Aus der Anatomischen Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität München

Vorstand: Prof. Dr. med. Dr. hc. Reinhard Putz

Entwicklung des subchondralen Mineralisationsgehalts der Facettengelenke im Verlauf nach Implantation der Bandscheibenendoprothese SB Charité III bei monosegmentalen lumbalen Osteochondrosen

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Philip Daniel Kern

aus München

2006

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät

der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. Magdalena Müller-Gerbl
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. med. dent. Ingrid Rudzki
	PD Dr. med. Christoph v. Schulze Pellengahr
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Dr. med. Hans-Heinrich Trouillier
Dekan:	Prof. Dr. med. Dietrich Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 03.04.2006

1 Inhaltsverzeichnis

1 Inhaltsverzeichnis 3
2 Einleitung 6
2.1 Epidemiologie 7
2.2 Funktionelle Anatomie der Lendenwirbelsäule 8
2.2.1 Wirbelkörper 9
2.2.2 Bandscheiben 9
2.2.3 Facettengelenke (Articulationes zygapophysiales) 11
2.2.4 Bänder 12
2.2.5 Muskeln 13
2.3 Bandscheibendegeneration (Diskose) 14
2.3.1 Folgen der Bandscheibendegeneration 16
2.3.2 Intervertebrale Osteochondrose 17
2.3.3 Arthrose der Facettengelenke (Spondylarthrose) 18
2.4 Schmerzentstehung im Bewegungssegment 19
2.4.1 Sensible Innervation 19
2.4.1.1 Bandscheiben und hinteres Längsband 20
2.4.1.2 Facettengelenke (Zygapophysialgelenke) 21
2.4.2 Schmerzursachen 21
2.4.2.1 Protrusion und Prolaps von Bandscheibenmaterial 22
2.4.2.2 Facettengelenke 22
2.4.2.3 Post-Diskotomiesyndrom 23
2.5 Operative Therapiemöglichkeiten der Lendenwirbelsäule 24
2.5.1 Bandscheibenoperationen 24
2.5.2 Spondylodese 25
2.5.3 Bandscheibenendoprothesen 26
2.5.3.1 Prothesen zum Ersatz der gesamten Bandscheibe (Typ A) 28
2.5.3.2 SB Charité III 29

2.5.3.3 Aesculap ProDisc II 30
2.5.3.4 Andere Prothesensysteme 31
2.6 Zielsetzung und Fragestellung 32
3 Grundlagen 34
3.1 Morphologische Veränderung des Knochens durch mechanische Belastung 34
3.2 Der subchondrale Knochen 34
3.2.1 Funktionen des subchondralen Knochens 35
3.2.2 Mineralisierungsverteilung und Gelenkdruck 36
3.3 Verfahren zur Messung der Knochendichte 37
3.3.1 CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) 37
4 Patientenkollektiv und Methoden 38
4.1 Patienten 38
4.2 Methoden 39
4.2.1 Gewinnung und Vorbereitung der CT-Scans 39
4.2.2 Erstellung von Dichtebildern der Gelenkflächen mittels CT-OAM 39
4.2.2.1 Erstellung dreidimensionaler Rekonstruktionen der Gelenkflächen 39
4.2.2.2 Segmentieren der subchondralen Knochenplatte 40
4.2.2.3 Projektion der Densitogramme auf die Gelenkflächen 40
4.2.2.4 Metallartefakte im Implantatsegment 41
4.2.3 Qualitative Auswertung der Densitogramme 42
4.2.3.1 Gestalt und Lage der Maxima 42
4.2.3.2 Symmetrieverhalten, Formabweichungen und Dichteänderungen 43
4.2.4 Quantitative Auswertung der Densitogramme 43
5 Ergebnisse 45
5.1 Qualitative Unterschiede der subchondralen Mineralisation 45
5.1.1 Gestalt und Lage der Maxima 45
5.1.2 Symmetrieverhalten, Formabweichungen und Dichteänderungen 46
5.2 Quantitative Unterschiede der subchondralen Mineralisation 49

5.2.1 Operiertes Segment 49
5.2.2 Kranial angrenzendes Segment 49
5.2.3 Kaudal angrenzendes Segment 50
6 Diskussion 52
6.1 Diskussion des Untersuchungsmaterial 52
6.2 Diskussion der Methode 52
6.3 Diskussion der Ergebnisse 54
6.3.1 Qualitativ: Mineralisationsmuster 54
6.3.2 Quantitativ: Mineralisationsgehalt 55
6.3.2.1 Operiertes Segment 55
6.3.2.2 Anschlußsegmente 57
6.3.3 Korrelation mit klinischen Befunden 57
7 Zusammenfassung 62
8 Anhang 65
8.1 Werte: Änderungen des Mineralisationsgrades 65
9 Literatur 70
Danksagung 78
Lebenslauf 79

2 Einleitung

Die Bandscheiben des Menschen unterliegen mit Beginn der aufrechten Körperhaltung einem kontinuierlichen, mehr oder weniger stark ausgeprägten Verschleiß. Dieser hat mehrere Ursachen. Zum einen weist die Bandscheibe selbst eine relativ geringe Stoffwechselrate und damit eine geringe Regenerationsfähigkeit auf, so daß die Verschleißerscheinungen mit steigendem Lebensalter zunehmen.

Darüber hinaus wird die unvermeidliche altersbedingte Degeneration der Bandscheiben durch unphysiologische Belastungsmuster begünstigt, vor allem durch ungünstige mechanische Einflüsse wie langes Sitzen in vorgebeugter Haltung und Bewegungsmangel.

Bei fast allen Menschen jenseits des 30. Lebensjahres sind bereits degenerative Veränderungen an den Bandscheiben festzustellen. In vielen Fällen sind diese jedoch asymptomatisch (Krämer 1994).

Eine fortschreitende Bandscheibendegeneration bzw. ein Bandscheibenschaden kann zur Osteochondrose führen (s. Kap. 2.3.2). Dabei kommt es zu reaktiven Veränderungen an den Endflächen der benachbarten Wirbel mit Randzackenbildung und knöchernen Überbrückungen, die auch als Abstützversuch des gelockerten Bewegungssegments interpretiert werden können (Putz und Müller-Gerbl 2003).

Eine Osteochondrose kann Ursache eines pseudoradikulären Schmerzsyndroms sein (s. Kap. 2.4.2). Das weitaus häufigste pseudoradikuläre Schmerzsyndrom ist das Facettensyndrom, welches durch eine Arthrose der kleinen Wirbelgelenke ausgelöst wird (Wittenberg und Rubenthaler 2001). Die Begriffe "Facettensyndrom" und "pseudoradikuläres Syndrom" werden auch synonym verwendet (Krämer 1994).

Die bei einer Osteochondrose immer bestehende Höhenminderung des Bandscheibenfaches führt zu einer Überlastung benachbarter Strukturen. Dazu zählen auch die Facettengelenke (kleine Wirbelgelenke, Articulationes zygapophysiales). Die Überlastung führt schließlich zur Arthrose der Facettengelenke (Vernon-Roberts und Pirie 1977; Gotfried, Bradford et al. 1986; Butler, Trafimow et al. 1990; Oegema und Bradford 1991; Fujiwara, Tamai et al. 1999). Die Facettengelenksarthrose ist eine bedeutende Ursache für Rückenschmerzen (Giles und Taylor 1987; Berven, Tay et al. 2002; Borenstein 2004). Die Hauptursache und Hauptdiagnose bei Rückenbeschwerden ist ein Schaden an der Bandscheibe, bereits an zweiter Stelle folgt beim älteren Patienten die Facettengelenksarthrose (Berven, Tay et al. 2002; Hoogland 2002).

2.1 Epidemiologie

Krankheiten der Wirbelsäule und des Rückens sind in Deutschland und vergleichbaren Industrieländern weit verbreitet. Die medizinische und sozio-ökonomische Bedeutung des Problems ist enorm.

Im Jahr 2002 wurden 18 Prozent aller Arbeitsunfähigkeitstage durch "Krankheiten der Wirbelsäule und des Rückens"[1] verursacht (AOK-Bundesverband 2004).

Nach Angaben des Verbands Deutscher Rentenversicherungsträger führten Rückenschmerzen, Bandscheibenerkrankungen, Osteochondrosen und Spondylarthrosen[2] in den Jahren 2000 bis 2003 zu durchschnittlich 11,8 Prozent aller tatsächlichen Rentenzugänge wegen verminderter Erwerbsfähigkeit (Verband Deutscher Rentenversicherungsträger 2001-2004).

Für Rückenschmerzen werden in Deutschland Punktprävalenzen ("Rückenschmerzen heute") von bis zu 40 % angegeben (Schumacher und Brähler 1999; Ludwig und Krämer 2002). Der resultierende Produktivitätsverlust soll bei 4 % des Bruttosozialprodukts liegen (Göbel 2001).

Dabei ist anzumerken, daß es sich in der überwiegenden Mehrzahl der Fälle um sogenannte unspezifische Rückenschmerzen handelt. Für diese findet sich, im Gegensatz zu den spezifischen Rückenschmerzen, keine identifizierbare anatomische oder neurophysiologische Ursache. Unspezifische Rückenschmerzen remittieren in der Regel innerhalb weniger Wochen. Etwa 80 % der Patienten sind nach zwei Monaten wieder beschwerdefrei.

Nur bei etwa 15 % der Patienten läßt sich eine spezifische Ursache feststellen (Diemer und Burchart 2002). Die bei weitem häufigste spezifische Ursache für Rückenschmerzen in der Lumbosakralregion (= Kreuzschmerz, "low back pain") sind bandscheibenbedingte Erkrankungen der Lendenwirbelsäule (Krämer 1994). Die Begriffe Rückenschmerz und Kreuzschmerz werden im deutschen Sprachgebrauch vielfach synonym verwendet. Der Anteil der thorakalen Rückenschmerzen liegt jedoch ohnehin bei unter zwei Prozent (Krämer, Köster et al. 2000; Ludwig und Krämer 2002).

Die Prävalenz von Rückenschmerzen nimmt im Alter nur geringfügig zu (Abbildung 1). An behandlungsbedürftigen bandscheibenbedingten Erkrankungen leiden vorwiegend Menschen mittleren Alters (Krämer 1994).

---

[1] ICD-10-Diagnoseschlüssel M40-M54
[2] einbezogene ICD-10-Diagnoseschlüssel: M42; M47; M50, M50.0 bis M50.3; M51, M51.0 bis M51.3

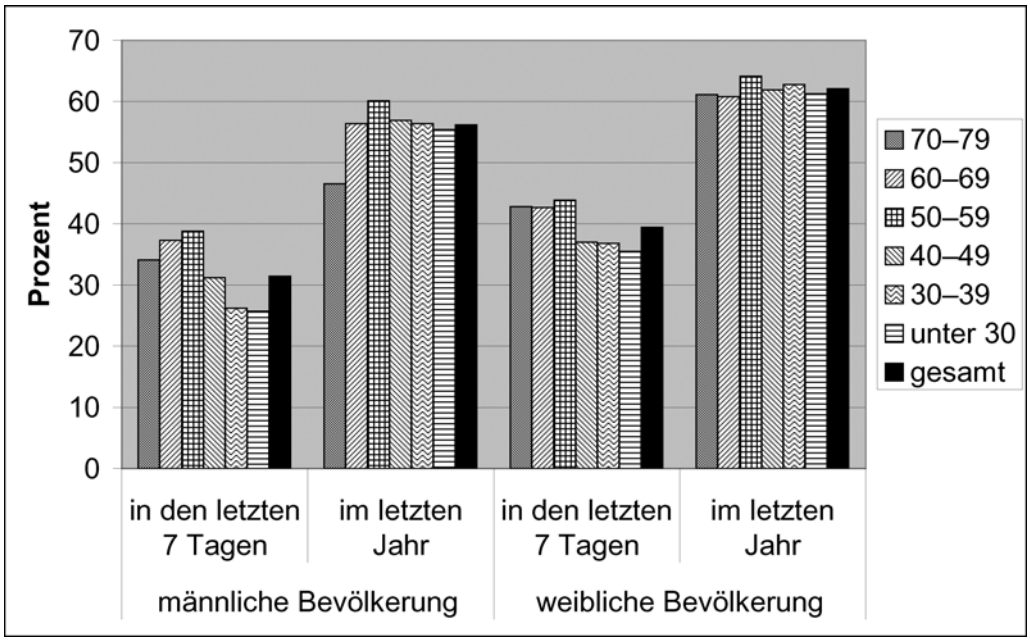


Abbildung 1: Prävalenz von Rückenschmerzen nach Alter (Diemer und Burchart 2002)

2.2 Funktionelle Anatomie der Lendenwirbelsäule

Die kleinste Funktionseinheit der Wirbelsäule ist nach Junghanns (1951) das *Bewegungssegment* (Abbildung 2). Dieser Begriff bezeichnet den Raum zwischen zwei Wirbelkörpern mit seinem Inhalt (Facettengelenke, Bandapparat, Nerven, Blutgefäße, Anteile der Rückenmuskulatur).

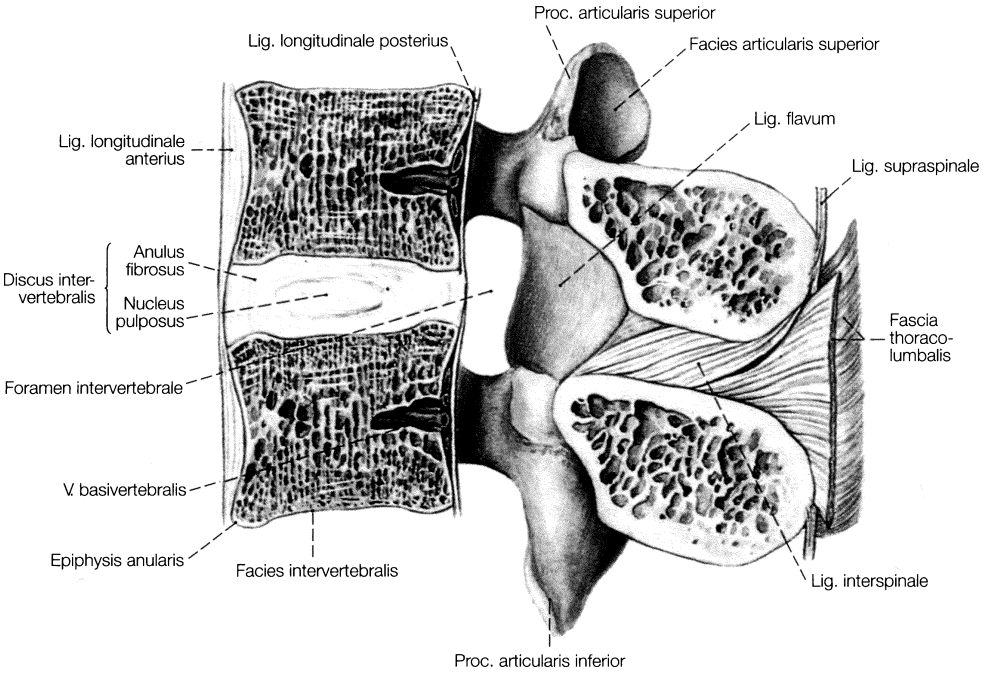


Abbildung 2: Lumbales Bewegungssegment (Putz und Müller-Gerbl 2003)

Die Wirbelsäule des Menschen besteht im allgemeinen aus 24 Bewegungssegmenten, von denen sieben auf die Hals-, 12 auf die Brust- und fünf auf die Lendenwirbelsäule entfallen.

