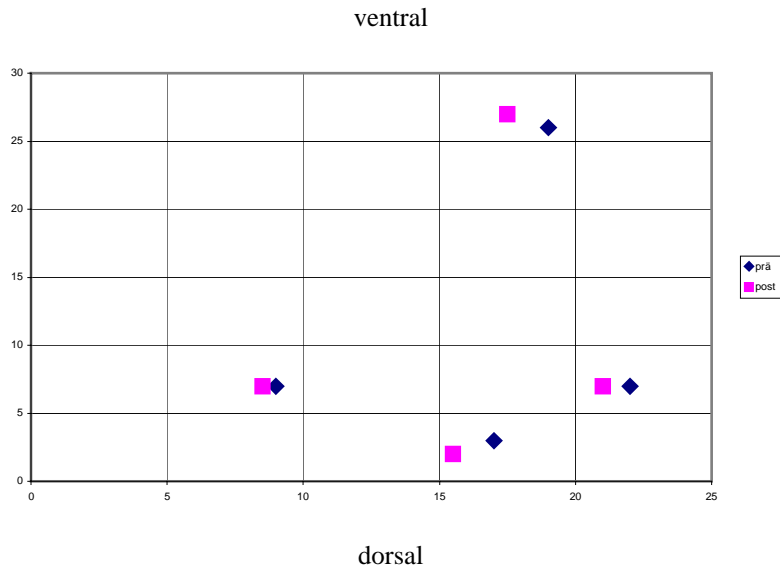


Abbildung 35: Vergleich der Dichtemaxima einer Grundplatte (prä- und postperativ) im vierten Lendenwirbelkörper.

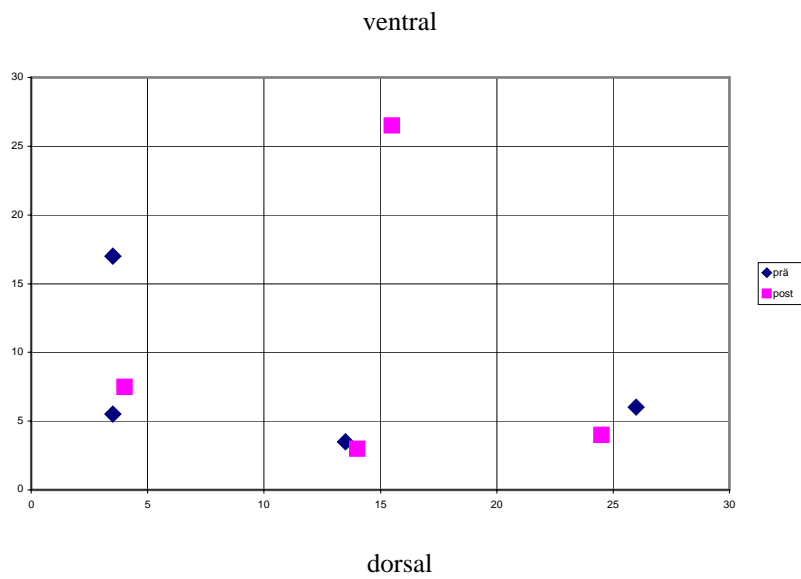


Abbildung 36: Dichtemaxima der Deckplatte im vierten Lendenwirbelkörper. Verlagerung eines der vier Maxima vom linken in den vorderen Randbereich.

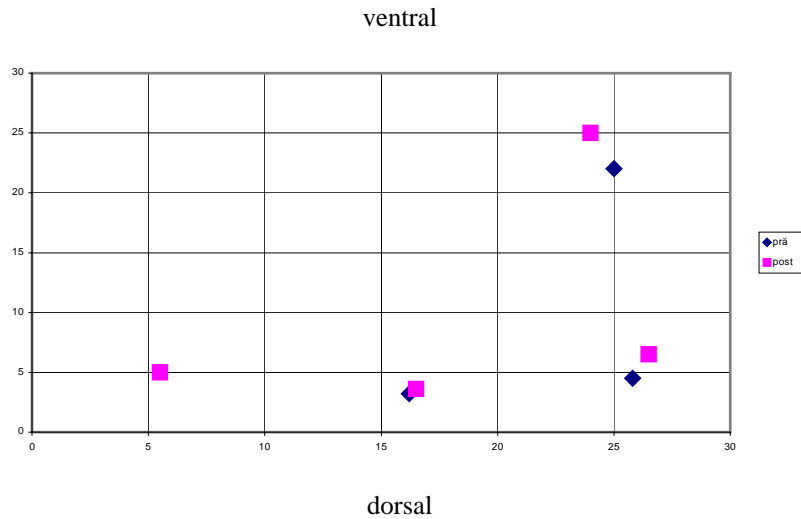


Abbildung 37: Zunahme der Anzahl der Dichtemaxima von drei auf vier in der Deckplatte eines vierten Lendenwirbelkörpers.

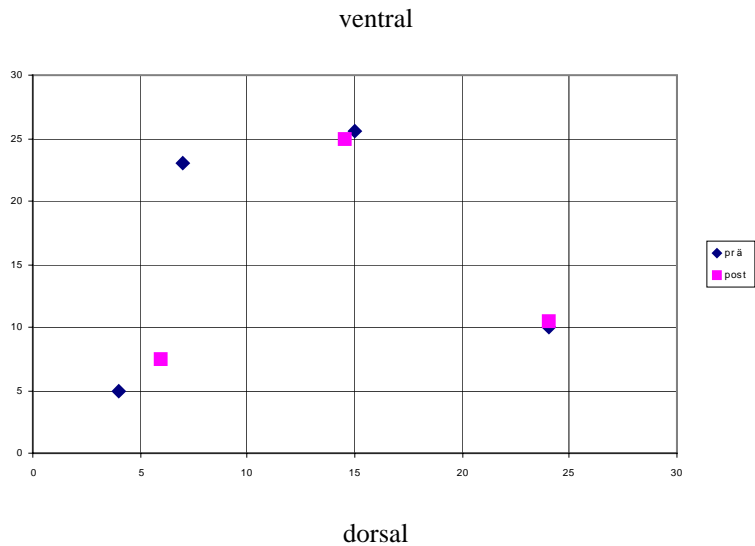


Abbildung 38: Abnahme der Anzahl der Dichtemaxima von vier auf drei in der Deckplatte eines vierten Lendenwirbelkörpers.

Tabelle 4 fasst das Verhalten der Mineralisierungsmaxima im zeitlichen Verlauf vor und nach der Operation zusammen.

Keine Änderung	Lageänderung	Zunahme der Dichtemaxima	Abnahme der Dichtemaxima
10 (30,3%)	10 (30,3%)	8 (24,2%)	5 (15,2%)

Tabelle 4: Vergleich der Mineralisierungsmaxima und deren Veränderungen prä- und postoperativ.

4.3. Bestimmung des Kalziumgehaltes der Endplatten

Es wurde der relative Kalziumgehalt (mg Ca/ml) der Endplatten ermittelt und nach Unterschieden gesucht zwischen:

1. Vergleichs- und Patientenkollektiv
2. Deck- und Grundplattenmineralisation
3. Prä- und postoperativem Kalziumgehalt der Endplatten
4. Höhenlokalisation innerhalb der Lendenwirbelsäule
5. Mineralisation im Bewegungssegment.

4.3.1. Vergleichs- und Patientenkollektiv

Die Höhe des relativen Kalziumgehalts wies in den einzelnen Wirbelsäulen zum Teil erhebliche Unterschiede auf.

Abbildung 39 stellt die Mittelwerte und Standardabweichungen des relativen Kalziumgehaltes (in mg Ca/ml) der Wirbelsäulen (Deck- und Grundplatten gemittelt) im Vergleichskollektiv denen des Patientenkollektivs (prä- und postoperativ) gegenüber (Werte sind im Anhang abgedruckt). Man erkennt die relativ großen Schwankungen innerhalb der einzelnen Kollektive, in der Vergleichsgruppe zwischen 314,57 und 504,74 mg Ca/ml, präoperativ zwischen 393,14 und 635,52 mg Ca/ml und postoperativ zwischen 314,65 und 534,17 mg Ca/ml. Die Endplatten vor der Operation waren in allen Fällen stärker mineralisiert als nach der Operation.

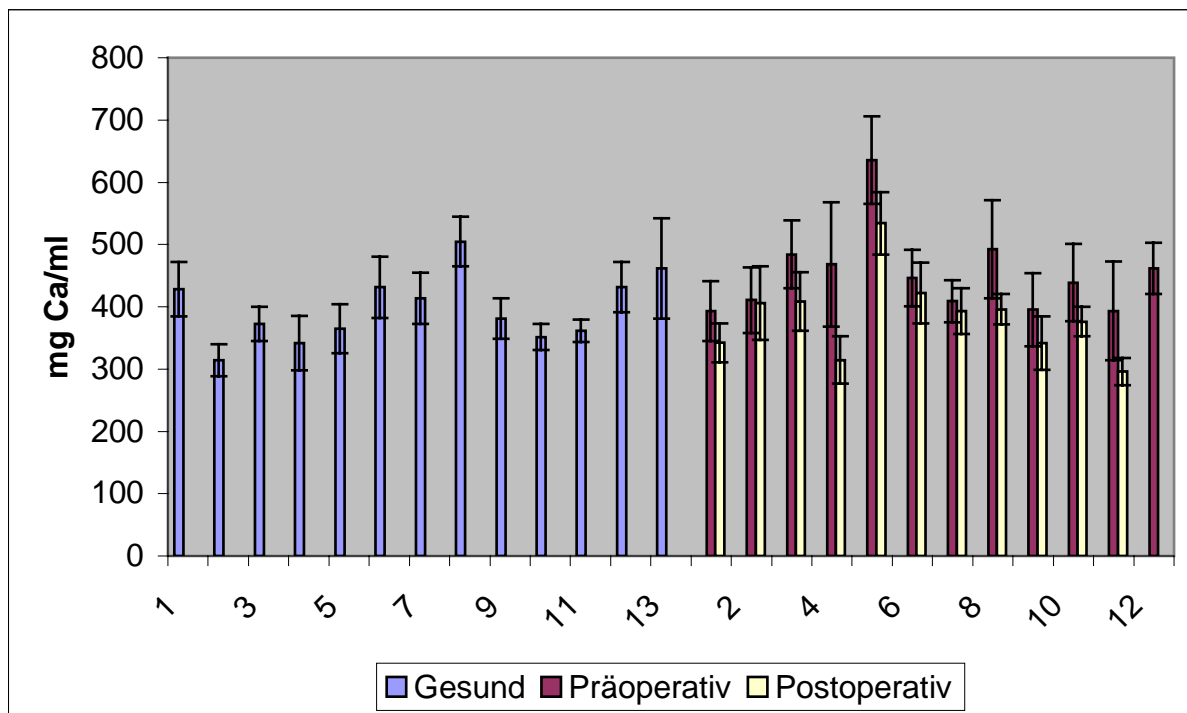


Abbildung 39: Mittelwerte und Standardabweichungen des relativen Kalziumgehaltes aller Wirbelsäulen. Vergleichsgruppe: blau. Patientengruppe: rot: präoperativ, weiß: postoperativ.

Abbildung 40 zeigt die Mittelwerte des relativen Kalziumgehaltes, getrennt in Vergleichs- und Patientengruppe (prä- und postoperativ), für Deckplatten und Grundplatten getrennt als auch gemittelt.

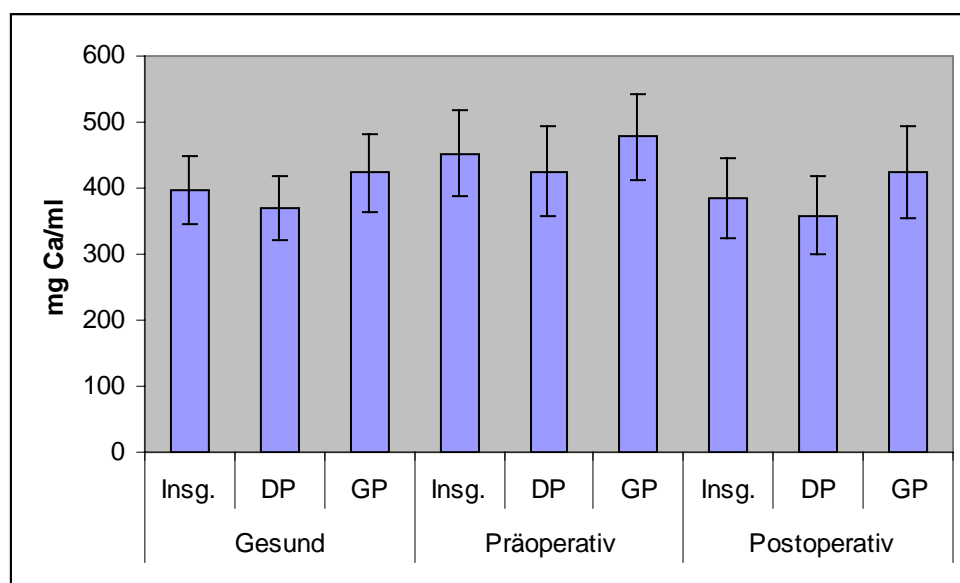


Abbildung 40: Mittelwerte und Standardabweichungen der relativen Kalziumgehalte im Vergleichs- und Patientenkollektiv. DP: Deckplatten, GP: Grundplatten, Insg.: Mittelwert aus beiden.

Die höchsten Werte erreichte die präoperative Gruppe. Sie lagen, bei der Mittelung für Deck- und Grundplatten zusammen, um 12,3 % höher als die der Vergleichsgruppe und um 15 % höher als die postoperativen Werte. Betrachtet man nur die Deckplatten, lag die präoperative Gruppe um 12,8 % über der Vergleichsgruppe und um 15,5 % über den postoperativen Werten. Die Grundplatten der präoperativen Gruppe waren gegenüber der postoperativen Gruppe und der Vergleichsgruppe um 11,3 % stärker mineralisiert.

Bei der statistischen Auswertung zeigten sich hoch signifikante Unterschiede zwischen den Kalziumwerten der Kontrollgruppe und den präoperativen Kalziumwerten ($p < 0,0001$; Mann-Whitney-U-Test).

Beim Vergleich der Kalziumwerte der Kontrollgruppe und den postoperativen Kalziumwerten konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede gefunden werden ($p = 0,188$; Mann-Whitney-U-Test).

4.3.2. Deck- und Grundplatten

Ebenfalls aus Abbildung 40 ist der Unterschied in der Mineralisation zwischen den Deck- und Grundplatten ersichtlich. Die Deckplatten waren in allen drei Gruppen deutlich geringer mineralisiert als die Grundplatten. Im Vergleichskollektiv betrug der Unterschied 12,6 %, in der präoperativen Gruppe 11,1 % und in der postoperativen Gruppe 15,6 %. Im Durchschnitt waren die Deckplatten also um 13,1 % geringer mineralisiert als die Grundplatten.

Die statistische Auswertung ergab hoch signifikante Unterschiede zwischen Deck- und Grundplattenmineralisation innerhalb der einzelnen Lendenwirbelkörper ($p < 0,0001$; Wilcoxon-Test).

4.3.3. Vergleich des relativen Kalziumgehaltes prä- und postoperativ

Insgesamt konnten 33 prä- und postoperative Gelenkflächenpaare (Anschlusssegmente der behandelten Segmente) auf eine Änderung ihres Mineralisationsgrades hin untersucht werden.

Dabei wurden Veränderungen, die weniger als 3,5 % betrug, aufgrund möglicher Ungenauigkeiten bei der Datenerhebung und Methodik als nicht signifikant bewertet.