Die Funktionen der Lendenwirbelsäule aus biomechanischer Sicht sind die axiale Stabilisierung des unteren Rumpfes, die Aufnahme von Druckkräften aus dem oberen Rumpf in aufrechter Körperhaltung und deren Weitergabe an das Sacrum und die untere Extremität sowie die Ermöglichung von Bewegungen zwischen Thorax und Becken.

Die fünf Lendenwirbel sind über jeweils drei Gelenke miteinander verbunden und lassen sich in anteriore und posteriore Elemente gliedern. Die anterioren Elemente sind die über die Bandscheiben synarthrotisch miteinander artikulierenden Wirbelkörper. Sie tragen einen Großteil der Körperlast und gewähren axiale Stabilität. Die posterioren Elemente werden durch die Dornfortsätze, Querfortsätze und Facettengelenke gebildet und sind für Bewegungssteuerung und -begrenzung verantwortlich, welche sowohl aktiv über die beteiligten Muskeln als auch passiv über die Facettengelenke und den Bandapparat stattfindet. Auch bei der Druckübertragung spielen die posterioren Elemente eine wichtige Rolle. Sie übertragen in Abhängigkeit vom Flexions- bzw. Extensionszustand bis zu 40 % der eingeleiteten Last. (Bogduk 2003; Putz und Müller-Gerbl 2003).

2.2.1 Wirbelkörper

Die kräftigen Lendenwirbelkörper sind in der Aufsicht bohnenförmig, von lateral und ventral rechteckig. Ihre Grund- und Deckplatten sind im Vergleich zu den Wirbelkörpern der anderen Wirbelsäulenabschnitte flächenmäßig am größten, um die hohe axiale Druckbelastung gleichmäßig verteilen zu können. Das durch die Randleiste begrenzte, siebartige Zentrum der Wirbelkörperoberfläche ermöglicht den Stoffaustausch per diffusionem zwischen dem Markraum des Wirbelkörpers und der Knorpelplatte (Krämer 1994).

Jeweils zwei benachbarte Wirbelkörper sind durch die Bandscheibe gelenkig miteinander verbunden (Symphysis intervertebralis). Bewegungen zwischen zwei Wirbelkörpern sind in allen Richtungen des Raums möglich: Kompression, Distraktion; Translation; sagittale, koronale und axiale Rotation (Bogduk 2003).

2.2.2 Bandscheiben

Die lumbalen Bandscheiben sind ventral höher als dorsal und tragen so zur normalen lordotischen Krümmung der Lendenwirbelsäule bei. Besonders die unterste Bandscheibe zwischen dem fünften Lendenwirbel und dem ersten Sakralwirbel weist eine ausgeprägte Keilform auf.

Die Bandscheibe besteht aus Nucleus pulposus und Anulus fibrosus. Den kranialen und kaudalen Abschluß bilden die knorpeligen Wirbelkörperendplatten.

Der Anulus fibrosus wird durch konzentrisch angeordnete Lamellen aus zugfesten Kollagenfasern gebildet. Die Fasern innerhalb einer Lamelle sind zueinander parallel angeordnet; ihre Ausrichtung zur Längsachse der Wirbelsäule beträgt etwa 65° und ist in aufeinanderfolgenden Lamellen jeweils genau entgegengesetzt (Abbildung 3). Die äußeren Fasern des Anulus fibrosus sind in der Randleiste des Wirbelkörpers verankert. Die inneren Anteile inserieren in der Abschlußplatte und durchlaufen diese teilweise horizontal, so daß sie den Nucleus pulposus umkapseln (Abbildung 4).

Durch die spezielle Anordnung der Faserlamellen und ihrer Mikrostruktur kann der Anulus fibrosus einerseits auftretenden Zugspannungen widerstehen. Darüber hinaus trägt er den Hauptanteil der axialen Last zwischen aufeinanderfolgenden Wirbelkörpern. Diese Funktion kann er jedoch nur dann erfüllen, wenn durch den Nucleus pulposus ein ausreichender Quelldruck gegeben ist, durch den ein "Einknicken" der Lamellen verhindert wird.

Der Nucleus besteht hauptsächlich aus einem äußerst hydrophilen Proteoglykan-Gel, welches durch ein osmotisches Gefälle Wasser in den Kern zieht und dort speichert. Er wirkt bei Belastung als ein nicht komprimierbares Wasserkissen. Bei axialer Druckbelastung wird das Proteoglykan-Gel von innen gegen den Anulus gepreßt, wodurch dieser unter Spannung gesetzt und somit gegen ein Einknicken stabilisiert wird (Abbildung 5). Ein verminderter Quelldruck führt zu erhöhter Belastung des Anulus fibrosus und zum Einknicken seiner Lamellen. Dies resultiert schließlich in Verschleißerscheinungen wie radiären Rißbildungen und Faserringaufbrüchen; es kommt zum Höhenverlust der Bandscheibe (Bogduk 2003).

Die gesunde Bandscheibe verleiht dem Bandapparat der Wirbelsäule eine ausreichende Vorspannung, indem sie einen physiologischen Abstand zwischen den Wirbelkörpern aufrechterhält. Kraftspitzen werden so durch ruckartiges Anspannen der Bandfasern vermieden (Putz und Müller-Gerbl 2003).

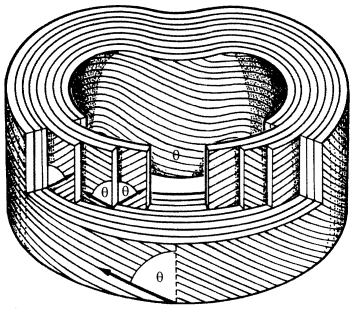


Abbildung 3: Ausrichtung der Fasern des Anulus fibrosus

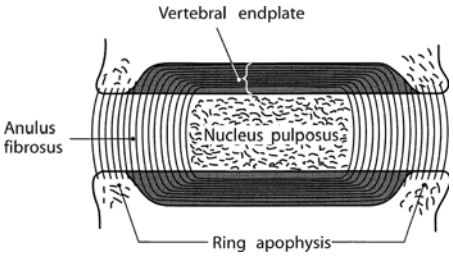


Abbildung 4: Verankerung der Anulusfasern in den Endplatten

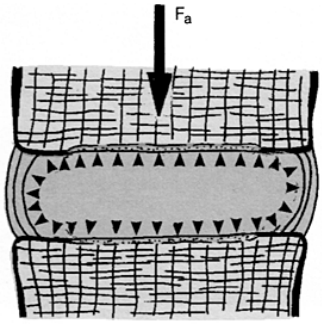


Abbildung 5: Wirkung des Quelldrucks

2.2.3 Facettengelenke (Articulationes zygapophysiales)

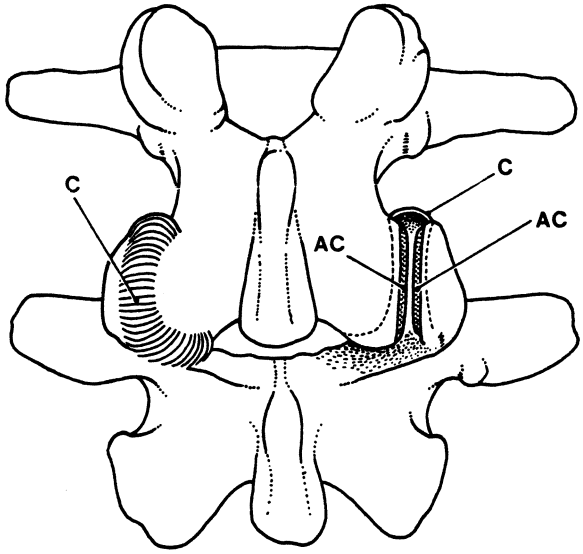


Abbildung 6: lumbale Facettengelenke (Bogduk und Twomey 1987)

Die Facettengelenke (Abbildung 6) sind paarige Synovialgelenke, die durch den Processus articularis inferior und den Processus articularis superior zweier aufeinander folgender Wirbel gebildet werden. Sie stellen den passiven Anteil des posterioren Elements und dienen zusammen mit den aktiven Anteilen (Muskeln) der Bewegungsbegrenzung. Zudem sind sie neben den Wirbelkörpern ebenfalls maßgeblich an der Druckübertragung innerhalb der Wirbelsäule beteiligt, indem sie den nach ventral gerichteten Schub aufnehmen und damit die Bandscheiben vor zu großen Scherkräften schützen.

Die Gelenkflächen sind von hyalinem Knorpel bedeckt, dessen Dicke an verschiedenen Stellen stark variieren kann. Sie ist im Zentrum am größten und nimmt zu den Rändern hin ab. Die Form der Gelenkflächen wird in erster Linie durch den Knorpelbelag, weniger durch die knöcherne Unterlage bestimmt. Ein flächenhafter Kontakt der Gelenkkörper kommt in der Regel nur bei Normalhaltung zustande, bereits bei geringen Bewegungen kommt es zum Auseinanderklaffen der Gelenkflächen mit erhöhter Beanspruchung in den Randbereichen.

In der Lendenwirbelsäule besteht eine große Variabilität der Gelenkflächen, so daß diese sich nicht mit einfachen geometrischen Formen beschreiben lassen. Allgemeine Merkmale sind ein in der Aufsicht eher frontal eingestellter medialer Anteil und ein nach dorsal oder dorsolateral eingestellter sagittaler Anteil (Müller-Gerbl 1992).

Der frontal eingestellte, mediale Anteil dient der Aufnahme der Ventralschubkomponente und damit zum Schutz vor zu großen Scherkräften auf die Bandscheibe. Der außer bei extremer Dorsalflexion ständig wirkende Ventralschub ergibt sich aus dem schrägen Verlauf der Resultierenden aus Körpergewicht und Wirkung der autochthonen Rückenmuskulatur und kann bis

zu 40 % der eingeleiteten Kraft ausmachen. Bedingt durch die sagitto-frontale Einstellung der Gelenkflächen in der Lendenwirbelsäule wirkt hier die Ventralschubkomponente fast ausschließlich als Normalkraft, was sich positiv auf die Stabilität auswirkt. (Müller-Gerbl 1992).

Die Beschränkung der Rotation findet durch den lateralen, sagittal eingestellten Anteil der Gelenkfläche statt. Die Rotationsachse verläuft dabei vertikal etwa durch das dorsale Drittel des Wirbelkörpers. Bei der Rotation des Wirbelkörpers um diese Achse wird zunächst der Anulus fibrosus unter Spannung gesetzt und sogleich die Bewegung durch kontralaterales Auftreffen des Proc. articularis inf. auf den Proc. articularis sup. gestoppt (Abbildung 7). Der maximale Rotationswinkel wird so auf etwa 3° beschränkt, was Torsionsverletzungen des Anulus fibrosus verhindert. Allerdings verlagert sich bei Kontakschluß der beiden Gelenkflächen die Rotationsachse in das Facettengelenk selbst, so daß es bei entsprechend hoher Torsionskraft zur weiteren Rotation um diese neue Achse kommt. Dadurch wird der Anulus fibrosus zusätzlich durch eine laterale Scherkraft unter Spannung gesetzt. Findet dies bei gebeugter Körperhaltung statt, durch welche die Fasern des Anulus unter zusätzlicher Vorspannung stehen, kann es zu einer Torsionsverletzung kommen (Bogduk 2003; Putz und Müller-Gerbl 2003).

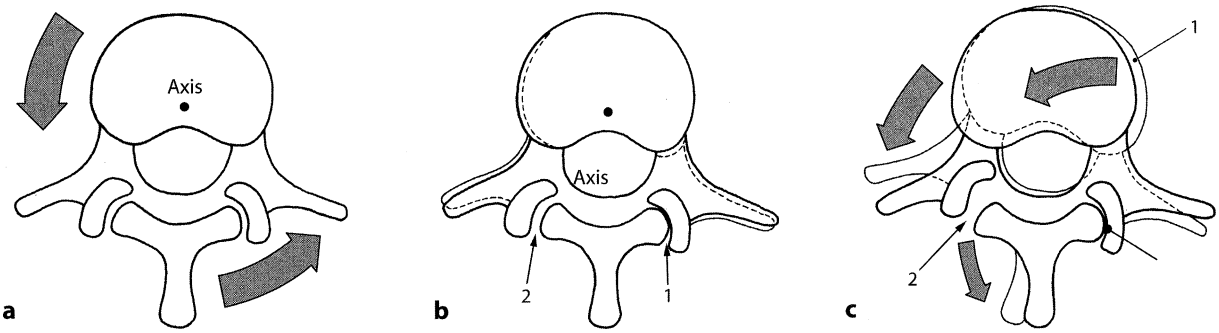


Abbildung 7: Wirkung der Facettengelenke bei Axialrotation (Bogduk 2003)

2.2.4 Bänder

Die kräftig ausgebildeten Bänder der Lendenwirbelsäule haben mit Ausnahme des vorderen Längsbandes und der Ligamenta flava einen zur Längsachse schrägen oder queren Verlauf und können dadurch Bewegungsabläufe passiv bremsen.

Das Ligamentum longitudinale anterius (vorderes Längsband) verbindet die Wirbelkörper und überspannt die Zwischenwirbelscheiben, ohne mit diesen verbunden zu sein. Das Ligamentum longitudinale posterius (hinteres Längsband) hingegen haftet fest an den Zwischenwirbelscheiben und überspringt die Wirbelkörper. Es strahlt schräg in die obere Randleiste der Wirbelkörper und in das Periost der Wirbelbogenfüße ein. Die durch den Druck der Bandscheiben unter Vorspannung stehenden Längsbänder machen die Wirbelsäule zu einem "elastischen Stab" und verleihen ihr die charakteristischen Krümmungen, durch die Belastungsstöße abgefedert werden.

Die Ligamenta transversa beschränken das Bewegungsausmaß der Wirbelgelenke und dienen als Verstärkungsbänder. Sie sind nur in der Lendenwirbelsäule durch sehr feste, nahezu quer zur Längsachse verlaufende Kollagenfaserbündel gekennzeichnet, die von der Hinterkante des unteren zur Außenkante des oberen Gelenkfortsatzes ziehen.

Vorwiegend aus elastischen Fasern bestehen die Ligamenta flava, die in Längsrichtung zwischen den Wirbelbögen ausgespannt sind. Sie stehen unter starker Vorspannung und wirken dem nach vorne gerichteten Zug aus Rumpfgewicht und vorderer Rumpfmuskulatur entgegen. Beim Wiederaufrichten der nach ventral gebeugten Wirbelsäule entlasten sie die Rückenmuskulatur.

Die schräg nach hinten ansteigenden Ligamenta interspinalia verbinden die Dornfortsätze miteinander und wirken so einer Dorsalverschiebung des jeweils kranialen Wirbels entgegen. Zusätzlich dämpfen sie die Ventralflexion.

Die Schutzfunktion des Bandapparates vor Extrembewegungen ist von einer ausreichenden Vorspannung abhängig. Bei einer Höhenminderung des Bandscheibenfaches, wie sie bei einer Bandscheibendegeneration stattfindet, geht diese Vorspannung verloren. Dadurch können bereits geringfügige äußere Kräfte zu ruckartigen Verschiebungen und hohen lokalen Spannungsspitzen innerhalb des Bewegungssegments führen (Putz und Müller-Gerbl 2003).

2.2.5 Muskeln

Die Muskelmasse des Rückens wird allgemein untergliedert in eine oberflächliche Muskelgruppe und eine tiefere, autochthone (an Ort und Stelle entstandene) Muskulatur (Abbildung 8). Für die Lendenwirbelsäule ist vor allem letztere von Bedeutung.

Die autochthone Rückenmuskulatur bildet in ihrer Gesamtheit den M. erector spinae, wobei es sich nicht um einen einzelnen Muskel, sondern um die begriffliche Zusammenfassung mehrerer Muskeln handelt. Dieser dicke Muskelstrang liegt in einer osteofibrösen Röhre in der Rinne lateral der Dornfortsätze. Es wird ein medialer und ein lateraler Anteil unterschieden.

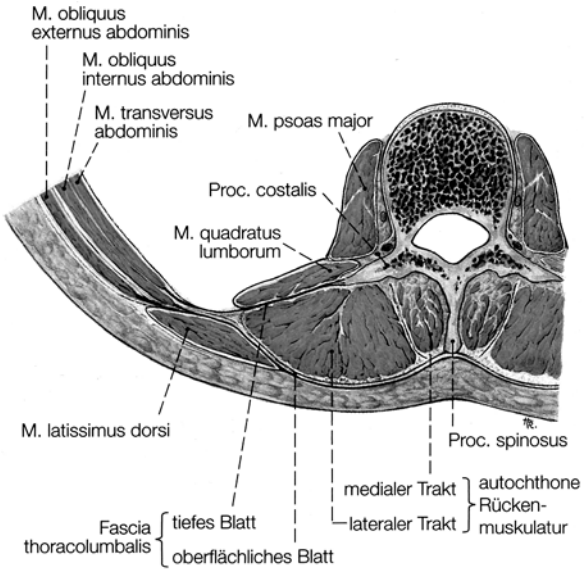


Abbildung 8: Rückenmuskeln (Putz und Müller-Gerbl 2003)

Die Muskeln der autochthonen Rückenmuskulatur sind an allen Bewegungen der Wirbelsäule beteiligt, indem sie diese entweder durch Kontraktion selbst bewirken oder durch ihre Tonusminderung ermöglichen, wie z.B. die Ventralflexion unter Ausnutzung der Schwerkraft. Eine zweite Funktion ist die Sicherung der aufrechten Körperhaltung (Frick, Leonhardt et al. 1992).

Für die Lendenwirbelsäule sind vor allem der zum medialen Anteil der autochthonen Rückenmuskulatur gehörende M. multifidus sowie die zum lateralen Trakt gehörenden Mm. longissimus thoracis pars lumborum und iliocostalis lumborum von Bedeutung. Der M. multifidus verbindet die Procc. spinosi mit den Procc. mamillares oder dem Sacrum. Der M. longissimus thoracis pars lumborum verbindet die Proc. accessorii mit dem Darmbein. Aufgrund ihrer axialen Ausrichtung können die Muskeln bei der Steuerung der sagittalen Rotation über die als Hebelarme fungierenden Dorn- und Querfortsätze beträchtliche Druckkräfte von bis zu 4000 N auf die Lendenwirbelsäule ausüben. Dies entspricht dem fünf- bis zehnfachen des passiven Gewichts des oberen Rumpfes. Damit spielen die Rückenmuskeln bei der Druckbelastung der Lendenwirbel und ihrer Bandscheiben die Hauptrolle. Zur Begrenzung der Rotation tragen die genannten Muskeln aufgrund ihrer axialen Orientierung nur wenig bei. Diese wird durch die schräge Bauchmuskulatur gesteuert (Bogduk 2003).

2.3 Bandscheibendegeneration (Diskose)

Bei der Bandscheibe eines Erwachsenen handelt es sich um das größte zusammenhängende avaskuläre Gebilde im Organismus, eine Einsprossung von Blutgefäßen findet sich jedoch bei degenerierten Bandscheiben (Kauppila 1995). Die fehlende Gefäßversorgung und damit schlechte Ernährungslage bedingt eine frühzeitige Alterung des Bandscheibengewebes, die

durch statisch-mechanische Einflüsse wie Bewegungsarmut und Haltungskonstanz in ungünstiger Position noch gefördert wird (Krämer 1994; Buckwalter 1995).

Beim Menschen verschwinden die Blutgefäße aus dem Zwischenwirbelabschnitt mit Beginn der aufrechten Haltung zwischen dem ersten und zweiten Lebensjahr. Ab diesem Zeitpunkt findet ein Stoffaustausch nur noch durch Diffusion vor allem durch die Knorpelplatten der Wirbelkörper statt (Putz und Müller-Gerbl 2003). Da die Transportmechanismen an der Bandscheibengrenze bei den meisten Menschen nicht ausreichen, um eine konstante Versorgung der Bandscheibenzellen über Jahrzehnte hinweg zu gewährleisten, finden im Bandscheibengewebe selbst keine reparativen Vorgänge mehr statt. Mit der verschlechterten Stoffwechsellage beginnt der Verschleiß der Bandscheiben somit bereits im Kindesalter. Er ist gekennzeichnet durch einen kontinuierlichen Verlust von Wasser und Proteoglykanen aus der Gelmatrix des Nucleus pulposus, was zu einer Abnahme des Quelldrucks und langfristig zur Überlastung der Fasern des Anulus fibrosus (s.a. Kap. 2.2.2) mit dessen Zermürbung und letztlich zur Höhenminderung der Bandscheibe führt (Krämer 1994).

Weitere typische Verschleißmerkmale sind konzentrische Spalten und Radiärrisse im Faserring mit Aussackungen des Gallertkerns und röntgenologisch sichtbare Gasansammlungen in dem durch Degeneration entstandenen Hohlraumsystem der Bandscheibe ("Vakuum-Phänomen").

Schon im dritten Lebensjahrzehnt zeigen alle Strukturen des Zwischenwirbelabschnitts regelmäßig solche degenerativen Veränderungen. Es konnte nachgewiesen werden, daß bei Patienten mit Bandscheibendegeneration der Proteoglykan- und damit Wassergehalt im Bereich der gesamten Wirbelsäule erniedrigt war. Auch eine genetische Prädisposition für die Degeneration wird diskutiert (Martin, Boxell et al. 2002).

Da die Mehrheit der degenerativen Veränderungen asymptomatisch ist, werden solche jedoch erst dann als bandscheibenbedingte Erkrankung gewertet, wenn Schmerzen oder Funktionsstörungen auftreten (Krämer 1994).

2.3.1 Folgen der Bandscheibendegeneration

Die Degeneration der Bandscheibe führt zu einer Veränderung der biomechanischen Verhältnisse im Bewegungssegment (Niosi und Oxland 2004). Zu den Folgen, die durch die Höhenminderung und die verminderte Wandspannung des Anulus fibrosus entstehen können, zählen

- segmentale Instabilität,
- verringerte Vorspannung des Bandapparates,
- Einengung des Foramen intervertebrale,
- gestörte Druckübertragung zwischen den Segmenten,
- verstärkte Belastung der Bandscheiben der Nachbarsegmente sowie
- Überlastung der kleinen Wirbelgelenke und ihrer Kapseln.

Die Bandscheibe ist die wichtigste Struktur zur Aufrechterhaltung lumbaler Stabilität (Krismer, Haid et al. 1997). Die bei reduzierter Bandscheibenhöhe vorhandenen makroskopischen Fissuren im Anulus fibrosus reduzieren dessen Wandspannung derart, daß es zur segmentalen Instabilität kommen kann. So konnte bei bestehenden Rissen im Faserring eine beträchtlich erhöhte Axialrotation nachgewiesen werden (Krismer, Haid et al. 2000).

Zudem verleiht die gesunde Bandscheibe dem Bandapparat der Wirbelsäule eine ausreichende Vorspannung, indem sie einen physiologischen Abstand zwischen den Wirbelkörpern aufrechterhält. Kraftspitzen werden so durch ruckartiges Anspannen der Bandfasern vermieden. Bei einem Verlust dieser Schutzfunktion durch mangelnde Vorspannung können bereits geringfügige äußere Kräfte zu hohen lokalen Spannungsspitzen innerhalb des Bewegungssegments führen (Putz und Müller-Gerbl 2003).

Durch die räumliche Annäherung der Wirbelkörper bei Höhenminderung der Bandscheibe kommt es weiterhin zu einer Einengung der Foramina intervertebralia, was bei mechanischer Irritation der Nervenwurzeln Auslöser einer Radikulärsymptomatik sein kann (Krämer 1994).

Nur wenige Studien existieren bisher zum unmittelbaren Zusammenhang zwischen der Höhe des Zwischenwirbelraums und der mechanischen Belastung der Facettengelenke. Aus biomechanischer Sicht ist offensichtlich, daß es durch die Höhenabnahme der anterioren Elemente zu einer Störung der Druckübertragung mit Verlagerung der Last auf die posterioren Elemente kommt (Niosi und Oxland 2004).

Dunlop (1984) konnte mit Hilfe druckempfindlicher Indikatorfolien an 12 lumbalen Wirbelsäulenpräparaten nachweisen, daß bei einer Höhenminderung des Bandscheibenfaches der Druck zwischen den Gelenkflächen der Facettengelenke signifikant ansteigt.

Yang und King (1984) ermittelten in einer weiteren in-vitro-Studie mit einem speziellen Kraftaufnehmer den Anteil der eingeleiteten Last, der durch die Bandscheibe übertragen wird, und berechneten daraus den über die Facettengelenke übertragenen Druck. Auf der Basis der experimentellen Daten entwickelten sie ein Finite-Elemente-Modell, mit dem eine bei verschmälerter Bandscheibe signifikant erhöhte Facettenlast vorhergesagt werden konnte.

In einer Tierversuchsstudie mit 29 Mischlingshunden wurde nach einer mittels Chymopapain induzierten Höhenabnahme der Bandscheibe eine radiologisch sichtbare Verschmälerung des Gelenkspalts der Facettengelenke beobachtet (Gotfried, Bradford et al. 1986).

Trotz der geringen Anzahl an Studien zum Kausalzusammenhang zwischen Höhenminderung des Segments und Facettenlast vertreten viele Autoren die biomechanisch einleuchtende und auf klinischer Erfahrung beruhende Ansicht, daß die Degeneration der Bandscheibe durch die vermehrte Druckübertragung über die kleinen Wirbelgelenke eine Arthrose dieser Gelenke verursachen kann (Vernon-Roberts und Pirie 1977; Gotfried, Bradford et al. 1986; Butler, Trafimow et al. 1990; Oegema und Bradford 1991; Buckwalter 1995; Fujiwara, Tamai et al. 1999; Borenstein 2004; Niosi und Oxland 2004).

Anhand eines Finite Elemente-Modells einer degenerierten lumbalen Bandscheibe konnte gezeigt werden, daß die gestörte Druckübertragung im erkrankten Segment zu einem Anstieg der Von Mises-Spannungen[1] im Anulus fibrosus der Nachbarsegmente führt (Schmidt 2003).

2.3.2 Intervertebrale Osteochondrose

Die Osteochondrose kann als eine sekundäre Veränderung der Bandscheibendegeneration angesehen werden (Ludwig und Krämer 2001). Es handelt sich dabei um einen degenerativen Prozeß mit Beteiligung von Wirbelkörperendplatten, Nucleus pulposus und Anulus Fibrosus, der durch Verschmälerung des Zwischenwirbelraums, Gasansammlungen im Bandscheibengewebe und reaktive Veränderungen der Wirbelkörper charakterisiert ist (Fardon und Milette 2001).

Radiologische Merkmale sind eine Höhenminderung des Bandscheibenfaches sowie charakteristische knöcherne Anbauten an den Wirbelkörpern, die als Abstützversuch des gelockerten Bewegungssegments interpretiert werden können (Putz und Müller-Gerbl 2003).

Die mit der Osteochondrose einhergehenden Vorgänge sind häufig Ursache eines Lumbalsyndroms. Durch die räumliche Annäherung der Wirbelkörper, knöcherne Anbauten sowie durch Protrusionen oder Prolapse von Bandscheibenmaterial kommt es zu einer Einengung der

[1] Umrechnung bestimmter Komponenten des Spannungstensors in eine Vergleichsgröße, die immer positiv ist und sich als Maß für die lokale Belastung eines Körpers eignet

Foramina intervertebralia mit dem erhöhten Risiko einer Radikulärsymptomatik. Höhenminderung im Bandscheibenfach sowie segmentale Instabilität können zudem zur Überdehnung der Kapseln der Facettengelenke führen, die wegen ihrer zahlreichen Rezeptoren als Schmerzursache von großer Bedeutung sind (Krämer 1994).

2.3.3 Arthrose der Facettengelenke (Spondylarthrose)

Moore, Crotti et al. (1999) konnten im Tierversuch mit 42 männlichen Merinoschafen nachweisen, daß die Spondylarthrose Spätfolge einer Bandscheibendegeneration sein kann. Durch Inzision des Anulus fibrosus initiierten sie künstlich eine Degeneration lumbaler Bandscheiben. 4 bis 12 bzw. 18 bis 24 Monate postoperativ stellten sie ein signifikant höheres Vorkommen von Arthroseanzeichen im Vergleich zur unoperierten Kontrollgruppe fest. Diese Beobachtung beschränkte sich nicht nur auf das künstlich degenerative Segment. Teilweise wiesen auch die Facettengelenke der Nachbarsegmente frühe Kennzeichen einer Osteoarthrose auf, was auf einen weitreichenderen Einfluß der Bandscheibenläsion auf die biomechanischen Eigenschaften der Wirbelsäule hindeutet.

Die Injektion von Chymopapain in die Bandscheiben von Mischlingshunden verursachte neben der in Kap. 2.3.1 erwähnten Gelenkspaltverschmälerung auch pathologische biochemische Veränderungen des Gelenkknorpels der Facettengelenke (Gotfried, Bradford et al. 1986).

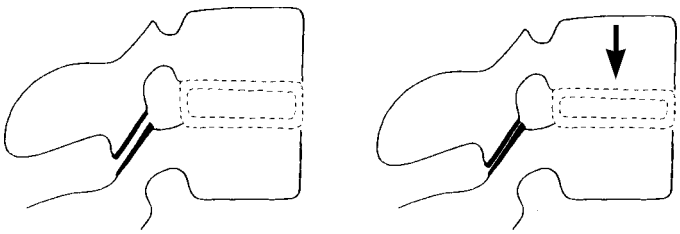


Abbildung 9: Wirkung der Höhenminderung auf die Facettengelenke (Krämer 1994)

Der Höhenverlust der Bandscheibe verursacht eine Dislokation des oberen Wirbels nach kaudal (Abbildung 9). Damit kommt es zu einer Verschmälerung des Gelenkspalts zwischen den korrespondierenden Processus articularis inferior bzw. superior. Die veränderte Grundstellung des Gelenks führt zur Überdehnung der Gelenkkapsel und zu einer verstärkten Druckübertragung und chronischen Überlastung, die schließlich zur Arthrose der Facettengelenke führt (Vernon-Roberts und Pirie 1977; Gotfried, Bradford et al. 1986; Butler, Trafimow et al. 1990; Oegema und Bradford 1991; Prescher 1998; Fujiwara, Tamai et al. 1999).