In 24 Fällen (72,7 %) war sechs Monate postoperativ eine eindeutige, aber unterschiedlich stark ausgeprägte Abnahme der Mineralisation zu verzeichnen (Abbildung 41). In den restlichen 9 Fällen (27,3 %) nahm die Mineralisation um weniger als 3,5 % ab und wurde somit als gleichbleibend eingestuft. Eine Zunahme der Mineralisation trat in keinem Fall auf.

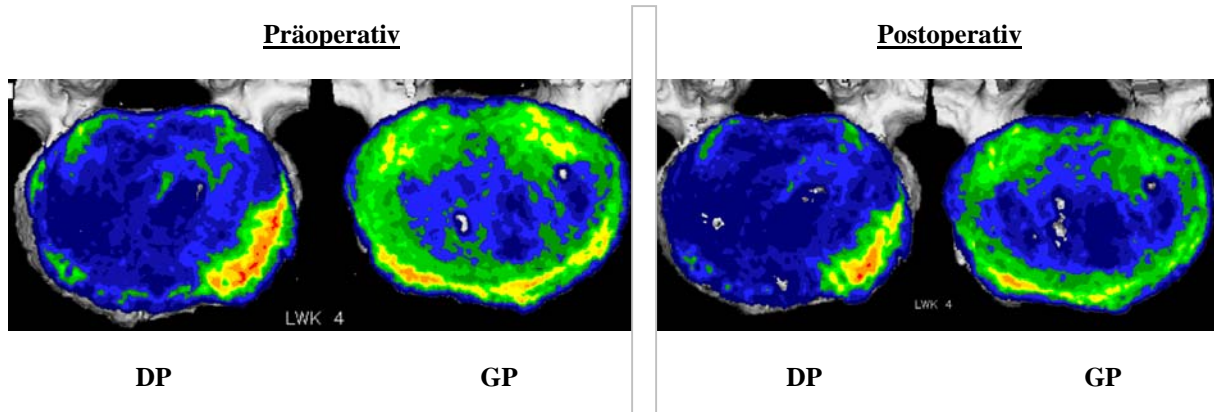


Abbildung 41: Darstellung der Mineralisationsabnahme. Links: Deck- (DP) und Grundplatte (GP) präoperativ. Rechts: Dieselben Deck- und Grundplatten sechs Monate postoperativ mit einer Abnahme des relativen Kalziumgehaltes von 13,8 %, bzw. 13 %.

Die durchschnittliche Mineralisierungsabnahme betrug 6,9 %, der Maximalwert lag bei 15,1 %.

Abbildung 42 und Tabelle 5 zeigen die Änderung der Mineralisation in den Endplatten der einzelnen Patienten.

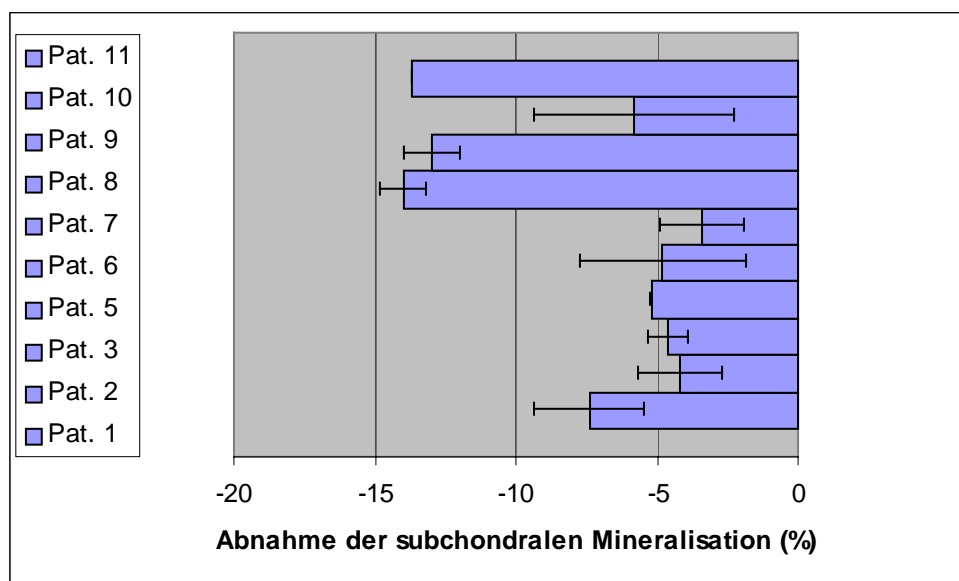


Abbildung 42: Durchschnittliche prozentuale Mineralisationsänderung in den einzelnen Patientenwirbelsäulen (Mittelwerte und Standardabweichungen).

Patienten- Nummer	L2GP	L3DP	L3GP	L4DP	L4GP	L5DP	L5GP	Os sacrum
1			7,5	8,5	9,3	4,2		
2	3,3	7,4	3,3	3,8			3,0	4,1
3			3,9	5,3				
5					5,1	5,2		
6			3,4	2,1			8,9	
7		5,7	1,6	4,3	3,1	2,2		
8			15,1	13,1			3,9	
9			11,4	13,8	13	13,8		
10				10,6			2,2	4,6
11				13,7				

Tabelle 5: Prozentuale Abnahme der Mineralisation in den einzelnen prä- und postoperativen Endplattenpaaren. DP: Deckplatte, GP: Grundplatte, rot: unterhalb der Signifikanzgrenze (3,5 %).

Für die Gesamtheit aller untersuchten Patienten zeigten sich statistisch hoch signifikante Unterschiede zwischen prä- und postoperativen Kalziumwerten ($p < 0,0001$; Wilcoxon-Test). Die Differenzen aus prä- und postoperativen Werten sind im Anhang dargestellt.

4.3.4. Abhängigkeit der Mineralisation von der Höhenlokalisation

Wie schon unter 4.1.1. erwähnt, war optisch an den Densitogrammen kein regelhaftes Verhalten der Mineralisationsstärke von kranial nach kaudal (also von LWK 1 bis hin zum Os sacrum) ersichtlich. Daher errechneten wir die Mittelwerte für die einzelnen Höhenlokalisationen und stellten sie nach Deck- und Grundplatten getrennt dar (Abbildung 43). Neben der schon bekannten geringeren Mineralisation in den Deckplatten zeigte sich eine Zunahme der Mineralisationsstärke von kranial nach kaudal.

Ausnahmen in Form einer Mineralisationsabnahme von kranial nach kaudal stellten dar:

1. Deckplatte L1 nach L2,
2. Deckplatte L3 nach L4,
3. Grundplatte L4 nach L5.

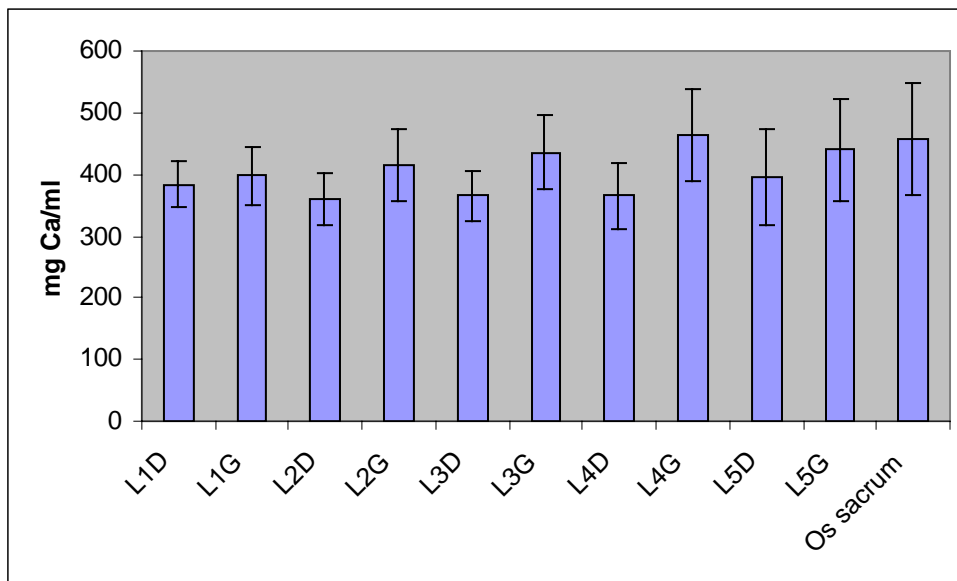


Abbildung 43: Mittlerer relativer Kalziumgehalt (mg Ca/ml) und Standardabweichungen, getrennt für Deck- (D) und Grundplatten (G) dargestellt.

Tabelle 6 stellt die prozentuale Änderung der Mineralisation zwischen den Deck- und Grundplatten von Segment zu Segment dar.

L1DP- L2DP	L2DP- L3DP	L3DP- L4DP	L4DP- L5DP	L5DP- Os sac.	L1GP- L2GP	L2GP- L3GP	L3GP- L4GP	L4GP- L5GP
-6,2 %	1,8 %	-0,3 %	7,8 %	13,4 %	4,2 %	7,7 %	6,1 %	-5,1 %

Tabelle 6: Prozentuale Änderung der Mineralisationsmittelwerte von kranial nach kaudal. Schwarz: Zunahme, rot: Abnahme der Mineralisation.

4.3.5. Mineralisationsverhältnisse im Bewegungssegment

4.3.5.1. Vergleichskollektiv

Um die Mineralisationsverhältnisse im gesunden Bewegungssegment zu untersuchen, betrachteten wir alle verfügbaren Bewegungssegmente im Vergleichskollektiv und verglichen die Grund- und Deckplattenmineralisation. Es konnten insgesamt 49 Segmente miteinander verglichen werden. In 44 Fällen (89,8 %) war die kranial der Bandscheibe gelegene Grundplatte stärker mineralisiert als die kaudal gelegene Deckplatte. In den restlichen 5 Fällen (10,2 %) verhielt es sich umgekehrt, die Deckplatte wies dabei die höhere Mineralisation auf. Vier dieser Fälle waren im kaudalen Bewegungssegment zwischen der Grundplatte

LWK 5 und der Deckplatte des Os sacrum lokalisiert. Der Mittelwert der Höhermineralisation der Grundplatte lag bei 13,7 % mit einer Standardabweichung von 6,9 % bei einem Minimum von 0,6 % und einem Maximum von 29,1 %. Betrachtete man die fünf Fälle, in denen die Deckplatte die höhere Mineralisation im Bewegungssegment aufwies, lag der Mittelwert des Unterschiedes bei 8,8 %, die Standardabweichung bei 3,8 %, bei einem Maximum von 13,6 % und einem Minimum von 2,2 %.

Abbildung 44 stellt die Mittelwerte und Standardabweichungen der Höher- bzw. Mindermineralisation der Grund- gegenüber den Deckplatten im jeweiligen Bewegungssegment in Prozent dar.

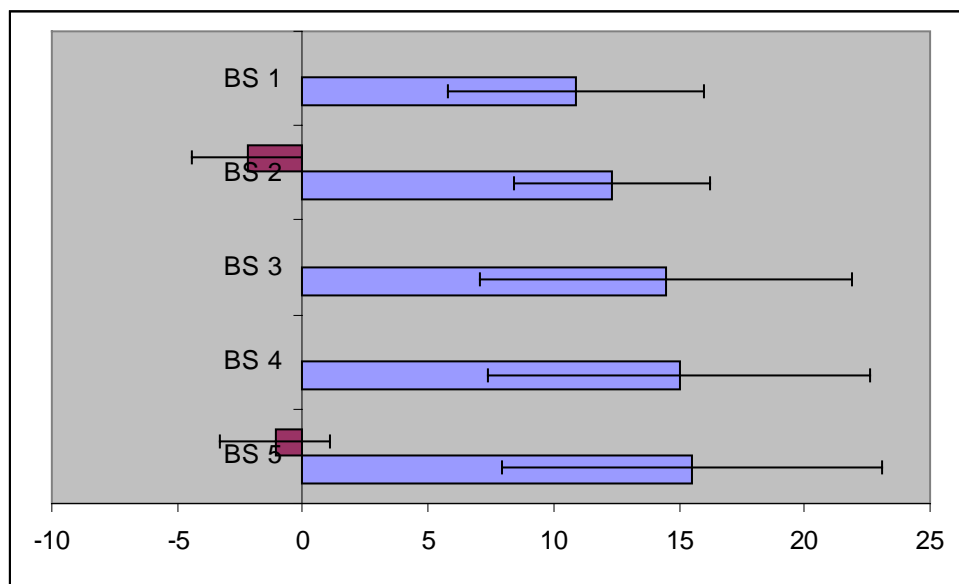


Abbildung 44: Vergleichsgruppe: Mittelwerte des Unterschiedes der Mineralisation von Grund- und Deckplatten in Prozent. Säulen nach rechts: Grundplatte höher mineralisiert. Säulen nach links (rot): Deckplatte höher mineralisiert. BS 1: Bewegungssegment zwischen Grundplatte LWK 1 und Deckplatte LWK 2. In aufsteigender Reihenfolge nach kaudal bis BS 5: Bewegungssegment zwischen Grundplatte LWK 5 und Os sacrum.

4.3.5.2. Vergleichs- und Patientenkollektiv

Insgesamt lagen uns in beiden Kollektiven 107 Bewegungssegmente vor. Davon wiesen 94 Fälle (87,9 %) eine höhere Mineralisation der Grundplatten auf. 13 Fälle (12,1 %) zeigten ein umgekehrtes Verhältnis in Form einer höheren Deckplattenmineralisation. Allerdings waren von diesen 13 Fällen 11 innerhalb des untersten Bewegungssegmentes, also zwischen LWK 5 und Os sacrum, lokalisiert. Somit wiesen nur 1,9 % der Bewegungssegmente zwischen zwei freien Lendenwirbelkörpern eine höhere Deck- gegenüber der Grundplattenmineralisation auf.

Bei der statistischen Auswertung der Mineralisationsverhältnisse innerhalb der Bewegungssegmente zeigten sich im Vergleich der Grund- und Deckplattenmineralisation statistisch hoch signifikante Unterschiede ($p < 0,0001$; Wilcoxon-Test).

Zusammenfassend ließ sich feststellen:

1. Im **Wirbelkörper** nahm die Mineralisation in kraniokaudaler Richtung zu (Abbildung 45 a).
2. Im **Bewegungssegment** nahm die Mineralisation in kraniokaudaler Richtung ab (Abbildung 45 b).

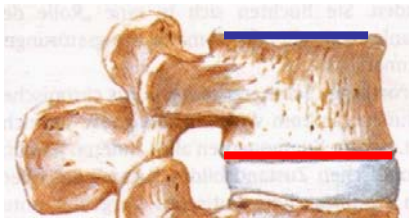


Abbildung 45 a: Mineralisationsverhältnisse im **Wirbelkörper**.

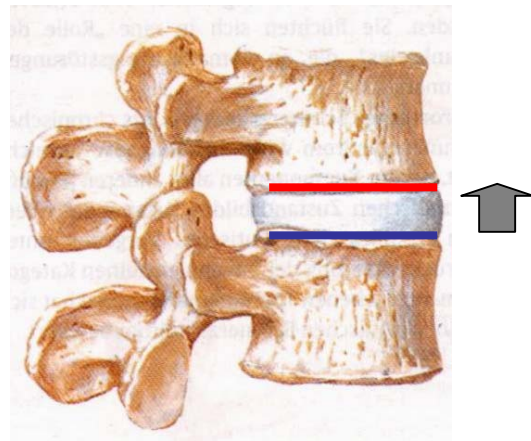


Abbildung 45 b: Mineralisationsverhältnisse im **Bewegungssegment**.

Die Pfeilspitze zeigt zur jeweils höher mineralisierten Wirbelkörperendplatte (rot). Grundplatte: rot, Deckplatte: blau. Aus (89).