Die Arthrose auf eine rein mechanisch bedingte Verschleißerscheinung zu reduzieren wäre nach heutigen Erkenntnissen jedoch unzutreffend. Burr und Radin (2003) sehen mechanische Überlastung als Ursache für Mikroschäden des subchondralen Knochens an, durch die eine

biologische Antwort provoziert wird. Diese Reaktion, an der verschiedene Zytokine beteiligt sind, wirkt sich in der progressiven Schädigung des Gelenkknorpels aus.

Klinische Kennzeichen neben der allmählichen Zerstörung des hyalinen Knorpels sind Umbauvorgänge im darunterliegenden Knochen (Verdichtung, Zystenbildung) und, gewissermaßen als Abstützversuch, eine kompensatorische Vergrößerung der Gelenkfläche durch Bildung von Osteophyten in den Randzonen des Gelenks. Auch eine Entzündung der Synovialmembran als Reaktion auf abgeriebenes Knorpel- und Knochenmaterial ist häufig (Detritussynovitis). Die Deformation des Gelenks führt zu einer schmerzhaften Bewegungseinschränkung und kann bei Vorwölbung in den Wirbelkanal eine Spinalkanalstenose zur Folge haben (Prescher 1998; Ludwig und Krämer 2001).

2.4 Schmerzentstehung im Bewegungssegment

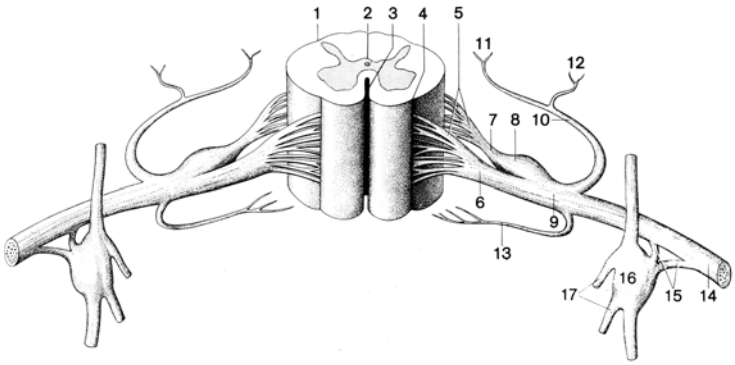
2.4.1 Sensible Innervation

Die Innervation der Lendenwirbelsäule (Abbildung 10) wurde u.a. von Bogduk (1983; 2000) beschrieben. Zu den innervierten Strukturen gehören Plexus venosi vertebralis, Dura mater, Facettengelenke, Bänder und Laminae der Wirbelbögen, Rückenmuskeln und ihre Faszien, Wirbelkörper mit Periost, Längsbänder und Bandscheiben.

Im folgenden soll nur die Versorgung von Bandscheiben, Facettengelenken und hinterem Längsband beschrieben werden. Die Innervation weiterer Strukturen ist in Tabelle 1 zusammengefaßt.

Innervation	Struktur
Rami anteriores	
muskuläre Äste	Mm. psoas, quadratus, intertransversarii
skelettale Äste	Lig. longitudinale anterius Anulus fibrosus Periost
R. meningeus (Sinuvertebralnerv)	Lig. longitudinale posterius Anulus fibrosus Dura Basivertebrale Venen Epidurale Venen
Rami posteriores	
laterale und intermediäre* Äste	Mm. iliocostalis, longissimus, multifidus
mediale Äste	Ligg. interspinalia Facettengelenke
* der intermediäre Ast ist variabel und entspringt häufig vom lateralen Ast	

Tabelle 1: Sensible Innervation der Lendenwirbelsäule (Bogduk 1983)



1	Sulcus posterolateralis	9	N. spinalis
2	Sulcus medianus posterior	10	R. posterior mit R. medialis (11) und lateralis (12)
3	Fissura mediana anterior	13	R. meningeus
4	Sulcus anterolateralis	14	R. anterior
5	Fila radicularia	15	Rr. communicantes
6	Radix anterior	16	Ganglion trunci sympathici
7	Radix posterior	17	Nn. splanchnici
8	Ganglion spinale		

Abbildung 10: Ursprung der sensiblen Innervation (Frick, Leonhardt et al. 1992)

2.4.1.1 Bandscheiben und hinteres Längsband

Über das Vorhandensein einer Innervation der Bandscheiben besteht heute kein Zweifel mehr. Sie erstreckt sich bei normalen Bandscheiben jedoch nur in das äußere Drittel des Anulus fibrosus, nicht aber in den Nucleus pulposus.

Quellen der neuralen Versorgung der Bandscheiben sind der R. meningeus (Sinuvertebralnerv), der auch durch mehrere dünne Filamente repräsentiert sein kann, die Rami communicantes und die Rami anteriores der jeweiligen Spinalnerven. Die Innervation des posterolateralen Anulus ist deutlich dichter als die des anterioren Anteils.

Der R. meningeus enthält sowohl somatische Fasern aus dem Ramus anterior als auch autonome Fasern aus dem Ramus communicans griseus. Er innerviert die posterioren Anteile des Anulus fibrosus und das hintere Längsband, dem aufgrund der Dichte seiner Innervation eine bedeutende Rolle bei der Nozizeption zukommt (van Roy, Barbaix et al. 2001). Die lateralen und anterioren Anteile des Anulus (wie auch des vorderen Längsbandes) werden durch Fasern aus dem Ramus anterior und dem Sympathikus versorgt.

Charakteristisch für die Sinuvertebralnerven der einzelnen Segmente ist eine Überlappung ihrer Fasern. Sie erstrecken sich jeweils in das kranial gelegene sowie in die zwei kaudal gelegenen Segmente.

Mit immunhistochemischen Methoden konnte gezeigt werden, daß degenerierte Bandscheiben mehr Nerven (und Blutgefäße) enthalten als normale. Mit Hilfe von Neuropeptid-Markern ließen sich in normalen lumbalen Bandscheiben nur in den äußersten Schichten des Anulus fibrosus Nervenendigungen nachweisen (Palmgren, Gronblad et al. 1999). Bei degenerierten Bandscheiben hingegen wurden auch in den inneren Anteilen des Anulus fibrosus und im

Nucleus pulposus isolierte Nervenendigungen identifiziert, die das Neuropeptid *Substanz P* freisetzten. Zudem besteht ein positiver Zusammenhang zwischen Ausmaß der Innervation und Schmerz im betroffenen Segment (Freemont, Peacock et al. 1997). In einer weiteren Studie wurde ebenfalls ein Zusammenhang zwischen Degeneration und Substanz P-Immunoreaktivität festgestellt (Coppes, Marani et al. 1997).

2.4.1.2 Facettengelenke (Zygapophysialgelenke)

Die Kapseln der Facettengelenke verfügen über reichlich verkapselte, unverkapselte und freie Nervenendigungen. Sie sind somit in der Lage, propriozeptive und nozizeptive Informationen zu übermitteln. Ihre Fähigkeit, Kreuzschmerzen zu verursachen, ist nachgewiesen (Bogduk 2000).

Die Nervenfasern der Facettengelenke stammen aus dem medialen Ast des Ramus posterior. Jeder mediale Ast versorgt mit einem aufsteigenden Ast das kranial gelegene sowie mit einem absteigenden Ast das kaudal gelegene Facettengelenk.

2.4.2 Schmerzursachen

Schmerzsyndrome im Bereich der Lendenwirbelsäule werden als Lumbalsyndrome bezeichnet. Neben lokalen Formen werden radikuläre und pseudoradikuläre Formen unterschieden. Radikuläre und pseudoradikuläre Syndrome sind durch Schmerzen gekennzeichnet, die ins Bein ausstrahlen. Radikulärsyndrome sind meist direkt durch einen Bandscheibenschaden bedingt (primär diskogen). Das pseudoradikuläre Lumbalsyndrom dagegen hat seine Ursache in der Regel in den Facettengelenken (sekundär diskogen bzw. arthrogen) und wird deshalb auch als Facettensyndrom bezeichnet. Radikulärsyndrome werden durch Reizung bzw. Kompression einer Nervenwurzel durch Bandscheibenmaterial ausgelöst. Die Schmerzausstrahlung erstreckt sich entlang der Dermatomgrenzen, in Abhängigkeit von der Höhe des Bandscheibenschadens. Störungen der Sensibilität sowie Reflex- und motorische Ausfälle sind möglich. Dagegen können die Schmerzen beim pseudoradikulären Syndrom nicht segmental zugeordnet werden, die Sensibiliät ist ungestört, Reflex- und motorische Ausfälle fehlen (Krämer 1994; Krämer, Köster et al. 2000; Wittke 2003).

Aufgrund der Vielfalt möglicher Schmerzursachen in der Lendenwirbelsäule sowie im Kontext zur Fragestellung der vorliegenden Arbeit soll hier nur auf primär diskogene und sekundär diskogene bzw. arthrogene Schmerzen sowie auf das Post-Diskotomiesyndrom eingegangen werden. Andere mögliche Schmerzursachen wie Frakturen oder Infektionen werden nicht näher beschrieben.

2.4.2.1 Protrusion und Prolaps von Bandscheibenmaterial

Der Begriff Protrusion steht für Bandscheibenvorwölbung mit erhaltenem Bandscheibenring, beim Prolaps ist der Anulus fibrosus perforiert und Bandscheibengewebe ausgetreten.

Dislozierte Bandscheibenmaterial kann durch Druck auf das reichlich sensibel innervierte hintere Längsband oder die Spinalnervenwurzel Auslöser primär diskogener Schmerzen bzw. eines Radikulärsyndroms sein. Auch biochemische induzierte Wurzelirritationen im Sinne einer Fremdkörperreaktion durch in den Wirbelkanal eingedrungenes Bandscheibengewebe sind möglich, im Rahmen der Entzündung kommt es zum Wurzelödem. Einen Überblick über die Stadien der Verlagerung und ihre klinische Einteilung gibt Abbildung 11.

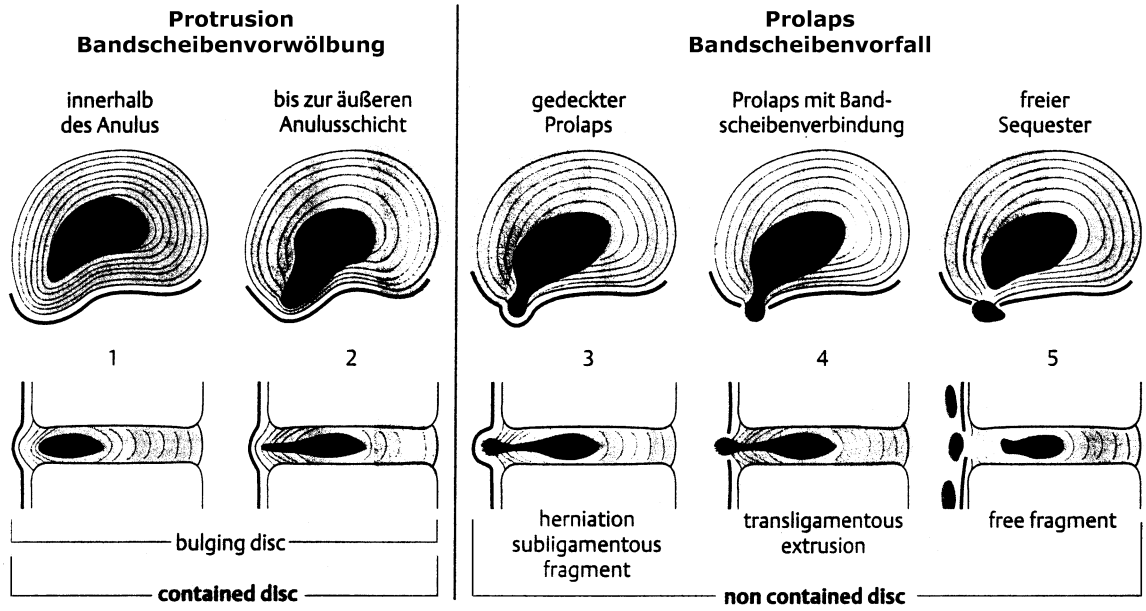


Abbildung 11: Protrusion und Prolaps (Krämer, Köster et al. 2000)

2.4.2.2 Facettengelenke

Der Wirbelgelenkschmerz (Facettensyndrom, pseudoradikuläres Syndrom) ist sekundär auf degenerative Veränderungen im Zwischenwirbelabschnitt zurückzuführen (sekundär diskogen). Die Kapseln der Wirbelgelenke besitzen zahlreiche Schmerzrezeptoren und sind damit als Schmerzursache im Bewegungssegment von großer Bedeutung (Krämer 1994; Bogduk 2000). Bei einem Höhenverlust der Bandscheibe kommt es zur pathologischen Belastung der Wirbelgelenkkapseln (Abbildung 12).

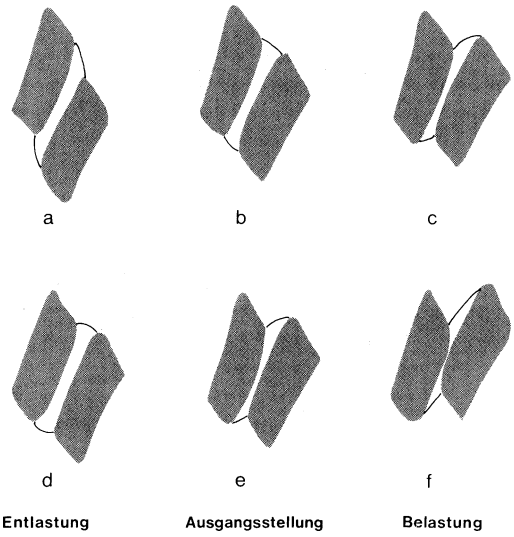


Abbildung 12: Verhalten eines Wirbelgelenks bei Extension und Flexion in normaler (a-c) und pathologischer (d-f) Ausgangsstellung, wie sie z.B. bei höhenverminderter Bandscheibe auftritt (Krämer 1994).

Weiterhin kann es durch Fehl- und Überbelastung infolge einer Höhenminderung der Bandscheibe zur Arthrose der Facettengelenke kommen (s. Kap. 2.3.3). Diese wurde allerdings auch isoliert beobachtet, d.h. ohne feststellbare Degeneration der Bandscheibe (Bogduk 2000).

Die Facettengelenksarthrose ist eine bedeutsame Ursache für Rückenschmerzen (Giles und Taylor 1987; Berven, Tay et al. 2002; Borenstein 2004).

2.4.2.3 Post-Diskotomiesyndrom

Nach Krämer (1994) bezeichnet das Post-Diskotomiesyndrom (PDS, engl. *failed back surgery syndrome*) eine anhaltend starke Beschwerdesymptomatik nach Operation einer lumbalen Bandscheibe, die durch Segmentinstabilität und Verwachsungen im Wirbelkanal mit Reizung der Nervenwurzel hervorgerufen wird. Eine einheitliche Definition des Post-Diskotomiesyndroms existiert allerdings nicht, die Identifikation einzelner Ursachen ist oft schwierig. Für persistierende Beschwerden nach Bandscheibenoperationen im allgemeinen kommen eine Reihe von Faktoren in Betracht: erneuter Prolaps oder Protrusion, narbige Verwachsungen im Bereich des Spinalnerven, spinale Instabilität, postoperative Infektion bzw. Spondylodiszitis, Spinalstenose, Arthrose der Wirbelgelenke, Osteochondrose, psychosoziale Gesichtspunkte (Ivanic, Pink et al. 2001).

Die Häufigkeit des PDS wird mit bis zu 40 % angegeben (Grifka und Anders 2000). Bei 3 bis 14 % sind die Beschwerden so stark, daß ein erneuter operativer Eingriff erforderlich ist (Krämer 1994). Dieser ist in der Regel eine Re-Diskotomie oder, im Falle wiederholter Rezidive oder sekundärer Instabilität mit therapieresistenten Schmerzen, eine Spondylodese (Witzmann und Hejazi 2001).

2.5 Operative Therapiemöglichkeiten der Lendenwirbelsäule

Dieses Kapitel beschränkt sich auf die beiden am häufigsten durchgeführten Operationen der lumbalen Wirbelsäule, Diskotomie und Fusion. Grundsätzlich gilt, daß vor einer chirurgischen Intervention das konservative Behandlungsspektrum (z.B. Bettruhe, physikalische Therapie, Injektionsbehandlung) ausgeschöpft sein soll. Ausnahmen hiervon sind Situationen, die eine sofortige Operation notwendig machen (Cauda-Syndrom, Lähmungen). Erst wenn konservative Maßnahmen nicht zum Erfolg führen, ergibt sich die Indikation für einen operativen Eingriff.

2.5.1 Bandscheibenoperationen

Je nach Schweregrad der Verlagerung des Bandscheibenmaterials (s. Kap. 2.4.2.1) sind unterschiedliche Therapiefomen indiziert. Zur Behandlung von Protrusionen werden in der Regel intradiskale Verfahren angewandt, z.B. die perkutane Laserdiskusdekompression und die Chemonukleolyse, die auf die Verringerung des intradiskalen Drucks abzielen und durch das Zurückweichen des protrudierten Gewebes eine Dekompression der Nervenwurzel erzielen sollen. Perkutane lumbale intradiskale Verfahren kommen nur bei geschlossener Bandscheibe in Frage. Für gedeckte Prolapse gilt dies aufgrund der Nähe zu Dura und Nervenwurzel nur mit Einschränkungen. Prolapse mit Perforation des Anulus fibrosus und des hinteren Längsbandes können mit intradiskalen Verfahren nicht mehr effektiv behandelt werden (Krämer 1994; Krämer, Köster et al. 2000).

Der heute zur Entfernung von prolabiertem Bandscheibengewebe in der Lendenwirbelsäule am häufigsten durchgeführte Eingriff ist die offene mikrochirurgische Diskotomie. Zur Darstellung des Operationssitus ist ein 3 cm langer Hautschnitt über den Dornfortsätzen sowie die Entfernung des Lig. flavum, evtl. auch von Anteilen des Wirbelbogens, erforderlich. Das in den Wirbelkanal verlagerte oder vorgewölbte Bandscheibenmaterial wird sodann unter sorgfältiger Schonung der Nervenwurzel entfernt. Der entstandene Defekt wird später bindegewebig organisiert. Indirekte Operationsverfahren werden beim Prolaps nicht standardmäßig eingesetzt, da die Schonung der Nervenwurzel hierbei nicht gewährleistet ist (Anders und Venbrocks 2000; Grifka und Anders 2000; Krämer, Köster et al. 2000).

Indirekte minimalinvasive Verfahren	Direkte minimalinvasive Verfahren
Chemonukleolyse	Endoskopische transforaminale Diskotomie
Perkutane Laserdiskusdekompression (PLDD)	Offene mikrochirurgische Diskotomie
Perkutane automatisierte Nukleotomie	

Tabelle 2: Operationsverfahren beim lumbalen Bandscheibenvorfall (Anders und Venbrocks 2000)

Gemeinsames Ziel aller Bandscheibenoperationen ist die Dekompression von Nervengewebe, eine kausale Behandlung der Grunderkrankung erfolgt nicht. Häufig wird aufgrund fortschreitender Degeneration, Prolaps-Rezidiven, segmentaler Instabilität, Spinalstenose und Facettensyndrom keine dauerhafte Schmerzfreiheit erreicht. Zwar beschrieb Weber (1983) einen signifikanten Unterschied zugunsten des operativen Eingriffs im Hinblick auf die Schmerzsymptomatik ein Jahr postoperativ, nach vier bzw. zehn Jahren war der Unterschied zwischen operierter und nicht operierter Gruppe jedoch nicht mehr signifikant. Die Entfernung von Teilen der Bandscheibe führt zudem meist zu einer Verringerung der intervertebralen Distanz (Bao und Yuan 2000; Traynelis 2002) mit entsprechend erhöhter Belastung der Facettengelenke.

2.5.2 Spondylodese

Die Versteifung zweier Wirbel miteinander wird als Spondylodese oder Fusion bezeichnet. Grundgedanke hierbei ist das Erreichen von Schmerzfreiheit durch Stabilisierung innerhalb des Bewegungssegments. Dazu existieren verschiedene Operationstechniken mit Zugängen von ventral, dorsal und dorsolateral sowie eine Vielzahl von Implantat- und Schraubensystemen. Indikationen sind z.B. spinale Instabilitäten, therapieresistente Rückenschmerzen wie beim Post-Diskotomiesyndrom, Skoliosen, Stenosen, Frakturen, entzündliche und Tumorerkrankungen.

Im Verlauf der Operation werden autologe Knochenspäne beiderseits zwischen Querfortsätze, Facettengelenke und Wirbelbögen sowie bei manchen Techniken auch in den Intervertebralraum nach dessen Ausräumung eingebracht. Zum Erreichen von Primärstabilität werden die Wirbel z.T. durch verschiedene Schrauben und Platten- bzw. Stangensysteme miteinander verbunden, zur direkten Versteifung zweier Wirbelkörper werden auch sog. Cages aus Metall verwendet (instrumentierte Fusion).

Durch die Fusion können segmentale Instabilitäten beseitigt, die weitere Degeneration aufgehalten sowie eine normale Höhe des Intervertebralraums wiederhergestellt werden. In vielen Fällen wird durch die Versteifung zunächst Schmerzfreiheit erreicht.

Bisher gilt die Fusion als Goldstandard für die eingangs erwähnten Indikationen sowie als "ultima ratio" nach mehrfachen erfolglosen Bandscheibenoperationen bzw. bei Post-Diskotomiesyndrom. In Übersichtsarbeiten aus dem Jahr 1981 mit 3.383 bzw. aus dem Jahr 2003 mit 7.043 Patienten werden klinische Erfolgsraten von 74 bzw. 76 % angegeben (Lee und Langrana 2004).

Eine Fusion ist oft mit schwerwiegenden Nachteilen behaftet. So wird z.B. die Häufigkeit der Pseudarthrosebildung mit 20 % angegeben (Eysel, Zöllner et al. 2000). Biomechanisch führt die Fusion zwangsläufig zu einer Beweglichkeitseinschränkung im entsprechenden Abschnitt der Lendenwirbelsäule, wodurch es in den Nachbarsegmenten zu einer relativen Hypermobilität kommt. Deren Kompensation bedeutet für die Nachbarsegmente wiederum ein verstärktes Degenerationsrisiko und kann eine spätere Dekompression oder eine Arthrodese auch dieser Segmente erfordern. Ein Zusammenhang zwischen Fusion und Degeneration in den Nachbarsegmenten wird von zahlreichen Autoren beschrieben (Lee 1988; Weinhoffer, Guyer et al. 1995; Schulitz, Wiesner et al. 1996; Eck, Humphreys et al. 1999; Etebar und Cahill 1999; Miyakoshi, Abe et al. 2000; Chen, Cheng et al. 2001; Danielsson, Cederlund et al. 2001; Kumar, Jacquot et al. 2001; Phillips, Reuben et al. 2002; Gillet 2003; Sudo, Oda et al. 2003; Errico 2004; Hilibrand und Robbins 2004; Lee und Langrana 2004). In der englischsprachigen Literatur ist bereits der Begriff "adjacent segment disease" zur Beschreibung einer Nachbarsegment-Pathologie als Folge einer Fusion etabliert (Park, Garton et al. 2004). Ghiselli, Wang et al. (2004) ermittelten in einer Studie mit 215 Spondylodese-Patienten mit Hilfe einer Kaplan-Meier-Analyse Wahrscheinlichkeiten für eine symptomatische, operationsbedürftige Anschlußsegment-Degeneration von 16,5 % nach fünf Jahren und 36,1 % nach 10 Jahren.

2.5.3 Bandscheibenendoprothesen

Die Stabilisierung erkrankter Segmente und eine Wiederherstellung der physiologischen Höhe des Intervertebralraums ohne die genannten Nachteile eine Fusionseingriffs, insbesondere mit Erhalt der Segmentbeweglichkeit, ist ein seit mittlerweile vier Jahrzehnten verfolgtes Ziel.

Eine Reihe verschiedener Faktoren muß bei der Entwicklung einer künstlichen Bandscheibe berücksichtigt werden. Das Implantat muß einen ausreichenden Abstand der Wirbelkörper aufrechterhalten, Bewegungen zulassen und gleichzeitig Stabilität gewährleisten. Die natürliche Bandscheibe dient zudem, wenn auch in geringerem Maße, als Stoßdämpfer. Dieser Aspekt, der vor allem bei mehrsegmentalen Rekonstruktionen zum Tragen kommt, sollte ebenfalls in das Prothesendesign einfließen (Traynelis 2002), wird jedoch in der Praxis materialbedingt schwer umzusetzen sein.

Eine weitere wichtige Rolle spielt die Art der Koppelung (constraint) der Implantatelemente. Diese bezieht sich bei Bandscheibenprothesen auf das Verhalten lediglich bei Translation, da

Rotation generell möglich ist bzw. sein muß. Die Koppelung wirkt sich sehr wahrscheinlich auf die Langzeitergebnisse der verschiedenen Prothesenmodelle aus, da von ihr das Translationsverhalten bei Scherbelastung und damit die Belastung des Implantat-Knochen-Interface, der Facettengelenke, der Nachbarsegmente sowie des Implantates selbst abhängt (Huang, Girardi et al. 2003)

Zwei verschiedene Prothesen-Konzepte können unterschieden werden: Ersatz der gesamten Bandscheibe (Typ A) und isolierter Ersatz des Nucleus pulposus (Typ B). Bis heute wurden zahlreiche Materialien und Prothesendesigns erprobt, die meisten jedoch aufgrund unbefriedigender Ergebnisse oder implantationsbezogener Probleme wieder verlassen. Einen geschichtlichen Überblick über einige Modelle gibt Tabelle 3. Szpalski et al. (2002) zählen zahlreiche weitere, größtenteils historische Entwürfe auf.

Jahr der Beschreibung	**Autor**	**Typ**	**Material/Konzept**
1959	Hamby	B	Knochenzement (PMMA)
1962	Nachemson	B	Flüssiges Silicon
1964	Fernström	B	Stahlkugel
1972	Stubstad	A	Kunststoff-Kohlenstoff/Keramik
1974	Hoffmann-Daimler	A	Metall/Silicon/Polyurethan
1977	Schulmann	B	Polyurethanschaum
1978	Fassio/Ginesti	A	Siliconkörper
1980	Edeland	A+B	Verschiedene Kunststoffe/Metall
1980	Kuntz	A	Zweiteilige Metallplatten
1980	Patil	A	Stahlfedern
1984 Charité	**Schellnack/Büttner-Janz**	**A**	**Metallplatten/Polyethylen-Inlay**
1987	Fischer	A	Elastische Kunststoffkissen
1987	Hedman et al.	A	Metallfedern und Platten mit Scharnier
1988	Hirayama et al.	A	Kunststoff-Hydroxylapatit
1988 Acroflex	Steffee, Hoogland	A	Metallplatten/elastischer Kunststoff
1989	Lee	A	Elastischer Kunststoff
1990	Ray	B	Hydrogel
1993 ProDisc	Marnay	A	Metallplatten/Polyethylen-Inlay
1999	Husson/Schärer	B	Polycarbonat-Urethan-Spirale

Tabelle 3: Geschichte der Bandscheibenprothesen (Eysel, Zöllner et al. 2000)

2.5.3.1 Prothesen zum Ersatz der gesamten Bandscheibe (Typ A)

Die Implantation dieser Prothesen erfolgt von ventral retro- oder transperitoneal. Mögliche Indikationen sind in Tabelle 4 aufgeführt. Die aktuell verfügbaren, im klinischen Einsatz befindlichen Banscheibenprothesen vom Typ A können heute bei therapieresistenten Kreuzschmerzen als gute Alternative zu einer Wirbelfusion angesehen werden (Ogon, Becker et al. 2004).

Hauptargumente für den Einsatz einer solchen Prothese sind die Wiederherstellung der Stabilität bei Erhaltung einer weitgehend physiologischen Segmentbeweglichkeit und eine Entlastung der überbeanspruchten Facettengelenke durch Rekonstruktion der intervertebralen Distanz.

Der Erhalt der Segmentbeweglichkeit bedeuet für die Nachbarsegmente ein geringeres Degenerationsrisiko. Die Remobilisierungsphase für den Patienten ist kürzer als bei der Fusion. Die Transplantation von autologem Knochen vom Beckenkamm bringt zudem oft Schmerzen in der Entnahmeregion mit sich, was beim Einsatz einer Bandscheibenprothese vermieden werden kann (Huang und Sandhu 2004; Ogon, Becker et al. 2004).

Bisher existieren Angaben über den klinischen Einsatz zu vier Prothesen vom Typ A. Dies sind die Acroflex, Prodisc, SB Charité und Maverick Prothesen. Weitere Prothesen dieses Typs befinden sich gegenwärtig in der klinischen Erprobung, allerdings sind zu diesen noch keine Daten verfügbar.

Bereits in den 50er Jahren wurden Versuche zum Ersatz der degenerierten Bandscheibe unternommen. Nachemson ersetzte an Wirbelpräparaten die Bandscheibe durch Silikonpaste, allerdings traten bei mechanischer Belastung Dislokationen des Materials auf. Der erste klinische Einsatz einer Bandscheibenprothese erfolgte 1958 durch Fernström. Hierbei handelte es sich um eine einfache Stahlkugel, die in den Intervertebralraum eingebracht wurde. Zwar waren die anfänglichen Ergebnisse gut, jedoch waren, bedingt durch Implantatmigration in die Wirbelkörperspongiosa, nach sieben Jahren nur noch zwölf Prozent der Kugeln in situ. Andere Versuche wiederum scheiterten an der mangelnden Biokompatibilität der verwendeten Materialien wie Kunstharz und Silastic (Szpalski, Gunzburg et al. 2002; Traynelis 2002; Ogon, Becker et al. 2004).