5. Diskussion

5.1. Diskussion des Materials

An der menschlichen Wirbelsäule treten degenerative Erscheinungen schon in relativ jungen Jahren auf, insbesondere an den Bandscheiben und den Facettengelenken. Verschiedene pathologisch-anatomische Studien zeigten, dass ab dem 30. Lebensjahr praktisch jeder Mensch derartige Veränderungen aufweist (14; 34; 116; 117). Weitere Untersuchungen zur Knochendichte wiesen einen deutlichen Abfall von Knochendichte und Trabekelstruktur ab etwa dem 40. Lebensjahr nach (73; 123; 124; 127; 129).

In der von uns untersuchten Patientengruppe lag der Altersdurchschnitt der Frauen bei 38,1 Jahren, derjenige der Männer bei 45,6 Jahren. Das Gesamtdurchschnittsalter war 40 Jahre und stimmte somit mit der Altersverteilung bei behandlungsbedürftigen Bandscheibenerkrankungen überein.

Im Vergleichskollektiv, das die wirbelsäulengesunde Gruppe darstellte, war der Altersdurchschnitt 33,5 Jahre und lag um 6,5 Jahre unter dem der Patienten. Somit war dem Wunsch nach möglichst jungen Donatoren entsprochen worden, um altersbedingte Veränderungen weitgehend auszuschließen und einen signifikanten Unterschied zu schaffen, zwischen degenerativ veränderten Wirbelsäulen im Patienten- und gesunden Wirbelsäulen im Vergleichskollektiv.

Es stellte sich die Frage, ob sich die Endplatten der Wirbelkörper von männlichen Individuen von denen weiblicher unterschieden.

Lance stellte 1998 fest, dass die Endplatten von Männern zwar um den Faktor 0,1 größer, in Form und Aufbau aber mit denjenigen von Frauen identisch sind. Auch in der Anatomischen Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität München wurden 2005 die Endplatten von fünf weiblichen und fünf männlichen Spendern miteinander verglichen und Lances Ergebnisse bestätigt (58; 130).

Die Geschlechterverteilung in unserer Patientengruppe führte durch zufällige Auswahl zum Verhältnis 9 Frauen zu 3 Männern. Die Verteilung bei den Arbeitsunfähigkeitsfällen aufgrund einer Osteochondrose der Wirbelsäule ergab in der Bundesrepublik 2002 umgekehrt ein Verhältnis von 1,3 Männern zu 1 Frau (AOK-Bundesverband 2004 (4)).

In der von uns untersuchten Vergleichsgruppe fanden sich ausschließlich Wirbelsäulen von männlichen Donatoren, was aus oben angeführten Gründen zu vernachlässigen war.

5.2. Diskussion der Methode

5.2.1. Computertomographie und CT-Osteoabsorptiometrie

Mit der CT-Osteoabsorptiometrie steht ein neues, validiertes Verfahren zur Verfügung, das Aussagen über die Mineralisierung und Morphologie der subchondralen Knochenlamelle in vivo zulässt. Als Grundlage für diese Methode dienen CT-Datensätze, woraus sich verschiedene mögliche messtechnische Fehlerquellen ergeben:

1. Kalibrierungsfehler:

Fehler bei der Kalibrierung können bei modernen Geräten, wie dem von uns verwendeten, weitgehend vernachlässigt werden.

2. Aufhärtung von Röntgenstrahlung (beam hardening):

Dabei wird in homogenen Strukturen zentral eine geringere Dichte vorge-täuscht. Bei Geräten neuerer Generation wird durch Vorfilterung der Strahlung und rechnerische Korrektur der Messwerte der Aufhärtungseffekt weitgehend eliminiert.

3. Partial Volumen Effekt:

Beim Partial Volumen Effekt werden partiell von der CT-Schicht erfasste Strukturen nur anteilsweise berücksichtigt. Während bei der Dichtemessung der gemittelte Schwächungswert eines inhomogenen Volumens erfasst wird, wird bei der Bildrekonstruktion jedes Volumenelement (Voxel) als homogen beschaffen angenommen. Bei Materialien unterschiedlicher Dichte kann es durch die Mittelung der Werte dann zur Darstellung von Strukturen kommen, die in Wirklichkeit nicht vorhanden sind. Vor allem bei der Darstellung kleinerer oder Randstrukturen tritt dieser Effekt auf, da dabei umgebendes Gewebe mit niedrigeren Dichtewerten mit abgebildet wird. Da in unserer Studie nicht der gesamte Wirbelkörper mit der Pars spongiosa, sondern nur die subchondrale Knochenlamelle untersucht wurde, war der mögliche Fehler durch den Partial Volumen Effekt zu vernachlässigen, zumal er durch Vermeidung tangentialer Schnitte durch Bereiche mit hohen Dichtegradienten deutlich reduziert werden kann.

Zudem achteten wir auf einen zur Gelenkfläche möglichst senkrechten Strahlengang bei einer konstanten Schichtdicke von 1 mm (78).

Um den Partial Volumen Effekt zusätzlich zu minimieren, wurde zur Rekonstruktion des subchondralen Knochens die „Maximum Intensity Projektion“

verwendet, wodurch nur der jeweils höchste Dichtewert in einem subchondralen Areal als Bildpunkt an die Oberfläche projiziert wird (81).

Aufgrund möglicher Ungenauigkeiten bei der Datenerhebung und Methodik wurden Veränderungen zwischen prä- und postoperativen Kalziumwerten unter 3,5 % als nicht signifikante Änderungen (keine Änderung) gewertet.

Für die Erstellung der Datensätze wurden koronare Schnittbilder mit einem Computertomographen Somatom S4 TM der Firma Siemens erstellt und auf einer „Magnet Optical Disc“ gespeichert. Daraus wurden die zu untersuchenden Gelenkflächen an der Workstation (IBM Corporation, White Plains, USA) mit Hilfe der Software Analyze 7.5.5. TM (Biomedical Imaging Resource, Mayo Foundation, Rochester, USA) virtuell isoliert und rekonstruiert. Dabei konnten die Endplatten exakt abgegrenzt und vom Wirbelkörper isoliert werden, was eine realistische und unverfälschte Darstellung der Gelenkfläche gewährleistete. Aufgrund der flächigen Beschaffenheit dieser Gelenkflächen war im Gegensatz zu kugeligen oder asymmetrischen Gelenken zudem eine verzerrungsfreie Ansicht möglich.

Die CT-Osteoabsorptiometrie ermöglicht einen Einblick in die Gelenke am Lebenden. Somit kann man die Mineralisierungsverhältnisse in Gelenken untersuchen, objektivieren und im zeitlichen Verlauf hinsichtlich Veränderungen beurteilen. Sie eignete sich daher hervorragend, um Aussagen über die Mineralisierungsverteilung und deren Dichte in den Wirbelkörperendplatten der Patienten vor und nach der Operation zu beurteilen, Rückschlüsse auf die Auswirkungen der Operation zu treffen und sie mit den Verhältnissen in gesunden Wirbelsäulen zu vergleichen.

Grundlage hierfür sind Wolffs „Gesetz der Transformation der Knochen“ (134) und Carters „loading history“ (11; 12), die die Tatsache erklären, dass sich die Beanspruchungssituation in Gelenken in der unterschiedlichen Verteilung der Mineralisation der subchondralen Knochenlamelle widerspiegelt. Erhöhte Knochendichtewerte weisen dabei auf Bereiche erhöhter Beanspruchung hin und umgekehrt. Mit der CT-Osteoabsorptiometrie ist es nun erstmals möglich, die Knochendichte am Lebenden zu erfassen und dreidimensional darzustellen. Die Untersuchung ist nicht invasiv, kann aufgrund der weiten Verbreitung von Computertomographen gut eingesetzt werden und weist im Endeffekt, verglichen mit der Röntgendensitometrie, die gleichen Ergebnisse auf (79; 81).

Als nachteilig erkannten wir den relativ hohen Zeitaufwand bei der Nachbearbeitung der CT-Schnittbilder und die Strahlenbelastung für den Patienten, die aber bei unserem Kollektiv nicht zur Geltung kam, da von vornherein computertomographische Untersuchungen zur Diagnostik und Verlaufskontrolle angefertigt worden waren, die wir für diese Arbeit nutzen konnten. Somit mussten unse-

re Patienten keinen zusätzlichen radiologischen Untersuchungen unterzogen werden.

Beim Darstellen der Wirbelkörperendplatten handelt es sich, verglichen zum Beispiel mit den Facettengelenken, um einen relativ einfachen Editierungsprozess, da der Wirbelkörper im koronaren Schnitt wie ein Rechteck zur Darstellung kommt, das markiert wird und aus dem die subchondrale Knochenlamelle leicht isoliert und die Gelenkfläche somit ohne Fehlerbehaftung realitätsgetreu rekonstruiert werden können.

Durch die Wirbelkörperendoprothese ergaben sich in den postoperativen CT-Aufnahmen Abbildungsartefakte durch die Streustrahlung, die an den Metalloberflächen des Implantats entstanden. Diese Artefakte betrafen die implantierten Segmente, weshalb wir über diese keine Aussagen über Muster und Grad der Mineralisierung und eventuelle Veränderungen zwischen prä- und postoperativem Zustand treffen konnten. Die kranialen und kaudalen Anschlusssegmente blieben von dieser Streustrahlung aber gänzlich unbeeinflusst. So war es möglich, diese auf etwaige Veränderungen zu beurteilen und Rückschlüsse auf die behandelten Segmente und die Auswirkungen der Operation zu ziehen.

5.2.2. Auswertung der Densitogramme

5.2.2.1. Lokalisation der Mineralisierungsmaxima

Im Unterschied zur quantitativen CT-Osteoabsorptiometrie erfolgte die Auswertung der Densitogramme nicht automatisiert, sondern wurde vom Untersucher selbst vorgenommen und war von diesem abhängig. Um zu einheitlichen und reproduzierbaren Ergebnissen zu kommen, einigten wir uns auf ein festes Schema, nach dem die Verteilung der Dichtemaxima festgelegt und dokumentiert wurde.

Hierbei wurden anhand der Falschfarbenskala, mit der die rekonstruierten Gelenkflächen belegt waren, die Bereiche der höchsten Mineralisationsdichte erfasst, dargestellt durch die helleren Farben rot, orange und gelb. Sie konnten gut von den weniger mineralisierten Bereichen (grün, blau) abgegrenzt werden. Erstreckten sie sich über größere Gelenkbezirke, wurden ihre Flächenschwerpunkte ermittelt und ebenso wie eindeutig punktförmige Dichtemaxima als Koordinaten registriert und gespeichert. So ergaben sich für die meisten Densitogramme drei Bereiche, die wir als Mineralisierungsmaxima bezeichneten. In seltenen Fällen waren zwei oder vier solcher Maxima zu erkennen.

Um die Koordinaten der Mineralisierungsmaxima zu ermitteln, wurde mit dem Programm Corel Draw 9™ ein Einheitsraster (30 x 30 Einheiten) so über die Densitogramme gelegt, dass es an allen Seiten die äußersten Punkte der jeweiligen Gelenkflächen tangential berührte. Durch diese individuelle Anpassung des Rasters wurde bei allen untersuchten Gelenkflächen pro Rasterfeld jeweils der gleiche Flächenanteil bedeckt. Trotz der Unterschiede in der absoluten Größe der untersuchten Gelenkflächen war somit eine direkte Vergleichbarkeit der Gelenkflächen hinsichtlich ihrer Mineralisierungsmaxima möglich, die nun als Koordinaten auf eine Dezimalstelle genau abgelesen und gespeichert werden konnten. Um die Messfehler zusätzlich möglichst gering zu halten, wurde die Auswertung von ein und demselben Untersucher vorgenommen.

Durch die Registrierung der Koordinaten der Mineralisierungsmaxima anhand eines Einheitsrasters auf eine Dezimalstelle genau konnte eine präzise und einheitliche Auswertung erfolgen, die allerdings wiederum sehr zeitaufwändig war.

5.2.2.2. Reproduzierbarkeit der Ergebnisse der CT-Osteoabsorptiometrie

Verschiedene Studien konnten in den letzten Jahren zeigen, dass die CT-Osteoabsorptiometrie eine Methode zur Darstellung der subchondralen Mineralisierung ist und man damit zu reproduzierbaren Ergebnissen gelangt. So berichteten Mayer et al. in ihrer Studie zur Veränderung der Mineralisierung am Tibiaplateau des Kaninchens nach Meniskektomie über einen relativen Variationskoeffizienten bei der wiederholten Darstellung der subchondralen Mineralisation von deutlich unter 2 % (70).

Kern et al. berichteten 2005 in ihrer Studie zur Entwicklung des Mineralisierungsgehaltes der Facettengelenke nach Implantation der SB Charité III-Bandscheibenendoprothese über eine sehr hohe Reproduzierbarkeit der Ergebnisse, die sie mit der quantitativen CT-Osteoabsorptiometrie gewonnen hatten. Sechs ihrer insgesamt dreizehn Patientendatensätze wurden dabei zum Teil von verschiedenen Personen ausgewertet, wobei sich die erstellten Histogramme nur minimal voneinander unterschieden (44).

5.3. Diskussion der Ergebnisse

Wir führten unsere Studie an einem Kollektiv von 12 Patienten und 13 Wirbelsäulen einer Vergleichsgruppe durch. Es handelt sich somit um ein relativ kleines Kollektiv, die gefundenen Ergebnisse waren aber eindeutig.

5.3.1. Mineralisierungsmuster, Mineralierungsmaxima und Kalziumgehalt

Wolff stellte schon 1892 einen Zusammenhang zwischen Belastung und Morphologie des Knochens dar („Gesetz der Transformation der Knochen“ (134)). Diese These wurde später von mehreren Autoren aufgegriffen und nachgewiesen (16; 51; 52; 55; 97; 98; 99). Carters „loading history“ beschrieb die Tatsache, dass ein Knochen auf länger dauernde Belastung mit einer Änderung seiner Struktur und Zusammensetzung reagiert und somit ein Summationsbild der über die Zeit auf ihn einwirkenden Kräfte darstellt (11; 12).

Während laut Müller-Gerbl (81) die lokale Zusammensetzung des subchondralen Knochens in Bezug auf Muster und Grad der Mineralisation und damit einhergehende regionale Dichteunterschiede in erster Linie von der dort herrschenden mechanischen Beanspruchung bestimmt wird, sind metabolische und endokrine Einflüsse für den allgemeinen Skelettstatus verantwortlich, der zum Beispiel bei Systemerkrankungen wie der weitverbreiteten Osteoporose insgesamt verändert und bei dieser dann im gesamten Organismus auf einem niedrigeren Mineralisationsniveau angesiedelt ist.

5.3.1.1. Lastübertragung in der Wirbelsäule

5.3.1.1.1. Qualitativ

Die gesunde Bandscheibe erfüllt in Zusammenarbeit mit den anderen daran beteiligten Strukturen- wie etwa dem Muskel- und Bandapparat- die gegensätzlichen Aufgaben, der Wirbelsäule einerseits ihre Stabilität zu verleihen und andererseits ihre Flexibilität und Beweglichkeit in physiologischem Umfang zu gewährleisten. Dabei ist sie vor allem dafür verantwortlich, die auf sie einwirkenden Lasten auf die an sie angrenzenden Wirbelkörperendplatten zu übertragen und zu verteilen (103; 104; 106).

In zahlreichen Studien wurde die Kraftübertragung der Bandscheiben auf die Wirbelkörper untersucht. Gemeinsames Ergebnis war, dass bei intakten Bandscheiben sowohl zentral als auch peripher auf sie einwirkende Kräfte nahezu gleichmäßig auf die Wirbelkörperoberfläche verteilt werden, wobei es zu einem Maximum unterhalb des zentral liegenden Nucleus pulposus kommt (36; 37; 57).

Wirkt eine Last axial auf die Bandscheibe ein, kommt es dabei im vorderen Anteil des Faserrings zu einer Belastung durch Zug- und Scherkräfte. Die Kompressionskräfte in diesem Bereich sind vergleichsweise gering. Sowohl der hintere Bereich des Faserrings als auch der Gallertkern werden dagegen gleichmäßig sowohl durch Kompressions- als auch durch Zug- und Scherkräfte belastet. Nimmt mit fortschreitender Degeneration der Bandscheibe der Wassergehalt im Nucleus pulposus ab, so ist dieser nicht mehr fähig, die auf ihn einwirkende Kraft durch Ausdehnung in Zug- und Scherkräfte zu transformieren und die genannte Kräfteverteilung zu gewährleisten. Im degenerierten Bewegungssegment ergeben sich somit bei der Lastübertragung folgende Konsequenzen:

1. Axial einwirkende Lasten werden weiterhin nahezu gleichmäßig an die anschließenden Endplatten weitergeleitet, wie dies im gesunden Segment erfolgt.
2. Extraaxial einwirkende Kräfte können von dem degenerierten Nucleus pulposus durch Anspannen der ihn umgebenden Fasern nur noch bedingt Zug- und Scherkräfte umgewandelt werden, mit der Folge einer vermehrten Krafteinleitung über die Wirbelkörperkanten (36; 37; 57; 72; 85).

Während also bei axialer Belastung eines intakten Bewegungssegmentes der Druck von der Bandscheibe gleichmäßig an die Wirbelkörperendplatte weitergeleitet und auf diese großflächig verteilt wird, kommt es bei einer degenerativ veränderten Bandscheibe zu einer vermehrten Belastung der Anulusfasern und somit der Randstrukturen des Wirbels (42).

Adams zeigt 1996 über Versuche mit Drucksensoren, die er in gesunden lumbalen Bandscheiben platziert hatte, dass der Druck im zentralen Nucleus pulposus konstant ist, wohingegen in den inneren Faserlamellen des Anulus fibrosus deutlich höhere Druckwerte durch Kompression entstehen (1). Seine Ergebnisse sprechen also nicht für eine gleichmäßige Druckübertragung im gesunden lumbalen Bewegungssegment, sondern lassen auf eine vermehrte Beanspruchung der Randbereiche der Endplatten unterhalb des Faserrings schließen.

Zieht man nun die genannten Grundlagen über die Morphologie der Knochen im Zusammenhang mit ihrer Belastung heran, würde eine gleichmäßige Druckübertragung durch die Bandscheibe in den betroffenen Wirbelkörperendplatten theo-

retisch zu einer homogenen und flächigen Verteilung der Mineralisation führen. Im Falle einer vermehrten Lasteinleitung über den Faserring käme es dagegen aufgrund einer erhöhten Belastung der Wirbelkörperendbereiche zu einer stärkeren Mineralisation der entsprechenden Endplattenbezirke.

Die Auswertung der von uns erstellten Densitogramme ergab hinsichtlich Mineralisierungsmuster und –maxima unabhängig vom untersuchten Kollektiv und der Höhenlokalisation im Wesentlichen folgende Ergebnisse:

Wir konnten eine homogene Verteilung der Mineralisation in keiner der untersuchten Endplatten feststellen. Vielmehr war die Mineralisation in nahezu allen Fällen im Endplattenzentrum gleichmäßig niedrig, während sie in der Peripherie ringförmig angereichert war. Meist traten dabei Zonen erhöhter Mineralisation im dorsomedialen und –lateralen Gelenkbereich zu Tage. Kam es zum Auftreten weiterer Mineralisierungsmaxima, waren diese ebenfalls in der Endplattenperipherie lokalisiert und lagen dann am häufigsten im ventralen Bereich.

Die Ergebnisse der visuellen Analyse sprachen also für eine vermehrte Belastung der unter dem Anulus fibrosus gelegenen Wirbelkörperendstrukturen. Dies traf auch für die Wirbelsäulen unserer jüngsten Donatoren im gesunden Vergleichskollektiv zu, deren junges Alter (19, 21, 22, 24 Jahre) und ihr im Normbereich liegendes Körpergewicht (body mass index) einen allenfalls geringen Grad an degenerativen Wirbelsäulenveränderungen hätten erwarten lassen.

Diese Feststellungen lassen sich mit den pathologisch-anatomischen Untersuchungen von Schmorl, Junghans, Coventry und Hirsch vereinbaren, die alle zu dem Ergebnis kamen, dass Degenerationserscheinungen an den Bandscheiben schon in sehr jungen Lebensjahren ihren Anfang nehmen und bereits nach dem 30. Lebensjahr praktisch jeder Mensch von ihnen betroffen ist (14; 34; 116; 117). Daher dürfte eine völlig unveränderte Wirbelsäule auch in der relativ jungen Altersgruppe um das 20. Lebensjahr eine Ausnahme sein, zumal die heutigen Lebensbedingungen und –gewohnheiten wie häufige sitzende Tätigkeiten, Bewegungsmangel, emotionaler Stress am Arbeitsplatz, Rauchen etc. der Bandscheibendegeneration eher förderlich sind.

Des Weiteren könnte die Tatsache, dass wir keine vollkommen „unveränderten“ Wirbelkörperendplatten finden konnten, als ein Hinweis auf die hohe Sensitivität der von uns gewählten Untersuchungsmethode der CT-Osteoabsorptiometrie gewertet werden, die schon Frühstadien der Wirbelsäulendegeneration erfassen kann, bevor es zu subjektiv wahrnehmbaren Beschwerden des Individuums gekommen ist.

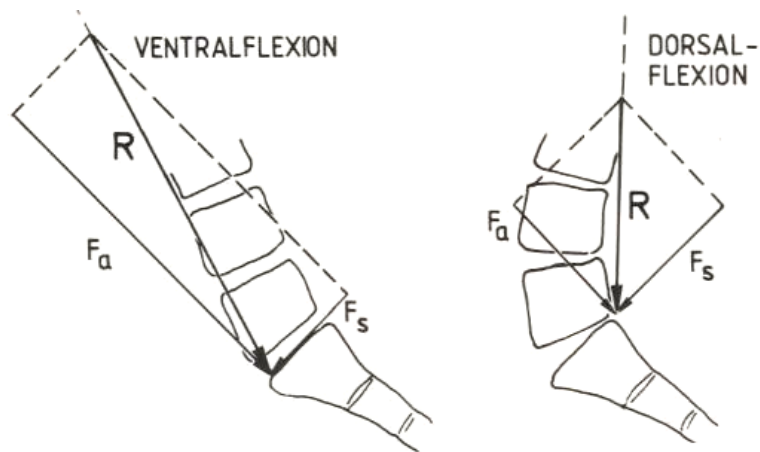


Abbildung 47: Lage und Durchstoßpunkt der Resultierenden (R) im lumbosakralen Bewegungssegment bei Ventral- und Dorsalflexion. Links: Beanspruchung der Vorderkante, rechts: Beanspruchung der Hinterkante des Wirbelkörpers. Fa: axiale Druckkomponente, Fs: Schubkomponente. Aus (105).

Im normalen Stand befindet sich die Lendenwirbelsäule in einem natürlichen Gleichgewichtszustand. Durch die physiologische Lordose kommt es zu einer eher dorsalen Lage der Resultierenden und somit zu einer vermehrten Beanspruchung der Wirbelkörperhinterkante und der dorsalen Anteile der Wirbelkörperendplatte. Die Ventralflexion ist dagegen eine Körperhaltung, die vergleichsweise selten eingenommen wird. Daraus folgt eine seltenere und somit geringere Beanspruchung der Vorderkante des Wirbelkörpers.

Das regelmäßige Auftreten von stärker mineralisierten Bereichen in dorsalen und seltener in ventralen Endplattenbereichen in den von uns erstellten Densitogrammen scheint eine Bestätigung der Ausführungen von Putz (105) und eine Übertragung der von ihm beschriebenen biomechanischen Verhältnisse in lumbosakralen Bewegungssegmenten, auf die übrigen lumbalen Bewegungssegmente zu erlauben.

Wie aus Abbildung 47 ersichtlich, lässt sich die Resultierende (R) im Bewegungssegment in eine axial wirkende Druck- (F_a) und in eine nach ventral gerichtete Schubkomponente (F_s) zerlegen. Zwischen Bandscheiben und Wirbelgelenken kommt es nun zu einer Art Arbeitsteilung, wobei erstere die Druck-, letztere die Schubkräfte aufnehmen.

Die Wirbelgelenke setzen sich aus den Processus articulares superiores und inferiores zusammen, die beide dem Wirbelbogen aufsitzen und somit Bestandteile des dorsalen Wirbelsäulenabschnittes sind. Die Verbindung zwischen dorsalem und ventralem Wirbelsäulenabschnitt stellen die Pedikel dar, die an der hinteren Wand des Wirbelkörpers in ihn einmünden.

Hedman konnte 1992 in einer Studie zeigen, dass durch die Pedikel Kräfte aus den Facettengelenken in den Wirbelkörper übertragen werden (32).

Auch Pal et al. zeigten 1988 in einer Studie anhand von Untersuchungen der Trabekelstruktur der Pedikel in Lendenwirbelkörpern, dass in den dorsalen Anteilen der Wirbelkörper die Last nicht nur über die Bandscheiben, sondern auch über die einmündenden Pedikel eingeleitet wird (94).

Die von uns beobachteten Zonen erhöhter Mineralisation in den dorsolateralen Endplattenbereichen stimmen in ihrer topographischen Lage mit den Einmündungsstellen der Pedikel überein. Somit wird klar, dass dort, wo die von den Facettengelenken übernommene Last in den Wirbelkörper eingeleitet wird, Zonen erhöhter mechanischer Beanspruchung liegen, an denen der subchondrale Knochen über die Zeit eine höhere Mineralisation erfährt.

Sowohl Deck- als auch Grundplatten der Wirbelkörper unterscheiden sich in ihrem strukturellen Aufbau hinsichtlich ihrer zentralen und peripheren Anteile. So werden die kraniale und kaudale Gelenkfläche nicht von kompaktem Knochen gebildet. Vielmehr setzen sie sich in der Peripherie aus einer ringförmig aufgebauten knöchernen Randleiste und einer nach zentral angrenzenden hyalinen Knorpelplatte zusammen, die ihrerseits direkt den spongiösen Markraum des Wirbelkörpers abschließt (9; 31; 39; 41; 90). Diese so entstandene Facies intervertebralis ist nun der Bereich, an dem im Bewegungssegment der Kontakt zwischen Endplatten und dazwischenliegender Bandscheibe erfolgt. Während dabei die kollagenen Fasern des äußeren Anulus fibrosus zur Seitenfläche des Wirbelkörpers ziehen, strahlen die Fasern des weiter innen gelegenen Anteils bis zu 3 mm tief in die Randleiste ein und erfahren dort eine feste Verankerung (31). Betrachtet man die zentraler gelegenen Bezirke, wird diese Einstrahlung von Bandscheibengewebe in die Wirbelkörperoberfläche zunehmend spärlicher und findet etwa im Bereich unterhalb des Nucleus pulposus ihren Endpunkt (65).

In der Bandscheibe erfolgt eine Transformation der auf sie einwirkenden Kräfte. Dabei wirkt der Nucleus pulposus wie ein Druckplover, das auf ihn wirkende Druckbelastungen durch Ausdehnung und konsekutive Anspannung des ihn umgebenden Faserringes zum Teil in Zug- und Scherbelastungen übersetzt (87; 89; 104). Durch seine Verankerung in der knöchernen Randleiste kann nun der Faserring den auf ihn wirkenden Zug an diese und damit an Endplatten und Wirbelkörper weiterleiten. Dies gilt sowohl für die kraniale als auch die kaudale Gelenkfläche des Bewegungssegmentes, die beide dieser vermehrten Zugbeanspruchung unterliegen.

Die von uns gefundenen Mineralisationsmuster hatten auf den ersten Blick nicht für eine gleichmäßige Lastübertragung innerhalb der Bewegungssegmente ge-

sprochen. Bei näherer Betrachtung schien dies aber dennoch der Fall zu sein. Dafür sprach eine zentral niedrige, aber gleichmäßige, homogene Mineralisation der Endplatten. Daran anschließend fand sich ein ringförmiger Bezirk, der deutlich höher mineralisiert war. Dies war der Bereich, wo die Anulusfasern ansetzten und die auf sie wirkende Zugbeanspruchung an die Wirbelkörperoberfläche weiterleiteten. Die Zonen erhöhter Mineralisationen im dorsomedialen Endplattenbereich konnten wir über die vorwiegend dorsal liegende Gelenkresultierende durch die physiologische Lendenlordose, diejenigen im dorsolateralen Bezirk über den zusätzlichen Kraftfluss durch die Wirbelpedikel erklären. Die seltener auftretenden ventralen Mineralisierungsmaxima verstanden wir als morphologisches Korrelat der Beanspruchung durch die im Alltag selten aber dennoch immer wieder ausgeführte Ventralflexion.

5.3.1.1.2. Quantitativ

Anhand der Ergebnisse der quantitativen CT-Osteoabsorptiometrie konnten wir Kontroll- und Patientenkollektiv hinsichtlich ihres Mineralisierungsgrades miteinander vergleichen und zudem Aussagen über die Mineralisationsverhältnisse sowohl der Endplatten im einzelnen Wirbelkörper und im Bewegungssegment als auch im Zusammenhang mit der Höhenlokalisierung in der Lendenwirbelsäule treffen.

5.3.1.1.2.1. Vergleich von Deck- und Grundplattenmineralisation

In den letzten Jahren wurden zahlreiche Studien über die strukturellen Eigenschaften von Wirbelkörperendplatten durchgeführt.

Roberts berichtete 1997, dass die Grundplatten in der Lendenwirbelsäule eine signifikant größere Dicke aufweisen als die Deckplatten (113).

Grant et al. verglichen 2001 die Deck- und Grundplatten der Lendenwirbelsäule hinsichtlich ihrer Festigkeitsverteilung. Dabei waren es die posterolateralen Endplattenbereiche, die im Vergleich zu zentralen Abschnitten die größte Festigkeit aufgewiesen hatten. Die Deckplatte des Os sacrum und die lumbalen Grundplatten zeigten eine deutlich größere Festigkeit gegenüber den Deckplatten der übrigen Lendenwirbel, unterschieden sich darin aber selbst nicht voneinander. In den Deckplatten fanden sich die Zonen mit der größten Festigkeit im Bereich der Pedikel; sie war dort um den Faktor 2,5 größer als im zentralen Bereich (29).

2002 untersuchten Grant et al. die strukturellen Eigenschaften in lumbalen Endplatten im Zusammenhang mit Knochendichte und Bandscheibendegeneration. Auch hier wurde in den Deck- und den Grundplatten die größte Festigkeit in den posterolateralen Endplattenbereichen gefunden, während die zentralen Abschnitte die geringste Festigkeit aufwiesen. Weiterhin wurde eine abnehmende Endplattenfestigkeit sowohl im Zusammenhang mit verminderter Knochendichte als auch mit Degenerationserscheinungen an den Bandscheiben beschrieben (30).

Auch Oxland et al. (2003) und Lowe et al. (2004) fanden regionale Unterschiede hinsichtlich der Festigkeitsverteilung der Endplattenoberflächen. Wiederum wurden die Regionen der höchsten Festigkeit posterolateral beschrieben, während im Endplattenzentrum die geringste Festigkeit zu finden war (93; 66).