Erst die Verfügbarkeit geeigneter Werkstoffe lässt die Bandscheiben-Endoprothetik als Alternative zur Fusion zunehmend an Bedeutung gewinnen (Eysel, Zöllner et al. 2000). Seit etwa 15 Jahren werden mit steigender Tendenz Bandscheibenprothesen erfolgreich implantiert. Langzeitergebnisse größerer Patientenkohorten existieren zur SB Charité und zur Aesculap ProDisc. Systeme zum partiellen Ersatz (Nucleus-Prothesen) haben vor allem mit dem Problem der Implantatmigration zu kämpfen und müssen derzeit noch als experimentelle Verfahren betrachtet werden.

2.5.3.2 SB Charité III

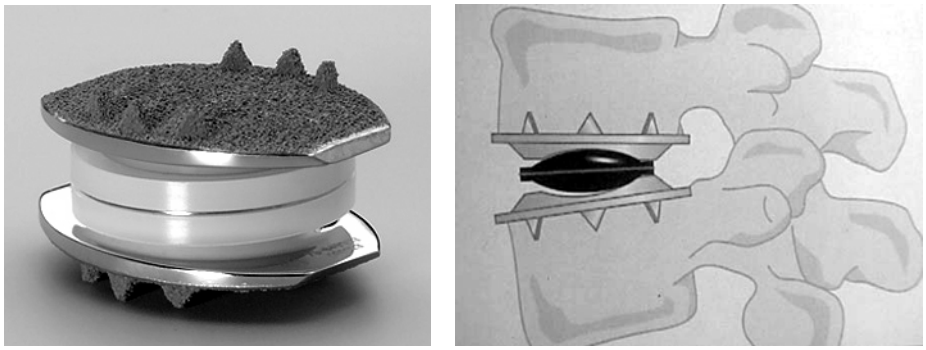


Abbildung 13: *SB Charité III* Bandscheibenprothese

Die *SB Charité III* Bandscheibenprothese (DePuy Spine, Raynham, USA; Abbildung 13) ist für den Totalersatz von Anulus fibrosus, Nucleus pulposus und Endplatten konzipiert. Die Entwicklung begann 1982 in der Orthopädischen Universitätsklinik der Charité in Berlin. "SB" steht für die Entwickler *Schellnack* und *Büttner*. Die erste Prothese dieses Typs wurde 1984 implantiert, mittlerweise liegt das Implantat in der dritten Generation vor. Es besteht aus zwei beschichteten (TiCaP®), mit Retentionszähnen versehenen Abschlußplatten aus einer Kobalt-Chrom-Legierung und einem bikonvexen Gleitkern aus Polyethylen mit zentral umlaufendem Markierungsring zur radiologischen Darstellung. Das Design der Prothese ist ungekoppelt (unconstrained), d.h. mit freier Führung des Gleitkerns. Translationsbewegungen sind dadurch unabhängig vom Grad der Rotation möglich.

Die SB Charité ist die mit Abstand am häufigsten eingesetzte Lendenwirbel-Diskusprothese. Sie wurde seit 1987 über 7.000 Mal implantiert (Geisler, Blumenthal et al. 2004), erste Langzeitstudien liegen vor (David 1999; Lemaire 2002). Als erste Bandscheibenprothese erhielt sie 2004 die Zulassung durch die FDA (Food and Drug Administration) zur Behandlung des Kreuzschmerzes in den USA und wird damit nicht mehr als experimentelle Behandlungsmethode angesehen (U.S. Food and Drug Administration 2004).

Indikationen	Kontraindikationen
Mono-/bisegmentale Bandscheibendegeneration	Osteopenie/metabolische Erkrankung (Alter > 50)
Postdiskotomiesyndrom	Wirbelkörperdestruktion
Rezidivbandscheibenvorfall	(Z.n.) Infekt
Nucleus-Pulposus-Prolaps bei deutlicher Verschmälerung des Intervertebralraums	Enger (knöcherner) Spinalkanal, Facettengelenk-Arthrose
Anschlußsymptomatik nach Fusion	Schwere Skoliose
	Multisegmentale, symptomatische Degeneration
	Spondylolyse, Spondylolisthesis
	Z.n. (Hemi-)Laminektomie (?)
	Z.n. dorsaler Fusion in gleichem Segment
	(Radikulärsyndrom)

Tabelle 4: Indikationen und Kontraindikationen für den Einsatz von Bandscheibenprothesen (Büttner-Janz, Hahn et al. 2002)

2.5.3.3 Aesculap ProDisc II

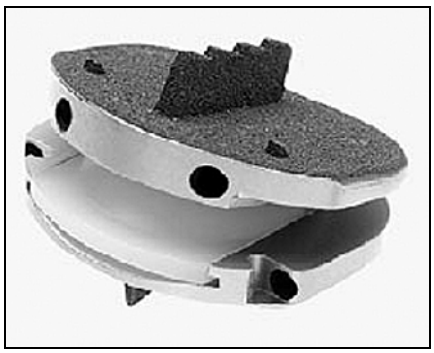


Abbildung 14: ProDisc II-Implantat

Die *ProDisc* Prothese (Synthes, Solothurn, Schweiz; Abbildung 14) ist mit über 4.000 Implantationen (Zigler 2003) die am zweithäufigsten eingesetzte Bandscheibenprothese. Sie liegt heute in ihrer zweiten Generation vor.

Die ProDisc II besteht wie die SB Charité III Prothese aus einer Deck- und Grundplatte aus Metall und besitzt ebenfalls einen Gleitkern aus Polyethylen, welcher im Gegensatz zum bikonvexen Gleitkern der SB Charité nur eine konvexe Fläche aufweist und während der Implantation in spezielle Führungen in der Grundplatte eingeführt wird. Dies ermöglicht eine geringere Distraktion der Segmente während des Eingriffs. Artikulation findet bei der ProDisc II Prothese nur zwischen Deckplatte und Gleitkern statt. Da Gelenkkopf und Gelenklager in hohem Maße kongruent sind, handelt es sich im Gegensatz zur Charité III um eine gekoppelte (constrained)

Prothese, da die Translation durch das Implantatdesign stark eingeschränkt wird bzw. vom jeweiligen Grad der Rotation abhängt (Huang, Girardi et al. 2003).

Langzeitstudien zur aktuellen Generation des Implantats (ProDisc II) liegen bisher nicht vor, die bisher mit der Vorgängerversion durchgeführten Untersuchungen wiesen jedoch vielversprechende Resultate auf (Delamarter, Fribourg et al. 2003; Tropiano, Huang et al. 2003; Zigler 2003; Zigler, Burd et al. 2003; Zigler 2004).

2.5.3.4 Andere Prothesensysteme

Eine Reihe weiterer Systeme zum Ersatz lumbaler oder zervikaler Bandscheiben befindet sich derzeit in klinischer Erprobung (Abbildung 15).

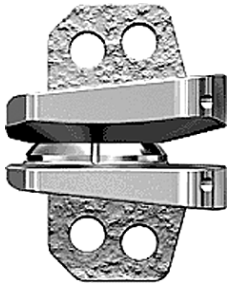
Bryan (zervikal)

Cervitech (zervikal)

Prestige (zervikal)

Prosthetic Disc Nucleus (PDN, lumbal)

Acroflex (lumbal; obsolet)



Maverick (lumbal)

Flexicore (lumbal)

Abbildung 15: Verschiedene weitere Bandscheibenprothesen

Prothesen zum Ersatz zervikaler Bandscheiben sind die *Bryan* (Medtronic Sofamor Danek, Richmond, USA), *Cervitech* (Cervitech, Rockaway, USA) und die *Prestige* Prothese (Medtronic Sofamor Danek, Richmond, USA), die derzeit klinisch erprobt werden (Anderson, Sasso et al. 2004; Pimenta, McAfee et al. 2004; Traynelis 2004).

Ray (2002) versuchte, lediglich den Nucleus pulposus lumbaler Bandscheiben zu ersetzen und den Anulus fibrosus dabei soweit wie möglich zu erhalten. Hierfür wurde der *Prosthetic Disc Nucleus* (*PDN*; Raymedica, Minneapolis, USA) entwickelt, ein kissenförmiges Implantat vom

Typ B. Es besteht aus einem Hydrogel-Kern, umhüllt von einem Fasergeflecht aus Polyethylen. Durch Wasseraufnahme kommt es nach der Implantation zu einer Expansion des Hydrogel-Kerns und damit zu einer Distraktion des Segments. Die Prothese wurde seit 1996 bei mehr als 1000 Patienten implantiert, allerdings werden hohe Reoperationsraten aufgrund von Extrusion oder Migration der Implantate angegeben. Auch ist die Rolle der Materialermüdung noch unklar (Huang und Sandhu 2004; Sieber und Kostuik 2004).

Die *Acroflex* Prothese (DePuy Spine, Raynham, USA) wurde für den Ersatz lumbaler Bandscheiben entwickelt. Sie besteht aus zwei Metallplatten, zwischen die ein Elastomerkern einvulkanisiert ist. Sie wurde zwischen 1988 und 2000 in drei Evolutionsstufen bei insgesamt 42 Patienten implantiert. Hauptprobleme waren Risse und mangelnde Biokompatibilität des Gummikerns sowie Materialabrieb mit Fremdkörperreaktion. Das Implantat kommt mittlerweile nicht mehr zum Einsatz (Eysel, Zöllner et al. 2000; Eijkelkamp 2002; Fraser, Ross et al. 2004).

Implantate, bei denen auf einen Zwischenkern aus Kunststoff gänzlich verzichtet wurde, sind die *Maverick* (Medtronic Sofamor Danek, Richmond, USA) und die *Flexicore* (Stryker, Kalamazoo, USA) Prothesen. Bei diesen findet die Artikulation direkt zwischen den Metallflächen statt. Sie werden derzeit in Multicenter-Studien in den USA klinisch erprobt (Mathews, Lehuec et al. 2004; Valdevit und Errico 2004).

2.6 Zielsetzung und Fragestellung

Unseres Wissens existiert bis heute keine in-vivo-Studie, die den Zusammenhang zwischen der Höhe des Bandscheibenfaches und der Belastungssituation der Facettengelenke beschreibt. Fragestellung unserer Arbeit ist deshalb, ob es durch die Wiederherstellung der Segmenthöhe durch Implantation einer Bandscheibenprothese zu einer Veränderung der Langzeitbelastung der Facettengelenke des operierten sowie der kranial und kaudal angrenzenden Segmente kommt.

Da diese Frage am Lebenden nicht durch die direkte Messung des Gelenkdrucks beantwortet werden kann, bedienten wir uns mit der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM, s. Kap. 3.3.1) eines morphologischen Ansatzes, mit dem die Darstellung von Mineralisationsdichte und Mineralisationsverteilung innerhalb der subchondralen Lamelle der Artikulationsflächen der Facettengelenke möglich ist. Der für diese Methode herangezogene Parameter ist der subchondrale Kalziumgehalt, da dieser zum einen eng mit der Langzeitbeanspruchung (sog. loading history) der Gelenkfläche korreliert (s. Kap. 3.1), zum anderen aus vorhandenen Computertomogrammen von Patienten ermittelt werden kann.

In einer prospektiven Längsschnittstudie sollte deshalb bei 13 Patienten, denen lumbale Bandscheibenprothesen vom Typ SB Charité III (DePuy Spine, Raynham, USA) implantiert worden

waren, der Mineralgehalt der Gelenkflächen der Facettengelenke unmittelbar vor der Implantation sowie sechs Monate postoperativ auf qualitative und quantitative Veränderungen hin untersucht werden. Im einzelnen sollten dabei die folgenden Fragen beantwortet werden:

1. Folgt die Lage der Mineralisationsmaxima der Gelenkflächen einem bestimmten, reproduzierbaren Muster?
2. Kommt es in den sechs Monaten post operationem zu einer qualitativen Änderung der Mineralisationsverteilung im Sinne einer Formänderung der Mineralisationsmaxima?
3. Kommt es in den sechs Monaten post operationem zu einer Abnahme des subchondralen Kalziumgehalts als Ausdruck einer durch die Wiederherstellung der Segmenthöhe verringerten Belastung der Facettengelenke?
4. Wirkt sich die durch Wiederherstellung der Segmenthöhe biomechanisch veränderte Situation im operierten Segment auch auf die Mineralisierung der kranial und kaudal angrenzenden Segmente aus?
5. Wie korreliert das qualitative mit dem quantitativen Ergebnis?
6. Wie korrelieren die gefundenen Ergebnisse mit den klinischen Befunden der Patienten?

3 Grundlagen

3.1 Morphologische Veränderung des Knochens durch mechanische Belastung

Eine zentrale Frage in der Skelettforschung ist der Zusammenhang zwischen mechanischer Belastung und Morphologie des Knochens. Bereits Wolff (1892) erkannte, daß sich die Knochenarchitektur durch Umbauvorgänge an funktionelle Erfordernisse anpaßt, indem sie auf Mehrbelastung über einen bestimmten Zeitraum mit einer Mineralisationszunahme und Knochenapposition bzw. auf Minderbelastung mit Mineralisationsabnahme und Resorption reagiert, und formulierte dies in seinem "Gesetz der Transformation der Knochen". Die Wolffsche Hypothese wurde durch zahlreiche Autoren bestätigt (Pauwels 1960; Kummer 1978; Frost 1983; Carter 1984).

Carter (1984) bezeichnete den Ausdruck der Langzeitbelastung in der Knochenmorphologie treffend als "loading history" – "Beanspruchungsanamnese".

Die Beziehungen zwischen Belastung und Knochendichte gelten auch für die subchondrale Knochenplatte von Gelenken. Dicke und Mineralisationsgrad des subchondralen Knochens können als direkte Indikatoren für den über einen längeren Zeitraum durch das Gelenk übertragenen Druck angesehen werden (Müller-Gerbl 1998).

3.2 Der subchondrale Knochen

Für den Begriff "subchondraler Knochen" findet sich in der Literatur keine einheitliche Definition. In der vorliegenden Arbeit bezieht sich dieser Begriff auf die Knochenlamelle unmittelbar unterhalb der kalzifizierten Knorpelzone, die den Gelenkknorpel vom Knochenmark trennt (Abbildung 16). In Abhängigkeit von den lokalen Belastungsverhältnissen variiert die Dicke und Mineralisation dieser Knochenstruktur.