Die von uns gefundenen Ergebnisse der quantitativen CT-Osteoabsorptiometrie ergaben im Vergleichs- und im Patientenkollektiv in allen Höhenlokalisationen regelhaft höhere Mineralisationswerte der Grundplatten und der Deckplatte des Os sacrum gegenüber den lumbalen Deckplatten und somit eine Zunahme der Mineralisation innerhalb des Wirbelkörpers von kranial nach kaudal.

Unsere Ergebnisse deckten sich also mit den Angaben in der Literatur. Ungeklärt blieb aber die Frage, weshalb der Mineralisationsgehalt der Deckplatten so deutlich unterhalb demjenigen der Grundplatten lag (durchschnittlich um 13,1 %).

Zwar nimmt die Last, die in Form des Körpergewichts auf die Wirbelsäule einwirkt, innerhalb eines Wirbelkörpers von seiner Deck- zur Grundplatte zu, ob diese Zunahme allerdings ausreicht, um den deutlichen Anstieg in der Mineralisation zu erklären, blieb zu bezweifeln. Daher mussten wir nach weiteren Gründen für die höhere Grundplattenmineralisation suchen.

Ein mögliches Erklärungsmodell könnte wiederum die Arbeitsteilung zwischen Bandscheiben und Facettengelenken liefern, die jeweils einen bestimmten Anteil der auf die Wirbelsäule einwirkenden Lasten übernehmen. Dieser Anteil wird von der Wirklinie der Resultierenden bestimmt, die ihrerseits wieder von der räumlichen Ausrichtung des Bewegungssegmentes abhängt. So können die Facettengelenke einen mehr oder weniger großen Teil dieser Last tragen, der je nach Wirbelsäulenabschnitt zwischen 10 und 40 % liegt. Laut Kummer (56) werden der obere und der untere Anteil der Facettengelenke in gegensätzlicher Richtung beansprucht. Während der Druck auf den Processus articularis superior nach vorne gerichtet ist, erfolgt er auf den Processus articularis inferior in dorsaler Richtung (siehe Abbildung 48).

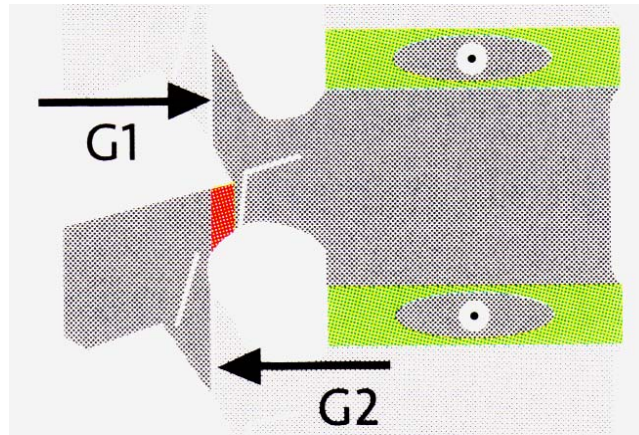


Abbildung 48: Beanspruchung des oberen und unteren Gelenkfortsatzes in entgegengesetzter Richtung. Aus (56).

Aus dieser gegensätzlichen Beanspruchung resultiert eine Biegebeanspruchung der Interartikularportion. Diese kann unter bestimmten Umständen, vor allem in der Lendenwirbelsäule, sehr hoch sein und bei Überschreitung einer kritischen Grenze sogar zu Überlastungsfrakturen führen. An der Einmündung der Wirbelbögen über die Pedikel wird die von den Facettengelenken übernommene Last in den Wirbelkörper eingeleitet. Dieser Lastfluss scheint nun zu einer höheren Beanspruchung der Grundplatten verglichen mit den Deckplatten zu führen, woraus sich der Unterschied in den Mineralisationswerten der Deck- und Grundplatten erklären könnte.

5.3.1.1.2.2. Mineralisationsverhältnisse im Bewegungssegment

Während sich die Mineralisationsverhältnisse innerhalb der einzelnen Wirbelkörper in einer Zunahme von kranial nach kaudal darstellten, kamen wir innerhalb der einzelnen Bewegungssegmente in der Mehrzahl aller Fälle zum Ergebnis, dass die kranial der Bandscheibe lokalisierte Grundplatte eine höhere Mineralisation aufwies als die kaudal gelegene Deckplatte. Dies galt für das Vergleichs- und das Patientenkollektiv gleichermaßen. Von 107 untersuchten Bewegungssegmenten verhielt es sich in nur 13 Fällen (12,1 %) umgekehrt in Form einer höheren Mineralisation der kaudal der Bandscheibe gelegenen Deckplatte. Von diesen 13 Fällen waren aber 11 innerhalb des lumbosakralen Bewegungssegmentes lokalisiert.

Grant zeigte in einer Studie, dass die Deckplatten des Os sacrum eine signifikant höhere Festigkeit gegenüber den lumbalen Deckplatten aufwiesen. Dies könnte unsere Beobachtung der höheren Mineralisation der Deckplatten des Os sacrum gegenüber den lumbalen Deckplatten erklären (29).

Im „normalen“ lumbalen Bewegungssegment, das zwischen zwei freien Wirbelkörpern lokalisiert war, wichen nur zwei Fälle (1,9 %) von der Norm ab, indem sie eine höhere Mineralisation der kaudalen Deckplatte zeigten.

Wir fanden also in den Bewegungssegmenten beider Kollektive eine regelhaft höher mineralisierte kranial der Bandscheibe gelegene Grundplatte, das heißt, der Mineralisierungsgrad innerhalb des Bewegungssegmentes zeigte nicht wie in den Wirbelkörpern eine Zunahme, sondern eine Abnahme von kranial nach kaudal.

Betrachtete man die Mineralisationswerte in den Bewegungssegmenten der einzelnen Lendenwirbelsäulen, war es von kranial nach kaudal regelhaft zu einer Zunahme des absoluten Kalziumgehaltes gekommen. Da dies aber unter gleichzeitiger Zunahme der Endplattenflächen geschehen war, die umso größer wurden, je kaudaler ihre Position in der Wirbelsäule war, waren auf allen Höhenlokalisationen relativ konstante Werte im relativen Kalziumgehalt zu finden. So erkannten wir bei Betrachtung der einzelnen Bewegungssegmente immer wieder eine Rückkehr der Werte des relativen Kalziumgehaltes auf ungefähr das Niveau der kranial gelegenen Segmente.

Erwartungsgemäß hätte der relative Kalziumgehalt von kranial nach kaudal aufgrund der zunehmenden Last durch das steigende Körpergewicht deutlich zunehmen sollen. Die von uns gefundenen Ergebnisse sprechen nun aber für innerhalb der Bewegungssegmente wirkende Kompensationsmechanismen, die in der Lage sind, auf die Wirbelsäule einwirkende Lasten teilweise zu neutralisieren.

Betrachtet man den Aufbau und die strukturellen Eigenschaften der beteiligten Elemente, kommen dafür in erster Linie die Bandscheiben in Betracht. Durch ihre Fähigkeit, auf sie einwirkende Druckbelastungen durch Ausdehnung und konsekutive Anspannung des Faseringes zum Teil in Zug- und Scherkräfte zu transformieren, entsteht eine Art „Pseudoelastizität“. Unsere Vermutung besteht nun darin, dass die Bandscheibe durch diese Verformung in der Lage ist, Energie zu resorbieren, und dadurch die Last, die sie auf die unter ihr gelegene Deckplatte überträgt, effektiv vermindert. Diese Kompensation findet ihren Ausdruck schließlich in abnehmenden Mineralisationswerten innerhalb der Bewegungssegmente. Auch die Tatsache, dass der relative Kalziumgehalt der Bewegungssegmente in absteigender Richtung weitgehend konstante Werte aufweist, erklärt sich aus diesem Modell.

5.3.1.1.2.3. Abhängigkeit der Mineralisation von der Höhenlokalisation

Im Vergleich zu früheren Untersuchungen wie etwa denen von Weh, Curylo und Lu (17; 67; 129), die über eine Zunahme der Mineralisierung von kranial nach kaudal berichteten, deren Ergebnisse sich aber auf den absoluten Kalziumgehalt der Wirbelkörper bezogen, stellte unsere Studie eine Erweiterung dar, da wir Deck- und Grundplatten getrennt betrachten und zudem ihren Kalziumgehalt auf ihre Fläche beziehen konnten.

Analog zur Last, die in Form des Körpergewichtes auf die Wirbelsäule einwirkt und dabei von kranial nach kaudal ansteigt, nahm der absolute Kalziumgehalt der Wirbelsäulen in beiden von uns untersuchten Kollektiven zu. Da dies aber unter gleichzeitiger Vergrößerung der Endplattenoberfläche geschah, kam es zu relativ gleichbleibenden Werten im relativen Kalziumgehalt.

Ein deutlicher Anstieg des relativen Kalziumgehaltes fand sich nur in einigen wenigen Fällen, wobei sich der Großteil am Übergang von der Deckplatte des 5. Lendenwirbelkörpers zum Os sacrum befand, dessen Deckplatte gegenüber den lumbalen Deckplatten erfahrungsgemäß deutlich höhere Festigkeitswerte aufweist (29) .

In Abbildung 49 ist die Mineralisation (relativer Kalziumgehalt) der einzelnen Wirbelsäulen des Vergleichskollektivs in ihrem Verlauf von kranial nach kaudal dargestellt. Die dabei erkennbare Stufenbildung kommt durch die unterschiedliche Mineralisation der Deck- und Grundplatten zustande.

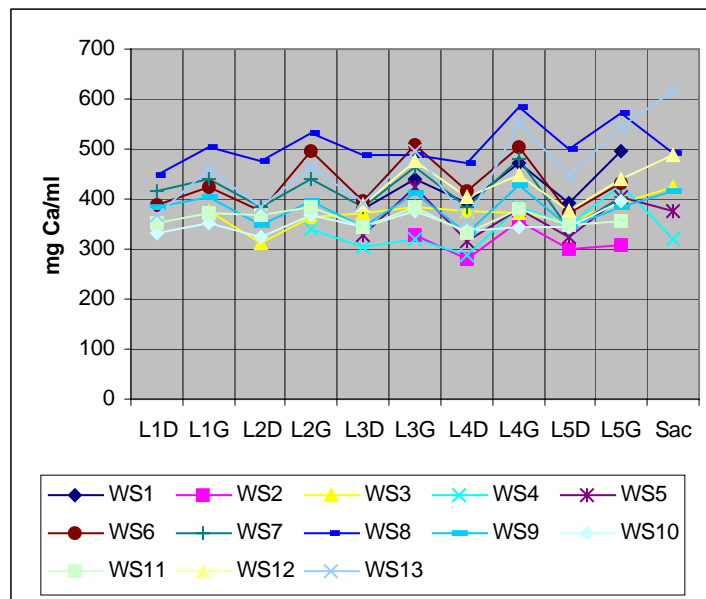


Abbildung 49: Mineralisation der Wirbelsäulen der Kontrollgruppe von kranial (links) nach kaudal (rechts), aufgeteilt nach Deck- (D) und Grundplatten (G) mit sichtbarer Stufenbildung im Verlauf und weitgehend konstanten Werten im relativen Kalziumgehalt.

Unsere Untersuchungen ergaben einen signifikanten Unterschied zwischen Deck- und Grundplattenmineralisation. Wir vermuteten, dass dieser durch über die Pedikel in die Wirbelkörper eingeleitete Kräfte zustande kam, die über eine Biegebeanspruchung der Interartikularportion zu einer erhöhten Beanspruchungssituation in den Grundplatten führten. Während im Wirbelkörper die Mineralisation von kranial nach kaudal zunahm, verhielt es sich im Bewegungssegment umgekehrt. Analog zu den Angaben in der Literatur fanden wir erhöhte Mineralisationswerte der Deckplatte des Os sacrum gegenüber den lumbalen Deckplatten. Den weitgehend gleichbleibenden relativen Kalziumgehalt auf den unterschiedlichen Etagen der Lendenwirbelsäulen führten wir auf einen Kompensationsmechanismus der Bandscheiben zurück, die durch ihre biomechanischen Eigenschaften in der Lage zu sein scheinen, auf die Wirbelsäule einwirkende Kräfte teilweise zu neutralisieren.

Unsere Ergebnisse aus den qualitativen und quantitativen Analysen korrelieren gut mit den bisher beschriebenen Untersuchungen zu Dicke- und Festigkeitsverteilung von Wirbelkörperendplatten. Während sich diese aber invasiver Verfahren bedienen, die nur am Präparat anwendbar waren, hatten wir mit der CT-Osteoabsorptiometrie eine Methode zur Verfügung, die erstmals in-vivo-Untersuchungen ermöglichte und somit jederzeit wiederholt und auch zur Verlaufsbeobachtung herangezogen werden kann.

5.3.2. Patienten

5.3.2.1. Präoperative Situation

Zur Objektivierung von Rücken- und Beinschmerzen und der Funktionseinschränkungen waren an unseren Patienten präoperativ die Visual Analogue Scale (VAS), der Oswestry Disability Index (ODI) und der Short Form-36 Fragebogen (SF-36) erhoben worden. An technischen Zusatzuntersuchungen lagen uns CT-Dünnschichtaufnahmen der betroffenen und anschließenden Wirbelsäulensegmente, sowie kernspintomographische Aufnahmen zur Dokumentation des Grades von Bandscheibendegeneration und Osteochondrose der Endplatten vor.

Die entscheidende morphologische Veränderung, die durch Bandscheibendegeneration an der Wirbelsäule entsteht, ist der Höhenverlust im Bewegungssegment. Dieser führt über Änderungen der physiologischen biomechanischen Verhältnisse im Wesentlichen zu folgenden Konsequenzen:

1. Einengung der Foramina intervertebralia mit Reizung der Wurzeln der dort austretenden Spinalnerven (48)
2. Verringerung der Vorspannung im Bandapparat der Wirbelsäule und folglich auftretenden Spannungsspitzen unter Belastung (108)
3. Verminderter Wandspannung des Anulus fibrosus und daraus folgende segmentale Instabilität mit aufgehobener Begrenzung von Maximalbewegungen im Bewegungssegment (49; 50)
4. Vermehrter Belastung der Facettengelenke mit vorzeitiger Spondylarthrose (Arthrose der Facettengelenke) (44)
5. Unphysiologischer Druckübertragung zwischen den Bewegungssegmenten
6. Vermehrter Belastung in den Anschlusssegmenten.

Die Einengung der Foramina intervertebralia sowie die Arthrose der Facettengelenke werden maßgeblich für die Schmerzsymptomatik der betroffenen Patienten verantwortlich gemacht.

Primäres Therapieziel der an unseren Patienten durchgeführten Operation war die Wiederherstellung der physiologischen Höhe und des normalen Bewegungs-

ausmaßes im Bewegungssegment unter Aufrechterhaltung der natürlichen Lendenlordose.

Unsere Studie verglich die Mineralisationsverhältnisse der Patienten mit einer gesunden Kontrollgruppe und suchte nach eventuell sichtbaren Auswirkungen der Operation.

Während Kern et al. 2005 (44) am selben Kollektiv die Situation an den Facettengelenken untersucht hatten, lag unsere Aufmerksamkeit auf den Wirbelkörperendplatten der betroffenen und der Anschlusssegmente, um eventuelle Aussagen über eine unphysiologische Lastübertragung im osteochondrotisch veränderten Bewegungssegment und deren Normalisierung durch die Operation treffen zu können.

Die Auswertung der von uns erstellten Densitogramme erbrachte hinsichtlich der Mineralisationsmuster folgende Ergebnisse: während die Muster in den betroffenen Segmenten in der Mehrzahl eine asymmetrische Verteilung mit Bereichen deutlicher Mineralisationsanreicherungen zeigten und somit auf eine sehr ungleichmäßige Lastübertragung schließen ließen, folgten die Anschlusssegmente dem von der Vergleichsgruppe bekannten ausgewogenen Verhältnis der Typen 1 und 2. Präoperativ lag dieses Verhältnis bei 50,7 % zu 47,9 %, verschob sich aber postoperativ zugunsten des Typ 1 und betrug dann 61,8 % zu 38,2 %. Dies könnte als Hinweis auf eine gleichmäßigere Lastübertragung und somit eine Normalisierung der biomechanischen Verhältnisse nach der Operation verstanden werden.

Hinsichtlich der Verteilung der Mineralisierungsmaxima stellten wir keine Unterschiede zwischen Vergleichs- und Patientenkollektiv fest.

Die Ergebnisse der quantitativen CT-Osteoabsorptiometrie ergaben statistisch hoch signifikante Unterschiede beim Vergleich der Kalziumwerte der Kontroll- und der Patientengruppe ($p < 0,0001$; Mann-Whitney-U-Test). Die Werte des relativen Kalziumgehaltes lagen in der präoperativen Gruppe im Durchschnitt um 12,3 % höher als in der Vergleichsgruppe.

Während wir die aus der visuellen Analyse der Densitogramme und der quantitativen CT-Osteoabsorptiometrie gewonnenen Erkenntnisse sowohl als eine qualitativ als auch quantitativ unterschiedliche Beanspruchungssituation der Endplatten werteten, was den Vergleich von den degenerativ veränderten Bewegungssegmente der Patienten mit der Kontrollgruppe betraf, sahen wir beim Vergleich der übrigen Bewegungssegmente der Patienten und der Kontrollgruppe eine qualitativ identische aber quantitativ deutlich höhere Beanspruchungssituation in den Endplatten der Patienten.

5.3.2.2. Veränderungen zwischen prä- und postoperativem Zustand

Die Patienten wurden 6 Wochen, 3 Monate, 6 Monate und 12 Monate nach der Operation nachuntersucht. Es wurden Röntgenaufnahmen sofort nach der Operation und nach 14 Tagen, 6 Monaten und 1 Jahr angefertigt, um die Höhe des Zwischenwirbelraumes im operierten und darüberliegenden Segment zu dokumentieren und die Implantatlage zu überprüfen. Außerdem wurden nach 6 Monaten erneut CT-Dünnschichtaufnahmen erstellt.

Wegen der Abbildungsartefakte, die durch die Streustrahlung an den Metalloberflächen der Wirbelkörperprothesen entstanden waren, konnten wir nur die Anschlusssegmente, nicht aber die operierten Bereiche beurteilen. Trotzdem ließen sich, besonders durch die Untersuchungen der quantitativen CT-Osteoabsorptiometrie, Rückschlüsse auf etwaige Veränderungen der biomechanischen Situation in der gesamten Lendenwirbelsäule, also auch den operierten Segmenten, ziehen.

Alle Patienten wurden in einer Studie von Trouillier et al. (2005) prä- und 6 Monate postoperativ mittels VAS Pain Score, Oswestry Disability Score (ODI) und SF 36 Score auf ihre Beschwerden und Einschränkungen hin getestet. Der ODI bezog sich auf Behinderung im alltäglichen Leben, Schmerz und Mobilität, die VAS auf Rücken- und Beinschmerzen und der SF 36 bewertete die physische und mentale Befindlichkeit der Patienten. Die Untersucher kamen dabei in fast allen Parametern der Tests zu deutlich verbesserten Ergebnissen nach der Bandscheibenoperation (126).

Obwohl solche Tests nicht immer als besonders aussagekräftig gewertet werden, da sie von der psychischen und sozialen Situation der Patienten abhängen und von den einzelnen Individuen unterschiedlich bewertet werden, konnten Kern et al. 2005 am selben Patientenkollektiv mit den gleichen Methoden wie in dieser Studie (Densitogramme, relativer Kalziumgehalt) einen eindeutigen Zusammenhang zwischen Verbesserung der Belastungssituation an den Facettengelenken und der deutlich verbesserten klinischen Symptomatik nach der Operation erarbeiten (44).

Auch in unserer Studie zeigte sich der Zusammenhang zwischen verbessertem körperlichen und mentalen Befinden der Patienten und der Abnahme im Mineralisationsgehalt und somit der Belastung der Endplatten nach der Operation.

Beim Vergleich der Mineralisierungsmuster und -maxima der Densitogramme der Wirbelkörperendplatten prä- und postoperativ zeigte sich, dass sie sich nicht geändert, die Intensitäten der Mineralisierung aber deutlich abgenommen hatten.

Die Auswertung der Ergebnisse der quantitativen CT-Osteoabsorptiometrie ergab sechs Monate nach der Operation in 72,7 % der Fälle eine eindeutige Abnahme der Gelenkflächenmineralisation. In den restlichen 27,3 % handelte es sich um eine Abnahme der Mineralisationsstärke unterhalb der Signifikanzgrenze von 3,5 %. Diese wurden aus messtechnischen Gründen als nicht signifikant und somit unverändert betrachtet. Eine Zunahme der Mineralisation fand sich postoperativ in keinem Fall. Somit stimmten die Ergebnisse der visuellen Auswertung gut mit diesen überein.

Beim Vergleich der Kalziumwerte zwischen Kontrollgruppe und postoperativen Kalziumwerten konnten nun keine statistisch signifikanten Unterschiede mehr gefunden werden ($p = 0,188$; Mann-Whitney-U-Test).

Stellt man unsere Ergebnisse den Forderungen des „Gesetzes der Transformation der Knochen“ von Wolff (134) und den nachfolgenden Forschungsarbeiten von Pauwels, Kummer, Cowin und Carter (97; 98; 99; 51; 52; 55; 16; 11; 12; 13) gegenüber, lässt sich daraus der Schluss ziehen, dass es durch die Implantation der Bandscheibenprothese nicht zu einer qualitativen Änderung des Beanspruchungsmusters gekommen war. Die Abnahme der Mineralisierung in der subchondralen Knochenlamelle der Endplatten, die wir sowohl in der visuellen Analyse als auch in der Auswertung des Kalziumgehaltes festgestellt hatten, weist aber auf eine deutliche Minderbelastung der untersuchten Gelenkflächen nach der Operation hin.

Auch die Tatsache, dass wir präoperativ statistisch hoch signifikante Unterschiede zwischen der Patienten- und der Kontrollgruppe ermitteln konnten, diese aber nach der Operation nicht mehr vorhanden waren, könnte als Hinweis auf die verminderte quantitative Beanspruchung gewertet werden.

Die von den Patienten angegebenen deutlichen Besserungen hinsichtlich Schmerzsymptomatik und Behinderung im Alltag sprechen für eine Veränderung der biomechanischen Verhältnisse durch die Operation in Richtung der physiologischen Situation bei Wirbelsäulengesunden. Wir führen dies auf die Wiederherstellung der physiologischen Höhe des Intervertebralraumes und eines physiologischen Bewegungsablaufs durch das Bandscheibenimplantat zurück. So wurde scheinbar einerseits eine Beendigung der mechanischen Irritation der Nervenwurzeln an den Foramina intervertebralia, andererseits eine Erweiterung des Gelenkspaltes zwischen den Processus articulares superiores und inferiores der Facettengelenke erzielt.

Aussagen über die Reversibilität der durch die Degeneration des Bandapparates auftretenden Spannungsspitzen und der infolge verminderter Wandspannung des Faserringes segmentalen Instabilität, mitsamt den Folgen erneuten vorzeitigen Strukturverschleißes, konnten wir in dem kurzen Beobachtungszeitraum von

sechs Monaten nicht treffen. Dies ist nur durch Nachuntersuchungen über einen längeren Zeitraum hinweg möglich.

Die Hinweise darauf, dass es durch die Operation zu einer Normalisierung der qualitativen Lastübertragung und einer Verminderung der quantitativen Beanspruchung in den untersuchten Bewegungssegmenten gekommen war, deuteten darauf hin, dass die Bandscheibenendoprothetik in Zukunft durchaus eine sinnvolle Alternative zur bislang verwendeten Fusionsbehandlung darstellen könnte, zumal die negativen Auswirkungen auf die Anschlusssegmente, die durch die Verblockung der Wirbel entstehen, entfallen, und somit eine weitere vorzeitige Degeneration wirksam verhindert werden kann.

6. Zusammenfassung

Rückenschmerzen sind in den westlichen Industriestaaten eine sehr weit verbreitete Gesundheitsstörung deren Ursachen oft in degenerativen Erkrankungen der Lendenwirbelsäule zu finden sind. Die Bandscheibenendoprothetik befindet sich heute immer noch in Erprobung, obgleich schon vor über 40 Jahren erste klinische Versuche stattgefunden haben. Ihr primäres Therapieziel ist die Beseitigung der negativen Auswirkungen der Bandscheibendegeneration, die in erster Linie in einem Höhenverlust im Bewegungssegment und einer Änderung der dortigen normalen biomechanischen Verhältnisse bestehen, was zu einer Beendigung von Schmerzen und Einschränkungen in der Beweglichkeit des Patienten führen soll.

Die von Schellnack und Büttner-Janz Anfang 1980 entwickelte Bandscheibenprothese stellt in ihrer heutigen Form der SB-Charité™ III (DePuy Spine™ Orthopädie GmbH) das weltweit am häufigsten verwendete Implantat dar. Unsere Studie untersuchte 12 Patienten, die aufgrund eines degenerativen Bandscheibenleidens sechs Monate erfolglos konservativ und schließlich mit dem Implantat operativ behandelt worden waren hinsichtlich der Mineralisationsverhältnisse ihrer lumbalen Wirbelkörperendplatten als Ausdruck der biomechanischen Verhältnisse und der Lastübertragung durch die Bandscheiben. Die prä- und postoperativen Ergebnisse wurden verglichen, um einen etwaigen Effekt herauszustellen und schließlich einem Kontrollkollektiv gegenübergestellt, das sich aus 13 nicht degenerativ veränderten Wirbelsäulen zusammensetzte.

Für unsere Untersuchungen wählten wir die Methode der CT-Osteoabsorptiometrie, ein Anfang der 90er Jahre von Müller-Gerbl entwickeltes Verfahren, mit dem es anhand von üblichen CT-Datensätzen erstmals möglich geworden war, individuell und in vivo Untersuchungen der subchondralen Knochenlamelle durchzuführen und dadurch Rückschlüsse auf die Langzeitbeanspruchungen an den verschiedensten Gelenken zu ziehen.

Entgegen unserer Erwartung waren die von uns untersuchten Endplatten nicht gleichmäßig mineralisiert. Vielmehr stießen wir auf einen homogen niedrigen Mineralisationsgrad im Endplattenzentrum, der sich in der Peripherie ringförmig anreicherte und im dorsomedialen und -lateralen Endplattenbereich Maxima aufwies. Beim Vergleich der gesunden und degenerierten Bewegungssegmente war in den erkrankten Fällen häufiger eine asymmetrische Mineralisierungsverteilung zu finden. Hinsichtlich der qualitativen Beanspruchung der Endplatten werteten wir diese Ergebnisse als Hinweis auf eine weitgehend gleichmäßige Lastübertragung durch gesunde Bandscheiben. Die Höhermineralisationen erklärten wir uns durch die Verankerung des Anulus fibrosus in der knöchernen Randleiste und die damit verbundene erhöhte Zugbeanspruchung, den

durch die Lendenlordose dorsal liegenden Durchstoßpunkt der Gelenkresultierenden und den zusätzlichen Kraftfluss an der Einmündung der Wirbelpedikel. Degenerativ veränderte Bandscheiben hingegen gaben die Last scheinbar nicht gleichmäßig, sondern asymmetrisch an die anschließenden Endplatten weiter.

Bei der Auswertung der quantitativen CT-Osteoabsorptiometrie zeigten die Grundplatten signifikant höhere Mineralisationswerte als die korrespondierenden Deckplatten in Wirbelkörper und Bewegungssegment. Zudem war es auf allen Höhenlokalisationen der Wirbelsäulen zu nahezu konstanten Werten im relativen Kalziumgehalt gekommen. Wir führten diese Ergebnisse auf eine Biegebeanspruchung der Interartikularportion mit konsekutiver Mehrbelastung der Grundplatten sowie auf einen Kompensationsmechanismus der Bandscheiben zurück, die scheinbar in der Lage waren, durch Verformung Kräfte teilweise zu neutralisieren.

Nach der Operation fanden sich im Vergleich zur präoperativen Situation häufiger symmetrisch verteilte Mineralisationsmuster und ein deutlicher Rückgang der Mineralisationsstärke in den Endplatten. Die Implantation der Bandscheibenendoprothese schien also eine gleichmäßigere Lastübertragung sowie eine geringere quantitative Beanspruchung der betroffenen Endplatten zu bewirken und somit die biomechanischen Verhältnisse in Richtung Wirbelsäulengesunder zu verändern. Dies korrelierte gut mit den klinischen Tests, die in nahezu allen Parametern deutliche Besserungen ergeben hatten. Die Bandscheibenendoprothetik könnte somit in Zukunft eine sinnvolle und nebenwirkungsärmere Alternative zur bisher praktizierten Fusionsbehandlung darstellen.

7. Anhang

1. Kalziumwerte der Patientengruppe in mg Ca/ml, Differenz prä-/postoperativ, Mittelwerte und Standardabweichungen

Patient 1	Präop.	Postop.	Differenz	Patient 2	Präop.	Postop.	Differenz
L1 GP		333,9		L1 GP	424,1		
L2 DP		322,8		L2 DP	355,4		
L2 GP		340,9		L2 GP	462,2	447,4	14,8
L3 DP		318,5		L3 DP	384,8	356,6	28,2
L3 GP	398	368,2	29,8	L3 GP	471,3	456,1	15,2
L4 DP	356,6	326,5	30,1	L4 DP	331,8	319,3	12,5
L4 GP	456,7	414,3	42,4	L4 GP	435,6		
L5 DP	326,7	313,1	13,6	L5 DP	356,1		
L5 GP	432,7			L5 GP	496,5	481,7	14,8
				Os sacrum	391,4	375,6	15,8
Mittelwert	394,14	342,28	28,98	Mittelwert	410,92	406,12	16,89
Stabw	47,69	31,58	10,23	Stabw	52,72	58,93	5,16
Patient 3	Präop.	Postop.	Differenz	Patient 4	Präop.	Postop.	Differenz
L1 GP				L3 DP			
L2 DP				L3 GP		353	
L2 GP				L4 DP		276,3	
L3 DP		358,8		L4 GP	395,8		
L3 GP	491,1	472,1	19	L5 DP	346,7		
L4 DP	417	395,1	21,9	L5 GP	543,2		
L4 GP	543,7			Os sacrum	587		
L5 DP	427,2						
L5 GP	542,2						
Mittelwert	484,24	408,77	20,45	Mittelwert	468,18	314,65	
Stabw	54,25	47,24	1,45	Stabw	99,68	38,35	
Patient 5	Präop.	Postop.	Differenz	Patient 6	Präop.	Postop.	Differenz
L3 GP		569,1		L1 GP		409,6	
L4 DP		473,4		L2 DP		359,5	
L4 GP	628	596	32	L2 GP		454,9	
L5 DP	525,1	498,2	26,9	L3 DP		367,2	
L5 GP	713,6			L3 GP	492,2	475,9	16,3
Os sacrum	675,4			L4 DP	407,5	399	8,5
				L4 GP	500,9		
				L5 DP	384,5		
				L5 GP	445,8	406,4	39,4
				Os sacrum		506	
Mittelwert	635,53	534,18	29,45	Mittelwert	446,18	422,31	21,4
Stabw	70,6	50,1	2,55	Stabw	45,64	48,58	13,12