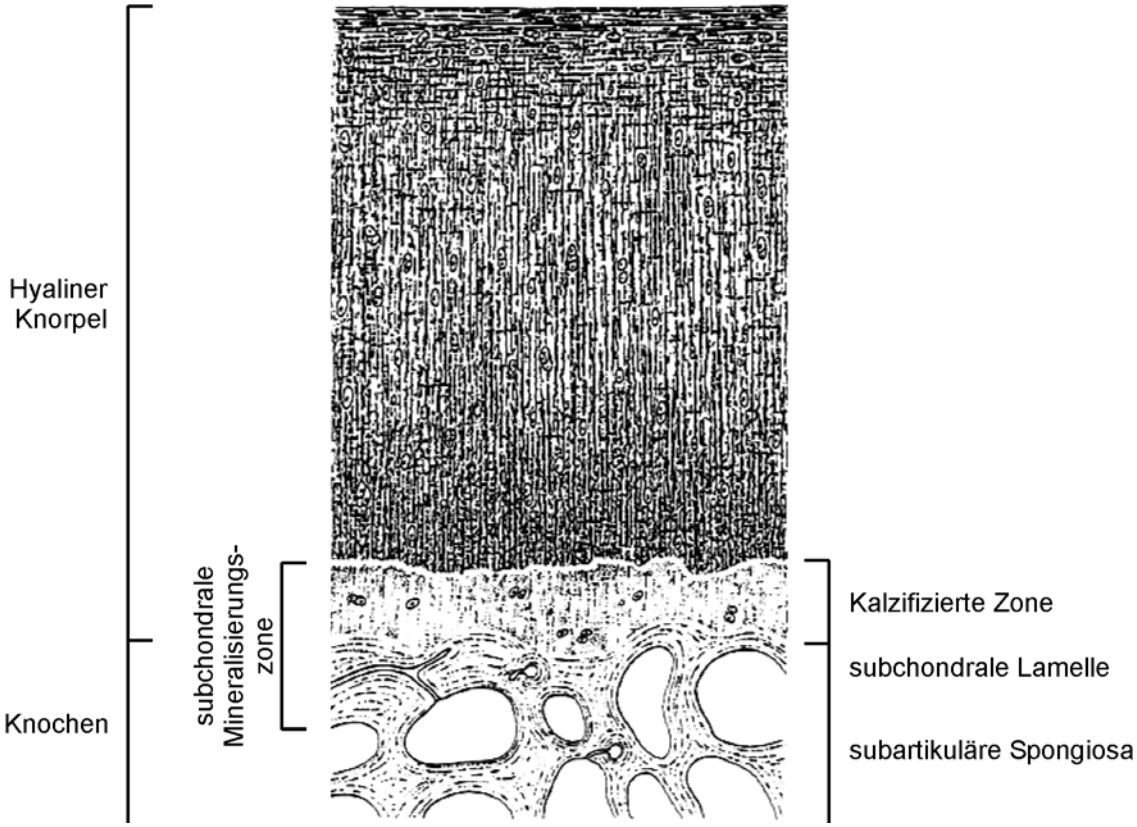


Abbildung 16: Lokalisation des subchondralen Knochens (Müller-Gerbl 1998)

3.2.1 Funktionen des subchondralen Knochens

Die subchondrale Knochenplatte bildet mit dem Gelenkknorpel eine funktionelle Einheit und erfüllt sowohl mechanische wie auch metabolische Aufgaben. Räumlich trennt sie den Markraum vom Gelenkknorpel. Ihre Dicke variiert zwischen zwei und vier Millimeter (Müller-Gerbl 1998).

Zu den mechanischen Aufgaben der subchondralen Knochenplatte zählt die Kraftübertragung in das Trabekelsystem der Spongiosa. Der Hauptteil der übertragenen Kraft wird bei Diarthrosen durch die subchondrale Knochenplatte absorbiert (Radin und Paul 1970). Durch ihre elastische Abstützung durch die Spongiosa erfüllt die gesunde subchondrale Knochenplatte zudem eine Dämpfungsfunktion bei Belastungsspitzen (Radin und Rose 1986).

Die subchondrale Knochenplatte verfügt über eine reiche Vaskularisation, jenseits der kalzifizierten Zone findet sich jedoch offenbar kein Blutfluß (Muthuvelu, Ellis et al. 2004). Zudem wird die kalzifizierte Zone weithin als Diffusionsbarriere angesehen. Dennoch wird eine nutritive Funktion für den Gelenkknorpel kontrovers diskutiert. So wiesen Malinin und Ouelette (2000) im Tierversuch nach, daß ein Kontaktverlust zwischen Gelenkknorpel und vaskularisiertem subchondralen Knochen als Spätfolge zu einer Arthrose-ähnlichen Degeneration des Knorpels führt, weshalb diese Autoren dem subchondralen Knochen eine nutritive Funktion zusprechen.

3.2.2 Mineralisierungsverteilung und Gelenkdruck

Die Dichte des subchondralen Knochens kann an verschiedenen Stellen einer Gelenkfläche in Abhängigkeit von der lokalen Beanspruchung erhebliche Unterschiede aufweisen. Es existieren innerhalb von Gelenkflächen regelmäßige, reproduzierbare Muster der subchondralen Mineralisierung, die eindeutig mit der individuellen Langzeit-Spannungsverteilung korrelieren. Eine über einen längeren Zeitraum wirkende Mehrbelastung eines Knochenareals führt zu einer Steigerung der Osteoblastenaktivität und damit zur Knochenapposition. Zudem sind in diesem Fall Stoffwechselaktivität und Vaskularisierung erhöht. Umgekehrt bewirkt eine andauernde lokale Minderbelastung die Aktivierung von Osteoklasten und damit eine Knochenresorption, Stoffwechselaktivität und Vaskularisierung sind vermindert. Das Gelenk ist somit in der Lage, sich an die individuelle Langzeitbelastung und damit an die funktionellen Erfordernisse anzupassen (Müller-Gerbl 1998).

Entgegen den gängigen Vorstellungen finden sich bei den lumbalen Facettengelenken Zonen höchster Dichte vor allem in den medialen Gelenkanteilen (Abbildung 17). Dies ist insofern überraschend, als die Spongiosastruktur im *lateralen* Anteil eine eindeutige Anpassung an Biegebeanspruchung in Form eines charakteristischen Spitzbogenmusters aufweist. Die erhöhte Dichte in den medialen Anteilen ist als Folge des hier wirkenden Druckes zu verstehen. Die Resultierende aus Körpergewicht und autochthoner Rückenmuskulatur wirkt nicht senkrecht auf die Deckplatte des kaudalen Wirbelkörpers, sondern ist je nach Körperhaltung mehr oder weniger nach ventral gerichtet. Somit besitzt sie eine Schubkomponente, die (mit Ausnahme extremer Extension) zu einer ständigen statischen Druckbelastung der vorderen Gelenkanteile führt. Das Ausmaß der Druckbelastung hängt sowohl vom Grad der Flexion ab als auch von der Stellung der Gelenkflächen. Im Bereich der Lendenwirbelsäule stehen die Gelenkflächen in einem Winkel von nahezu 90 Grad zur Deckplatte, so daß hier die Ventralschubkomponente fast ausschließlich als Normalkraft wirkt (Müller-Gerbl 1992).

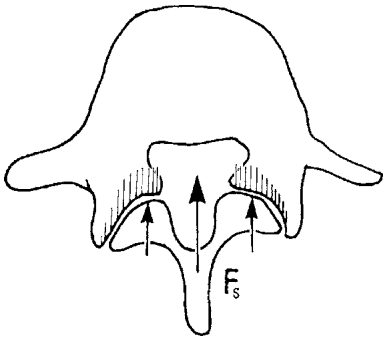


Abbildung 17: Wirkung des Ventralschubs als Druck auf die medialen Gelenkanteile

3.3 Verfahren zur Messung der Knochendichte

Techniken zur Bestimmung der lokalen Knochendichte wurden von mehreren Autoren angegeben (Pauwels 1963; Knief 1967; Konermann 1971; Schleicher, Tillmann et al. 1980). Die entscheidende Einschränkung all dieser Methoden ist jedoch, daß die Bestimmung der Knochendichte nur an Schnittpräparaten und damit nicht in vivo möglich ist. Ihre klinische Relevanz ist deshalb gering.

Erst die Einführung der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM, s. Kap. 3.3.1) durch Müller-Gerbl (1990) ermöglichte die flächenhafte Darstellung der subchondralen Dichteverteilung innerhalb einer kortikalen Knochenstruktur am Lebenden. Die CT-OAM basiert auf der computergestützten Analyse von CT-Scans mit Hilfe spezieller Rechenroutinen.

3.3.1 CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)

Die Grundlage der CT-OAM bilden CT-Datensätze einer Knochenstruktur mit möglichst geringer Schichtdicke[1]. Die einzelnen Schnittbilder der Datensätze werden so editiert, daß sie am Ende des Editiervorgangs nur noch die subchondrale Lamelle enthalten. Aus dem editierten Datensatz wird eine dreidimensionale Rekonstruktion errechnet. Anschließend wird mittels einer Rechenroutine ("maximum intensity projection") der maximale Dichtewerte der jeweils übereinander liegenden Voxels senkrecht an die Oberfläche projiziert. Das Projektionsbild gibt somit an jedem Bildpunkt der Oberfläche die höchste Röntgendichte der Knochenstruktur wieder. Es wird als *Densitogramm* bezeichnet. Das Densitogramm stellt eine kartographische Ansicht der Mineralisierungsverteilung dar, wobei keine Absolutwerte, sondern relative Unterschiede in der Dichteverteilung dargestellt werden.

Durch Vergleich mit einem Referenzphantom kann das Densitogramm mittels spezieller Analyseroutinen quantitativ ausgewertet werden bzw. der Kalziumgehalt der Knochenstruktur berechnet werden. Eine qualitative Beurteilung wird durch Kodierung der Dichtewerte mit einem Falschfarbenmuster ermöglicht (s. Kap. 4.2.2).

Es konnte nachgewiesen werden, daß die durch CT-OAM ermittelten Dichteverteilungen mit solchen, die durch konventionelle Röntgendensitometrie (in vitro) gewonnen wurden, nahezu identisch sind (Müller-Gerbl, Putz et al. 1989; Müller-Gerbl, Putz et al. 1990; Müller-Gerbl 1998).

Somit ist es mit der CT-OAM erstmals möglich, die Mineralisierungsmuster der subchondralen Knochenplatte als Ausdruck der individuellen Gelenkbeanspruchung am Lebenden sichtbar zu machen.

---

[1] zur Minimierung des Partialvolumeneffekts, durch den bei der Erfassung zweier Volumina mit stark unterschiedlichen Absorptionskoeffizienten in nur einem Voxel eine "Aufweichung" eigentlich harter Konturenübergänge stattfindet (aufgrund Mittelwertbildung über die beiden Absorptionskoeffizienten)

4 Patientenkollektiv und Methoden

4.1 Patienten

Die Patientengruppe bestand aus drei männlichen sowie zehn weiblichen Patienten im Alter von 27 bis 53 Jahren (Durchschnittsalter: 40 Jahre). Allen Patienten wurde im Klinikum Großhadern der LMU München eine Bandscheibenprothese vom Typ SB Charité III implantiert.

Neun Patienten litten an einer monosegmentalen, vier an einer bisegmentalen Osteochondrose. Bei den vier Patienten mit bisegmentaler Osteochondrose waren L5 und S1 fusioniert, das Implantat befand sich in diesen Fällen zwischen L4 und L5. Von den neun Patienten mit monosegmentaler Osteochondrose war das Implantat bei fünf Patienten zwischen L4 und L5 sowie bei vier zwischen L5 und S1 gesetzt (Tabelle 5).

Nur Patienten, deren Facettengelenke nach den Kriterien von Weishaupt und Fujiwara (Fujiwara, Tamai et al. 1999; Weishaupt, Zanetti et al. 1999) Degenerationsgrade von 0 bis II aufwiesen, wurden in die Studie einbezogen. Weitere Ausschlußkriterien waren Osteoporose, segmentale Instabilität, Infektionen und Tumore.

Patienten-nummer	♀/♂	**Alter**	**Untersuchte Segmente**	**Implantat-segment**	**Grad der Osteochondrose**	**BMI**[1] [kg/m²]
1	♀	51	L4/L5, L5/S1	L5/S1	monosegmental	24
2	♀	37	L3/L4, L4/L5, L5/S1	L4/L5	monosegmental	25
3	♀	38	L3/L4, L4/L5	L4/L5	bisegmental*	19
4	♀	48	L4/L5	L4/L5	bisegmental*	22
5	♀	38	L4/L5, L5/S1	L5/S1	monosegmental	23
6	♀	30	L3/L4, L4/L5, L5/S1	L4/L5	monosegmental	19
7	♀	29	L4/L5, L5/S1	L5/S1	monosegmental	23
8	♂	53	L3/L4, L4/L5, L5/S1	L4/L5	monosegmental	25
9	♂	46	L4/L5, L5/S1	L5/S1	monosegmental	22
10	♀	27	L3/L4, L4/L5, L5/S1	L4/L5	monosegmental	20
11	♂	38	L3/L4, L4/L5	L4/L5	bisegmental*	24
12	♀	38	L3/L4, L4/L5	L4/L5	bisegmental*	23
13	♀	45	L3/L4, L4/L5, L5/S1	L4/L5	monosegmental	24

Tabelle 5: Patientengut * L5/S1 fusioniert

[1] Body Mass Index; Normalbereich: 20-25 kg/m²

4.2 Methoden

4.2.1 Gewinnung und Vorbereitung der CT-Scans

Bei allen Patienten wurde jeweils unmittelbar präoperativ sowie sechs Monate nach Implantation einer SB Charité III-Prothese ein Computertomogramm der Lendenwirbelsäule angefertigt. Der hierfür verwendete CT-Scanner war ein Siemens Somatom Plus 4 Volume Zoom (Siemens AG, Medical Solutions, Erlangen). Schichtstärke und Tischvorschub betrugen jeweils 1 mm. Aus den gewonnenen Rohdaten wurden axiale Schnitte mit einer Dicke von 1 mm errechnet.

4.2.2 Erstellung von Dichtebildern der Gelenkflächen mittels CT-OAM

Zur Auswertung der durch Computertomographie erhaltenen und entsprechend konvertierten Schnittbilder wurde die Software *Analyze* (Mayo Foundation, Rochester, USA) verwendet.

4.2.2.1 Erstellung dreidimensionaler Rekonstruktionen der Gelenkflächen

Um freie Sicht auf den Processus articularis inferior bzw. superior zu erhalten, wurden zunächst die einzelnen Schnittbilder in Analyze editiert, wobei sämtliches Gewebe ventral bzw. dorsal der zu betrachtenden Gelenkfläche gelöscht wurde (Abbildung 18). Aus den so bearbeiteten Schnitten wurde mit der Rechenroutine *Voxel Gradient Shading* ein dreidimensionales Bild der Gelenkfläche rekonstruiert. Diese dreidimensionale Darstellung wurde dann durch axiale Rotation des Bildes so ausgerichtet, daß die Blickrichtung möglichst senkrecht auf den linken (Abbildung 19 links) bzw auf den rechten (Abbildung 19 Mitte) Gelenkfortsatz fiel. Die entsprechenden Rotationswerte wurden in einem Protokoll festgehalten.