Patient 7	Präop.	Postop.	Differenz	Patient 8	Präop.	Postop.	Differenz
L1 GP		400,6		L1 GP			
L2 DP		351,3		L2 DP			
L2 GP		410,2		L2 GP			
L3 DP	378	356,5	21,5	L3 DP	397,5		
L3 GP	444,2	437,5	6,7	L3 GP	505,7	429,4	76,3
L4 DP	385,1	368,9	16,2	L4 DP	445,2	387,2	58
L4 GP	471,4	457,2	14,2	L4 GP	541,3		
L5 DP	373,4	365,3	8,1	L5 DP	633,2		
L5 GP	404,9			L5 GP	431,2	371,3	59,9
Os sacrum	412,4						
Mittelwert	409,91	393,44	13,34	Mittelwert	492,35	395,97	64,73
Stabw	33,71	36,87	5,42	Stabw	78,92	24,52	8,22
Patient 9	Präop.	Postop.	Differenz	Patient 10	Präop.	Postop.	Differenz
L1 GP		331,2		L3 DP	361		
L2 DP		315,9		L3 GP	478,5		
L2 GP		322,5		L4 DP	389,7	348,6	41,1
L3 DP		278,1		L4 GP	540		
L3 GP	435,5	385,9	49,6	L5 DP	494,9		
L4 DP	358,9	309,5	49,4	L5 GP	382,1	373,9	8,2
L4 GP	472,4	411,4	61	Os sacrum	426	406,7	19,3
L5 DP	443,7	382,5	61,2				
L5 GP	309,4						
Os sacrum	352						
Mittelwert	395,32	342,13	55,3	Mittelwert	438,89	376,4	22,87
Stabw	58,43	42,87	5,8	Stabw	61,88	23,79	13,67
Patient 11	Präop.	Postop.	Differenz	Patient 12	Präop.	Postop.	Differenz
L3 GP		318,1		L1 GP			
L4 DP	317,8	274,4	43,4	L2 DP			
L4 GP	377,4			L2 GP			
L5 DP	303,6			L3 DP	404,1		
L5 GP	464,3			L3 GP	463,1		
Os sacrum	503,7			L4 DP	437,6		
				L4 GP	526,9		
				L5 DP	512		
				L5 GP	428,5		
				Os sacrum	457,4		
Mittelwert	393,36	296,25		Mittelwert	461,37		
Stabw	79,03	21,85		Stabw	41,06		

2. Kalziumwerte in mg Ca/ml des Vergleichskollektivs mit Mittelwerten und Standardabweichungen

WS 1		WS 2		WS 3		WS 4	
L3 DP	378,1	L3 GP	327,1	L1 GP	376,6	L2 GP	340,9
L3 GP	439,3	L4 DP	281	L2 DP	312	L3 DP	302,7
L4 DP	392,4	L4 GP	356,3	L2 GP	362,9	L3 GP	319,6
L4 GP	472,8	L5 DP	300,7	L3 DP	371	L4 DP	287,9
L5 DP	393,3	L5 GP	307,8	L3 GP	383	L4 GP	385,7
L5 GP	494,3			L4 DP	377,2	L5 DP	347,9
				L4 GP	371,8	L5 GP	429,4
				L5 DP	355,6	Os sacrum	319,8
				L5 GP	390,8		
				Os sacrum	425		
Mittelwert	428,37	Mittelwert	314,58	Mittelwert	372,59	Mittelwert	341,74
Stabw	43,76	Stabw	25,55	Stabw	26,98	Stabw	43,37
WS5		WS 6		WS 7		WS 8	
L3 DP	326,6	L1 DP	330,2	L1 DP	351,7	L3 DP	389,1
L3 GP	424,5	L1 GP	350,5	L1 GP	373,9	L3 GP	477,2
L4 DP	315,3	L2 DP	323,5	L2 DP	366,1	L4 DP	402,4
L4 GP	381,6	L2 GP	369,4	L2 GP	384,3	L4 GP	449,8
L5 DP	325,7	L3 DP	342,9	L3 DP	343	L5 DP	376,3
L5 GP	404,5	L3 GP	376,6	L3 GP	384	L5 GP	438,8
Os sacrum	375,7	L4 DP	336,7	L4 DP	330,6	Os sacrum	486,9
		L4 GP	345,7	L4 GP	380,1		
		L5 DP	343,8	L5 DP	346,8		
		L5 GP	394,3	L5 GP	355,4		
Mittelwert	364,84	Mittelwert	351,36	Mittelwert	361,59	Mittelwert	431,5
Stabw	39,6	Stabw	20,99	Stabw	17,87	Stabw	40,07
WS 9		WS 10		WS 11		WS 12	
L1 DP	389	L1 DP	366,5	L1D	416,7	L1D	447,5
L1 GP	425,5	L1 GP	459,4	L1G	441,7	L1G	502,5
L2 DP	377	L2 DP	385,5	L2D	382,5	L2D	477,2
L2 GP	495	L2 GP	463	L2G	442	L2G	533,4
L3 DP	397,7	L3 DP	393,1	L3D	384,1	L3D	486,1
L3 GP	506,6	L3 GP	495,6	L3G	465,3	L3G	486,1
L4 DP	414,9	L4 DP	356,2	L4D	382,3	L4D	473,4
L4 GP	502,6	L4 GP	553,7	L4G	480	L4G	583,3
L5 DP	373,9	L5 DP	449	L5D	340,5	L5D	500
L5 GP	430,5	L5 GP	543,1	L5G	404,6	L5G	571
		Os sacrum	616,7			Os sacrum	491,7
Mittelwert	431,27	Mittelwert	461,98	Mittelwert	413,97	Mittelwert	504,75
Stabw	49,27	Stabw	80,42	Stabw	41,14	Stabw	39,65

WS 13	
L1D	383,1
L1G	404,1
L2D	347,2
L2G	397,9
L3D	345,1
L3G	411,3
L4D	332,4
L4G	428,3
L5D	342,5
L5G	384,4
Os sacrum	416,4
Mittelwert	381,15
Stabw	32,36

8. Literaturverzeichnis

- 1 ADAMS, M A. Stress distribution inside intervertebral discs. The effect of age and degeneration. *J Bone Joint Surg (Br.)* 1996 ; 78-B : 965-972.
- 2 AIGNER, T. Variation with age in the pattern of type X collagen expression in normal and scoliotic human intervertebral discs. *Calcif Tissue Int.* 1998; 63: 263-268.
- 3 ANTONIOU, J. The human lumbar endplate: Evidence of changes in biosynthesis and denaturation of the extracellular matrix with growth, maturation, aging and degeneration. *Spine* 1996; 21 (10): 1153-1161.
- 4 AOK-Bundesverband (2004). Krankheitsartenstatistik 2002. Bonn.
- 5 BAO, Q-B, YUAN, H A. Artificial disc technology. *Neurosurg Focus* 2000; 9 (4): Article 14.
- 6 BENNECKER, L M. Vertebral endplate marrow contact channel occlusions and intervertebral disc degeneration. *Spine* 2005; 30(2): 167-173.
- 7 BOGDUK, N. Clinical anatomy of the lumbar spine. Churchill Livingstone 1987.
- 8 BRADFORD, F K, SPURLING, R G. The intervertebral disc. Thomas, Springfield/III 1945; deutsch: Die Bandscheibe. Enke, Stuttgart, 1950.
- 9 BRADFORD, F K, SPURLING, R G. The intervertebral disc. 2nd edition, 2nd printing. Thomas, Springfield. 1947.
- 10 BRINCKMANN, P. Deformation of the vertebral end-plate under axial loading of the spine. *Spine* 1983; 8: 851-856.
- 11 CARTER, D R. Mechanical loading history and cortical bone remodelling. *Calcif Tissue Int* 1984; 36: 19-24.
- 12 CARTER, D R. Mechanical loading history and skeletal biology. *J Biomech* 1987; 20: 1095-1109.
- 13 CARTER, D R, WONG, M, ORR, T E. Musculoskeletal ontogeny, phylogeny and functional adaptation. *J Biomech* 1991; 24 (1): 3-16.

- 14 COVENTRY, M B. Symposium low back and sciatic pain. J Bone Jt Surg 1968; 50A : 167.
- 15 COVENTRY, M B. Anatomy of the intervertebral disk. Clin. Orthop.1969; 67: 9-15.
- 16 COWIN, S C. Wolff's law of trabecular architecture at remodelling equilibrium. J Biomech Eng 1986; 108:83-88.
- 17 CURYLO. Segmental variations of bone mineral density in the cervical spine. Spine 1996; Vol. 21, No. 3: 319-322.
- 18 DEBRUNNER, A M. Orthopädie, orthopädische Chirurgie. Verlag Hans Huber, Bern. 2002.
- 19 DIEMER, W, BURCHART, H. Chronische Schmerzen. Kopf- und Rückenschmerzen, Tumorschmerzen. Gesundheitsberichterstattung des Bundes. Berlin, Robert-Koch-Institut. 2002.
- 20 DIERCK, O. Bandscheibendegeneration und Trabekelstruktur des menschlichen Wirbelkörpers. Dissertation an der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf. 2000.
- 21 DOLAN, P. Recent advances in lumbar spinal mechanics and their significance for modeling. Clin Biomech 2001; 16 (Suppl.), No. 1 (2001): 8-16.
- 22 ECK, J C, HUMPHREYS, S C, HODGES, S D. Adjacent-segment degeneration after lumbar fusion: a review of clinical, biomechanical, and radiologic studies. Am J Orthop 1999; 28 (6): 336-340.
- 23 FARFAN, H F. Biomechanik der Lendenwirbelsäule. Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Band 80; Hippokrates Verlag, Stuttgart. 1979.
- 24 FASSIO, B, GINESTIE J F. Protheses discale en silicone. Etude experimentale et premieres observations cliniques. Nouv Press Med 1978; 21: 207.
- 25 FERNSTRÖM, U. Arthroplasty with intercorporal endoprosthesis in herniated disc and in painful disc. Acta Chir Scand 1966; (suppl 357) 355: 154-159.

- 26 FERNSTRÖM, U. Der Bandscheibenersatz mit Erhaltung der Beweglichkeit. Vortrag auf der 7. Arbeitstagung der Gesellschaft für Wirbelsäulenforschung am 5.11.1971 in Bad Homburg. In: Junghanns, H. (Hrsg.): Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis. Bd.55: 125-130. Hippokrates-Verlag, Stuttgart. 1972.
- 27 FRANCOIS, R J, DHEM, A. Microradiographic study of the normal human vertebral body. Acta anat 1974; 89: 251-265.
- 28 GEISLER, F H. Charité IDE results submitted to the FDA. Vorgestellt auf der 20. Jahrestagung der Spine Society of Europe, Nantes/Frankreich, 12. September 2002.
- 29 GRANT, J P. Mapping the structural properties of the lumbosacral vertebral endplates. Spine 2001; 26 (8): 889-896.
- 30 GRANT, J P et al. The effects of bone mineral density and disc degeneration on the structural property distributions in the lower lumbar vertebral endplates. Journal of Orthopaedic Research 2002; 20: 1115-1120.
- 31 HARRIS, R I, MACNAB, I. Structural changes in the lumbar intervertebral discs. J Bone Jt Surg 1954; 36-B: 304-322.
- 32 HEDMAN, T P. A new transducer for facet force measurement in lumbar spine: benchmark and in vitro test results. Journal of Biomechanics 1992; 25: 69-80.
- 33 HILDEBRANDT, J. In: HILDEBRANDT, J, MÜLLER, G, PFINGSTEN, M (Hrsg.). Lendenwirbelsäule. Ursachen, Diagnostik und Therapie von Rückenschmerzen. Urban & Fischer. 2005.
- 34 HIRSCH, C. Pathologie und Mechanik der aseptischen Zwischenwirbelkrankheiten. In: JUNGHANNNS, H: Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Bd. XV. Hippokrates. Stuttgart. 1960.
- 35 HOLMES, A D. Response of the endplates to compression of the spine. Eur Spine 1993; 2: 16-21.
- 36 HORST M, BRINCKMANN, P. Measurement of the Distribution of Axial Stress on the Endplate of the Vertebral Body. Spine 1981; 6: 217-232.
- 37 HORST, M. Mechanische Beanspruchung der Wirbelsäulendeckplatte. Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis 1982; 8, 42-14, 79.

- 38 INOUE, H. Three-dimensional architecture of lumbar intervertebral discs. Spine 1981; 6: 139-146.
- 39 JOPLIN, R J. The intervertebral disc: embryology, anatomy, physiology, and pathology. Surg. Gynecol. Obstet. 1935; 61: 591-599.
- 40 JUNGHANS 1977.
- 41 JUNGHANN, H. Die Wirbelsäule unter den Einflüssen des täglichen Lebens, der Freizeit, des Sportes. Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Band 100; Hippokrates Verlag, Stuttgart. 1986.
- 42 KAPANDJI. Funktionelle Anatomie der Gelenke: schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik. Enke Verlag, Stuttgart. 1992.
- 43 KAUFFMANN, G W, WUNSCH, C, SCHNEIDER, B. Röntgendiagnostik. In: Kauffmann, G W, Moser, E, Sauer, R (Hrsg.). Radiologie. Urban & Fischer Verlag. München, Jena. 2001.
- 44 KERN, P D. Entwicklung des subchondralen Mineralisationsgehalts der Facettengelenke im Verlauf nach Implantation der Bandscheibenendoprothese SB Charité III bei monosegmentalen lumbalen Osteochondrosen. Dissertation. München. 2005.
- 45 KEYES, D, COMPÈRE, E. The normal and pathological physiology of the nucleus pulposus and the intervertebral disc. J Bone Jt Surg 1932 ; 14 : 897.
- 46 KIENE, W, LANG, K, ZIPPEL, H. Erfahrungen mit der Bandscheibenendoprothese SB-Charité und Schlußfolgerungen für die Möglichkeiten eines funktionellen Bandscheibenersatzes. In: MATZEN, K. A. (Hrsg.): Therapie des Bandscheibenvorfalles. W. Zuckschwerdt Verlag, München. 1997.
- 47 KNOLMAYER, B R, WIESEL, S W. Lumbar disk disease. Curr Op Orth 1996; 7, II: 31-35.
- 48 KRÄMER, J. Bandscheibenbedingte Erkrankungen. Ursachen, Diagnose, Behandlung, Vorbeugung, Begutachtung. Thieme. Stuttgart. 1986.
- 49 KRISMER, M, HAID, C et al. Biomechanik der lumbalen Instabilität. Orthopäde 1997; 26 (6): 516-520.

- 50 KRISMER, M, HAID, C et al. Motion in lumbar functional spine units during side bending and axial rotation moments depending on the degree of degeneration. *Spine* 2000; 25 (16): 2020-2027.
- 51 KUMMER, B. Funktioneller Bau und funktionelle Anpassung des Knochens. *Anat Anz* 1962; 10: 314-319.
- 52 KUMMER, B. Biomechanics of bone: Mechanical properties, functional structure, functional adaption. In: FUNG, Y C, editor: *Biomechanics*. Englewood Cliffs: Prentice Hall 1972; 237-271.
- 53 KUMMER, B. Biomechanik der Wirbelgelenke. Die Wirbelbogengelenke ausschließlich der Okzipito-Zervikalregion. *Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis* 1981; 87. Hippokrates Verlag.
- 54 KUMMER, B. Welchen Beitrag leisten die Wirbelbogengelenke zur Tragfunktion der Wirbelsäule? 5. Münchner Symposion für experimentelle Orthopädie: 19-25. Thieme-Verlag. 1983.
- 55 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.
- 56 KUMMER, B. *Biomechanik. Form und Funktion des Bewegungsapparates*. Deutscher Ärzte-Verlag. Köln. 2005.
- 57 KUROWSKI, P, KUBO A. The relationship of degeneration of the intervertebral disc to mechanical loading conditions on lumbar vertebrae. *Spine* 1986; 11, No 7: 726-731.
- 58 LANCE, T. Morphology of the lumbar vertebral endplates. *Spine* 1998; 23, No. 14: 1517-1523.
- 59 LEDET, E H. Direct real-time measurement of in vivo forces in the lumbar spine. *The Spine Journal* 2005; 5: 85-94.
- 60 LEMAIRE, J P. SB Charité III intervertebral disc prothesis : biomechanical, clinical and radiological correlations with a series of 100 cases over a followup of more than 10 years. *Rachis [Fr]* 2002; 14 (4): 271-285.
- 61 LIM, T H. Effect of endplate conditions and bone-mineral-density on the compressive strength of the graft-endplate interface in anterior cervical spine fusion. *Spine* 2001; 26 (8): 951-956.

- 62 LIPPERT, H. Lehrbuch Anatomie. 4. Auflage, Urban und Schwarzenberg. 1996.
- 63 LISSNER, J, FINK, U. Radiologie I. Enke Verlag. Stuttgart. 1992.
- 64 LORENZ, M, PATWARDHAN, A, VANDERBY, R. Load-bearing characteristics of lumbar facets in normal and surgically altered spinal segments. Spine 1983; 8 (2): 122-120.
- 65 LORENZ, T K. Kollagene Faserarchitektur der Anheftungszone der Disci intervertebrales in der uneren Lendenwirbelsäule. Dissertation am der LMU München. 1994.
- 66 LOWE, T G et al. A biomechanical study of regional endplate strength and cage morphology as it relates to structural interbody support. Spine 2004; 29, No. 21: 2389-2394.
- 67 LU, Y M. Bone mineral density variations along the lumbosacral spine. Clin Orthopaedics and related research 2000; 378: 255-263.
- 68 MARCHAND, F, AHMED, A M. Investigation of the laminate structure of lumbar disc anulus fibrosus. Spine 1990 ; 15 : 402-410.
- 69 MARKOLF, K L. The structural components of the intervertebral disc. A study of their constributions to the ability of the disc to compressive forces. J bone joint surg (Am) 1974; 56 A: 675-687.
- 70 MAYER, A K. Veränderungen in der subchondralen Knochenplatte am Tibiaplateau des Kaninchen nach Meniskektomie. Dissertation. München. 2005.
- 71 MAYER, H M. In: HILDEBRANDT, J, MÜLLER, G, PFINGSTEN (Hrsg.). Lendenwirbelsäule. Ursachen, Diagnostik und Therapie von Rückenschmerzen. Urban & Fischer. 2005.
- 72 McNALLY, D S. Internal intervertebral disc mechanics as revealed by stress profilometry. Spine 1992; 17: 66-73.
- 73 MONTAG, M. Computertomogtaphisch bestimmter Mineralgehalt der Lendenwirbelsäulenspongiosa. Radiologe 1988; 28: 161-165.
- 74 MOORE, R J. Changes in endplate vascularity after an outer anulus tear in the sheep. Spine 1992; 17: 874-878.

- 75 MOORE, R J. The vertebral end-plate: what do we know? *Eur Spine J* 2000 ; 9 : 92-96.
- 76 MÜLLER-GERBL, M, PUTZ R et al. 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.
- 77 MÜLLER-GERBL, M, PUTZ, R, et al. Die Darstellung der subchondralen Dichtemuster mittels der CT-Osteodensitometrie (CT-OAM) zur Beurteilung der individuellen Gelenkbeanspruchung am Lebenden. *Z Orthop* 1990; 128: 128-133.
- 78 MÜLLER-GERBL, M, PUTZ, R, KIERSE, R. Distribution of subchondral bone as a morphological parameter of stress in the hip-joint of the living. *Calcif Tissue* 1991; Int 46 (Suppl): 71.
- 79 MÜLLER-GERBL, M, PUTZ, R, KENN, R. Demonstration of subchondral bone density patterns by three dimensional CT-Osteodensitometry as a non-invasive method for in vivo assessment of individual long-term stresses in joints. *J Bone Miner Res* 1992; 7: 411-418.
- 80 MÜLLER-GERBL, M. Die Rolle der Wirbelgelenke für die Kinematik der Bewegungssegmente. *Ann Anat* 1992; 174: 48-53.
- 81 MÜLLER-GERBL, M. The subchondral bone plate. In: BECK, F et al. *Adv Anat Embryol Cell Biol* 1998; 141: 1-134. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg. 1998.
- 82 MÜLLER-GERBL, M, SCHLENKER, B et al. Quantitative CT-Osteodensitometrie (q-CT-OAM) in der subchondralen Knochenplatte. Poster 2001.
- 83 MUSCHIK, M. Die SB Charité Bandscheibenprothese: Biomechanik, Indikationen, Technik, Ergebnisse. *Orthopedic Dimensions, DePuy Spine*.
- 84 NACHEMSON, A. In-vivo measurements of intradiscal pressure, discometry, a method for the determination of pressure in the lower lumbar discs. *J Bone Joint Surg (Am)* 1964; 46: 1077-1092.
- 85 NACHEMSON, A. In vivo discometry in lumbar discs with irregular nucleograms. *Acta Orthopaedica scand* 1965; 36: 418-434.

- 86 NACHEMSON, A. In vitro diffusion of dye through the endplates and the annulus fibrosus of human lumbar intervertebral discs. *Acta orthop Scand* 1970; 41: 589-607.
- 87 NACHEMSON, A. Disc pressure measurement. *Spine* 1990; 6: 93-97.
- 88 NATARAJAN, R N. A model to study the disc degeneration process. *Spine* 1994; 19: 259-265.
- 89 NETTER, F H. *Netters Orthopädie*. Thieme-Verlag. 2001.
- 90 NIEDNER, F. Zur Kenntnis der normalen und pathologischen Anatomie der Wirbelkörperendplatte. *Fortschr. Röntgenstr.* 1932; 46: 628-662.
- 91 NIOSI, C A, OXLAND, T R. Degenerative mechanics of the lumbar spine. *Spine J* 2004 ; 4 (6 Suppl): 202-208.
- 92 OKI, S. Morphologic differences of the vascular buds in the vertebral endplate. Scanning electron microscope study. *Spine* 1996; 21 (2): 174-177.
- 93 OXLAND, T R et al. Effects of endplate removal on the structural properties of the lower lumbar vertebral bodies. *Spine* 2003; 28, No. 8: 771-777.
- 94 PAL G P, COSIO, L, ROUTAL, R V. Trajectory architecture of the trabecular bone between the body and the neural arch in human vertebrae. *The Anatomical Record* 1988; 222: 418-425.
- 95 PANJABI, M. *Biomechanical studies in cadaveric spines. The lumbar spine and back pain*. 4th edition Churchill Livingstone. 1992.
- 96 PANJABI, M. The cortical shell architecture of human cervical vertebral bodies. *Spine* 2001; 26: 2478-2484.
- 97 PAUWELS, F. Eine neue Theorie über den Einfluß mechanischer Reize auf die Differenzierung der Stützgewebe. *Z Anat Entwickl-Gesch* 1965: 478-515.
- 98 PAUWELS, F. Kurzer Überblick über die mechanische Beanspruchung des Knochens und ihre Bedeutung für die funktionelle Anpassung. *Z Orthop* 1973; 111: 681-705.
- 99 PAUWELS, F. Über die gestaltende Wirkung der funktionellen Anpassung des Knochens. *Anat Anz* 1976; 139: 213-220.

- 100 PENNEKAMP, W, HEYER, C M. In: HILDEBRANDT, J, MÜLLER, G, PFINGSTEN, M (Hrsg.). Lendenwirbelsäule. Ursachen, Diagnostik und Therapie von Rückenschmerzen. Urban & Fischer. 2005.
- 101 PITZEN, T R. Initial stability of spine fixation: prediction of a finite element model. J Neurosurg 2002; 97 (Suppl. 1) : 128-134.
- 102 PSCHYREMBEL KLINISCHES WÖRTERBUCH. 258., neu bearb. Aufl. Berlin: de Gruyter. 1998.
- 103 PUTZ, R. Funktionelle Anatomie der Wirbelgelenke. Normale und pathologische Anatomie 1982; 43: 1-116. Thieme-Verlag.
- 104 PUTZ, R. Zur Morphologie und Dynamik der Wirbelsäule. Radiologe 1983; 23: 145-150.
- 105 PUTZ, R. Wirbelsäulen Chirurgie Spondylolisthesis. Matzen, K A (Hrsg.). Thieme Verlag. Stuttgart. 1990.
- 106 PUTZ, R. Biomechanik der Wirbelsäule. In: REINHARDT, B (Hrsg.). Die orthopädische Rückenschule: 61-68. MLV, Uelzen. 1991.
- 107 PUTZ, R. Funktionsbezogene Morphologie der Bandscheiben. Radiologe 1993; 33: 563-566.
- 108 PUTZ, R, MÜLLER-GERBL, M. Rumpf. Anatomie. D. Drenckhahn. Urban & Fischer, München. Jena. 2003.
- 109 RAJASEKARAN, S. A study of diffusion in human lumbar discs: a serial magnetic resonance imaging study documenting the influence of the endplate on diffusion in normal and degenerated discs. Spine 2004 ; Dec. 1; 29 (23): 2654-2667.
- 110 ROBERTS, S. Biomechanical and structural properties of the cartilage endplate and its relation to the intervertebral disc. Spine 1989; 14 (2): 166-174.
- 111 ROBERTS, S. Proteoglycan components of the intervertebral disc and cartilage endplate: an immunolocalization study of animal and human tissue. Histochem J 1994; 26: 402-411.
- 112 ROBERTS, S. Transport properties of the human cartilage endplate in relation to its composition and calcification. Spine 1996; 21 (4): 415-420.

- 113 ROBERTS, S. Does the thickness of vertebral subchondral bone reflect the composition of the intervertebral disc? *Spine Europe* 1997; 6 (6): 385-389.
- 114 ROUX, W. Über die Dicke der statischen Elementarteile und die Maschenweite der substantia spongiosa der Knochen. *Zeitschrift für orthopädische Chirurgie* 1896; IV (Band: Separatdruck).
- 115 SCHLÜTER, K. Form und Struktur des normalen und des pathologisch veränderten Wirbels. *Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis* 1965; 30. Hippokrates Verlag.
- 116 SCHMORL, G. Zur pathologischen Anatomie der Lendenbandscheiben. *Klin Wschr* 1932; 2: 1369.
- 117 SCHMORL, G, JUNGHANNS, H. Die gesunde und die kranke Wirbelsäule in Röntgenbild und Klinik. Thieme, Stuttgart, 1968.
- 118 SCHULMAN, C M. The method of a combined surgical treatment of compressive forms of lumbar osteochondrosis with the plastic material of the damaged intervertebral discs. *Vop Neeiokhir* 1977; 2: 17-23.
- 119 SCHUMACHER, J, BRÄHLER, E. Prävalenz von Schmerzen in der deutschen Bevölkerung. Ergebnisse repräsentativer Erhebungen mit dem Giesener Beschwerdebogen. *Schmerz* 1999; 13 (6): 375-384.
- 120 SHIRAZI-ADL, A. Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression. *Spine* 1984; Vol. 9 (2): 120-134.
- 121 SHIRAZI-ADL, A. Biomechanics of the lumbar spine in sagittal/lateral moments. *Spine* 1994; 19 (21): 2407-2414.
- 122 SILVA, M J. Direct and computed tomography thickness measurements of the human, lumbar vertebral shell and endplate. *Bone* 1994; 15 (4): 409-414.
- 123 SINGER, K P. Vertebral body trabecular density at the thoracolumbar junction using quantitative computed tomography. *Acta radiologica* 1990; 31, Fasc. 1: 37-40.
- 124 TILLING, T. Vergleichende computertomographische und biomechanische Untersuchungen an menschlichen Lendenwirbelkörpern *Biomechanik der Wirbelsäule*. Thieme. 1983.

- 125 TÖNDURY, G. Entwicklungsgeschichte und Fehlbildungen der Wirbelsäule. In: JUNGHANNS, H.: Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Bd. XV. Hippokrates. Stuttgart. 1958.
- 126 TROUILLIER, H, KERN P et al. A prospective morphological study of facet joint integrity following intervertebral disc replacement with the CHARITÉ™ Artificial Disc. Eur Spine J 2005.
- 127 TWOMEY, B S. Age changes in lumbar vertebrae and intervertebral disc. Clinical orthopaedics and related research 1987; Nov. (224): 97-104.
- 128 WAGNER, S. Einfluss der dorsalen Instrumentierung auf angrenzende und transfixierte Facettengelenke bei Patienten mit thorakolumbalen Wirbelsäulenverletzungen- eine morphologische in-vivo-Untersuchung mit der CT-Osteoabsorptiometrie. Dissertation an der LMU München. 2004.
- 129 WEH, L. Computertomographische Messung der Belastbarkeit von Wirbelkörpern. Biomechanik der Wirbelsäule. Thieme Verlag, Vol. 83. 1983.
- 130 WEISSER, S et al. 2006 (unveröffentlicht).
- 131 WEIßKOPF, M. Korrelation von lumbogenem Schmerz und vermehrter Vaskularisation in den Wirbelkörperendplatten. Z Orthop Ihre Grenzgebiete 2004; 142 (2): 174-178.
- 132 WILKE, H J. Measurement of spinal loading. Unfallchirurg 1999; 102 (11): 909-910.
- 133 WILLIG, H P. <http://www.willighp.de>.
- 134 WOLFF, J. Das Gesetz der Transformation der Knochen. Berlin: Hirschwald. 1892.

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meiner Doktormutter Frau Professor Dr. Magdalena Müller-Gerbl für die geschickte Führung durch diese Arbeit, ihre kreativen Anregungen und die prompten Korrekturen.

Ebenfalls möchte ich mich bei Herrn Professor Dr. Dr. Reinhard Putz bedanken, insbesondere für seinen anschaulichen und äußerst lebendigen Vortrag zur Lendenlordose.

Auch bei meinem Mitbetreuer Dr. med. Hans-Heinrich Trouillier bedanke ich mich für seine Unterstützung und die Überlassung des Themas.

Weiterhin danke ich meinen Doktorandenkollegen Stefan Weisser und Dr. Philip Kern, Frau Gisela Lippelt für die geduldige Einführung und Hilfe an der Workstation und beim Erstellen der Bilder für diese Arbeit, Frau Elisabeth Mayer aus der Anatomischen Anstalt und Herrn Dr. August Lachner von der Medizinischen Lesehalle für ihre Hilfe bei der Literaturrecherche, sowie Frau Dr. Karin Schmidt vom IBE Großhadern für die Anregungen bei der statistischen Auswertung.

Lebenslauf

Angaben zur Person

Name	<u>Christoph</u> Johannes Wieser
Geburtsdatum	01. November 1977
Geburtsort	Mühldorf am Inn

Schulbildung und Studium

Studium	Mai 1999- November 2005	Medizinstudium an der LMU München Staatsexamen
Schulbildung	September 1988- Juni 1997	König-Karlmann- Gymnasium Alt- ötting Allgemeine Hochschulreife

Soziale Kompetenzen

Zivildienst	Oktober 1997- Oktober 1998	Konrad-von- Parzham-Schule Altötting (Private Schule zur indi- viduellen Lebens- bewältigung)
-------------	-------------------------------	--