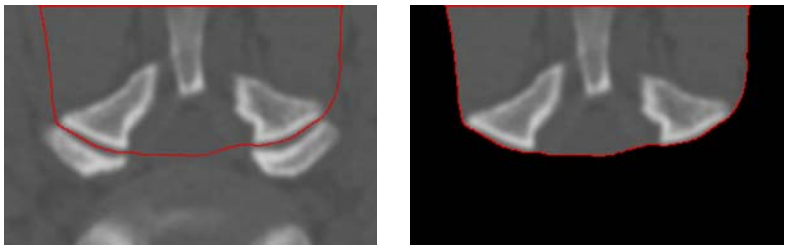


Abbildung 18: Freistellen der Gelenkflächen

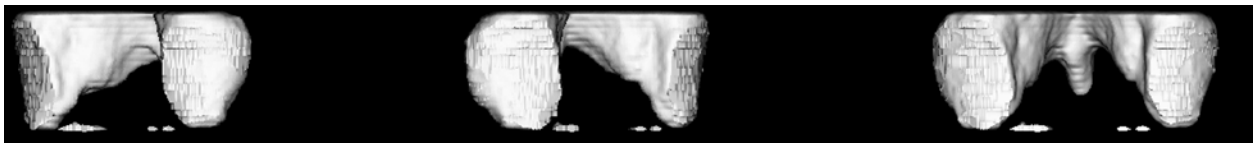


Abbildung 19: Dreidimensionale Rekonstruktion

4.2.2.2 Segmentieren der subchondralen Knochenplatte

Durch erneutes Editieren wurde aus den Schnittbildern die subchondrale Lamelle segmentiert (Abbildung 20). Auch hiervon wurde eine dreidimensionale Rekonstruktion erstellt und gemäß der protokollierten Werte (s.o.) ausgerichtet (Abbildung 21). Mit der Funktion *Maximum Intensity Projection* (s. Kap. 3.3.1) wurde die Rekonstruktion anschließend in ein dichteabhängiges Graustufenbild (Densitogramm, s. Kap. 3.3.1) umgerechnet.

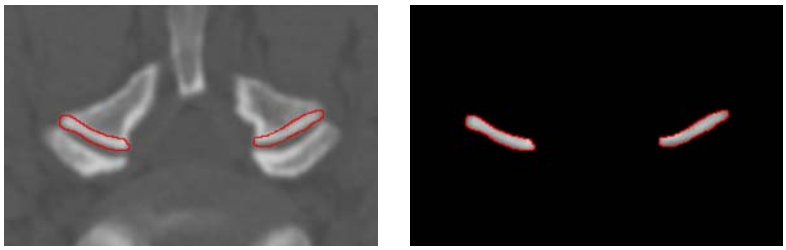


Abbildung 20: Isolieren der subchondralen Lamelle

Abbildung 21: Dichteabhängiges Graustufenbild (Densitogramm); jedem Grauwert ist ein bestimmter Hounsfield-Wert zugeordnet

4.2.2.3 Projektion der Densitogramme auf die Gelenkflächen

Zur Veranschaulichung bzw. qualitativen Interpretation der Mineralisierungsverteilung wurde anschließend das Densitogramm den dreidimensionalen Rekonstruktionen der Gelenkflächen überlagert und mit einer Falschfarbenkodierung versehen (Abbildung 22). Auf diese Weise wurden reproduzierbare farbkodierte Mineralisationsmuster der Gelenkflächen gewonnen. Jede Farbe ist dabei einem bestimmten Bereich von Hounsfield-Einheiten zugeordnet (Abbildung 23).

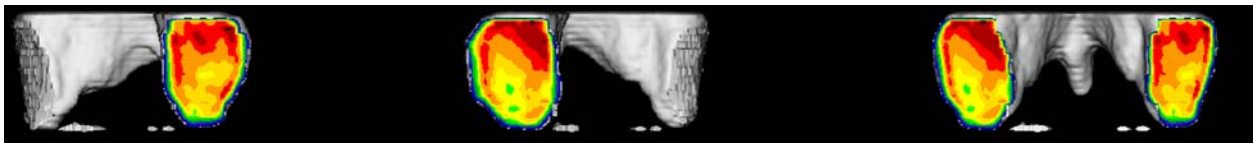


Abbildung 22: Densitogramm mit Falschfarbenkodierung der Hounsfield-Werte

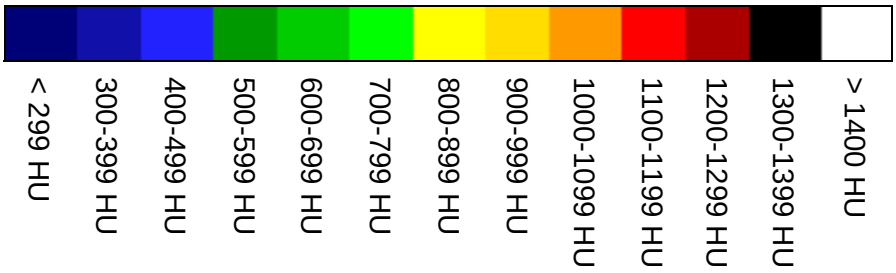


Abbildung 23: Falschfarbenskala mit Zuordnung der Hounsfield-Einheiten

4.2.2.4 Metallartefakte im Implantatsegment

In prothesennahen Schnitten wurden durch das Implantatmetall Artefakte verursacht (Abbildung 24, Abbildung 25). Die Bildinformation in den entsprechenden Bereichen der postoperativen Densitogramme war dadurch für unsere Zwecke unbrauchbar, da sie eine fälschlicherweise erhöhte Dichte aufwies.

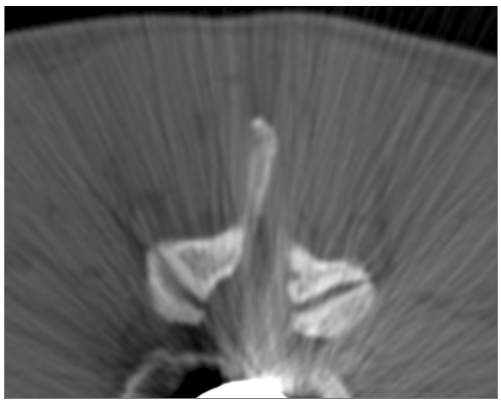


Abbildung 24: Metallartefakte im Einzelschnitt

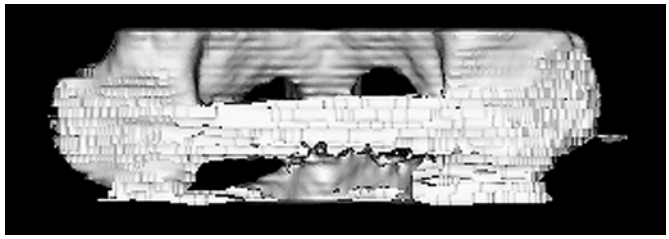


Abbildung 25: Rekonstruierte Gelenkfortsätze mit Artefakten

Deshalb wurden anhand der postoperativen CT-Datensätze die Nummern der von Artefakten betroffenen Einzelschnitte bestimmt. Dieselben Einzelschnitte wurden anschließend in den zugehörigen Densitogrammen gelöscht.

Durch visuellen Vergleich der prä- und postoperativen Densitogramme wurden die korrespondierenden Schnitte im jeweiligen präoperativen Densitogramm bestimmt und ebenfalls gelöscht. Dabei wurde darauf geachtet, daß in den prä- und postoperativen Schnitten exakt die gleichen Bildbereiche entfernt wurden (Abbildung 26).

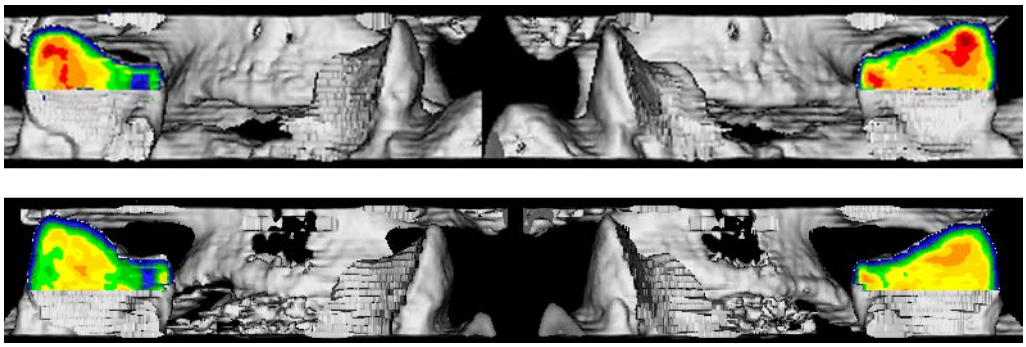


Abbildung 26: Rekonstruktion prä-/postoperativ nach Entfernung der von den Artefakten betroffenen Anteile der Densitogramme

4.2.3 Qualitative Auswertung der Densitogramme

Zunächst erfolgte eine visuelle Beurteilung der Mineralisationsmuster im Hinblick auf Lage und Form der Dichtemaxima. Für eine bessere Vergleichbarkeit wurden Größenunterschiede der Densitogramme vorher eliminiert, indem aus den jeweiligen prä- und postoperativen Auflösungswerten der CTs ein entsprechender Skalierungsfaktor errechnet wurde. Die Vergrößerung bzw. Verkleinerung gemäß des errechneten Faktors erfolgte mit der Software Photoshop 7 (Adobe Systems Inc., San Jose, USA).

4.2.3.1 Gestalt und Lage der Maxima

Die Gelenkflächen wurden anschließend virtuell in Quadranten unterteilt (mediokranial, laterokranial, laterokaudal, mediokaudal). Jeder Quadrant konnte dabei die Zustände "Maximum" oder "kein Maximum" annehmen, so daß insgesamt 16 mögliche Verteilungsmuster für die Maxima existierten (Abbildung 27). Eine feinere Unterteilung der Gelenkflächen, beispielsweise in ein 5×5-Raster, wurde ebenfalls erprobt, führte jedoch nicht zu einer besseren Aussagekraft bezüglich der Form des Mineralisationsmusters. Zudem stieg die Zahl möglicher Verteilungsmuster mit einer feineren Rasterung exponentiell an, so daß ein Vergleich der Befunde untereinander nicht mehr sinnvoll gewesen wäre.

Damit ein Quadrant als Maximum angesehen wurde, mußten mindestens 20 % der in ihm enthaltenen Densitogramm-Fläche von mindestens einer von mehreren bestimmten Farbstufen eingenommen sein. In Abhängigkeit vom gesamten innerhalb einer Gelenkfläche vorkommenden Farbspektrum sowie dessen Verteilung wurden dazu entweder die zwei oder die drei höchsten Farbstufen herangezogen.

Die Häufigkeit des Vorkommens eines jeden der 16 Verteilungsmuster wurde für die Procc. articulares sup. und die Procc. articulares inf. getrennt notiert und in Tabellenform dargestellt.

Da durch die Entfernung von Bereichen mit Metallartefakten oftmals der kraniale oder kaudale Teil eines Densitogramms fehlte, wurde dieser Teil der Untersuchung nur mit den an das Implantatsegment angrenzenden Segmenten durchgeführt, so daß insgesamt 136 Gelenkflächen beurteilt wurden.

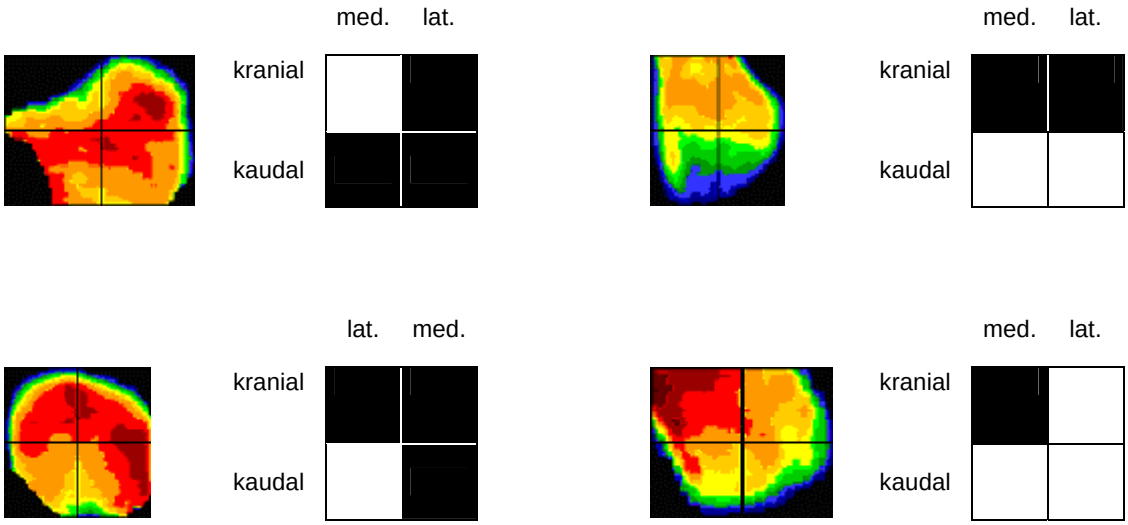


Abbildung 27: Beispiele für die Anordnung der Maxima innerhalb einer Gelenkfläche

4.2.3.2 Symmetrieverhalten, Formabweichungen und Dichteänderungen

Jede einzelne Gelenkfläche wurde visuell auf ihre Achsensymmetrie zur jeweils kontralateralen Gelenkfläche überprüft und eventuelle Abweichungen notiert.

Ebenso wurde die Anzahl der Segmente, in denen es zu einer Abweichung zwischen prä- und postoperativer Gestalt der Maxima einer Gelenkfläche kam, bestimmt.

Zusätzlich erfolgte eine visuelle Überprüfung auf Dichteänderungen zwischen den prä- und postoperativen Densitogrammen. Hierbei wurde zwischen den drei Zuständen "Abnahme", "unverändert" und "Zunahme" unterschieden. Die jeweiligen Zustände wurden mit den Ergebnissen der quantitativen Auswertung verglichen (s.u.).

4.2.4 Quantitative Auswertung der Densitogramme

Ziel der quantitativen Auswertung war die Bestimmung des absoluten Kalziumgehalts der subchondralen Knochenplatte.

Zur Quantifizierung der Mineralisationsdichte wurden mit der Software Analyze Histogramme[1] der Densitogramme erstellt, wobei gleichzeitig die Größe der Gelenkfläche bestimmt wurde.

Die von Analyze ausgegebenen Hounsfield-Werte wurden anschließend in das Tabellenkalkulationsprogramm Excel (Microsoft Corporation, Redmond, USA) eingelesen. Mit Hilfe der bekannten Kalziumkonzentration eines Referenzphantoms konnten die importierten Hounsfield-Werte in Kalzium-Werte umgerechnet werden. Durch Integration der Verteilungskurve aller Kalzium-Werte einer Gelenkfläche konnte deren absoluter Kalziumgehalt angegeben werden. Um die prä- und postoperativen Mineralisationsgrade der Gelenkflächen miteinander vergleichen zu können, wurde die Kalziumkonzentration in Relation zur ebenfalls ermittelten Größe der Gelenkfläche gesetzt und der relative Kalziumgehalt in mg/ml berechnet. Die Veränderung wurde in Prozent angegeben.

[1] Ein Histogramm spiegelt die Helligkeitsverteilung eines Bildes in Form eines Diagramms wider. Es gibt an, wie häufig jeder einzelne Helligkeitswert (bzw. hier: Hounsfield-Wert) im Bild vorkommt.

5 Ergebnisse

5.1 Qualitative Unterschiede der subchondralen Mineralisation

5.1.1 Gestalt und Lage der Maxima

Die Unterteilung der Gelenkflächen in Quadranten wie in Kap. 4.2.3.1 beschrieben ergab 16 mögliche Formen von Maxima. Bei den Procc. articulares superiores umfasste die häufigste Form den laterokranialen, mediokranialen und mediokaudalen Quadranten (22 von 68 Fällen bzw. 32 %). Nur in einem Fall trat ein Maximum im mediokranialen und laterokaudalen Quadranten auf (Abbildung 28).

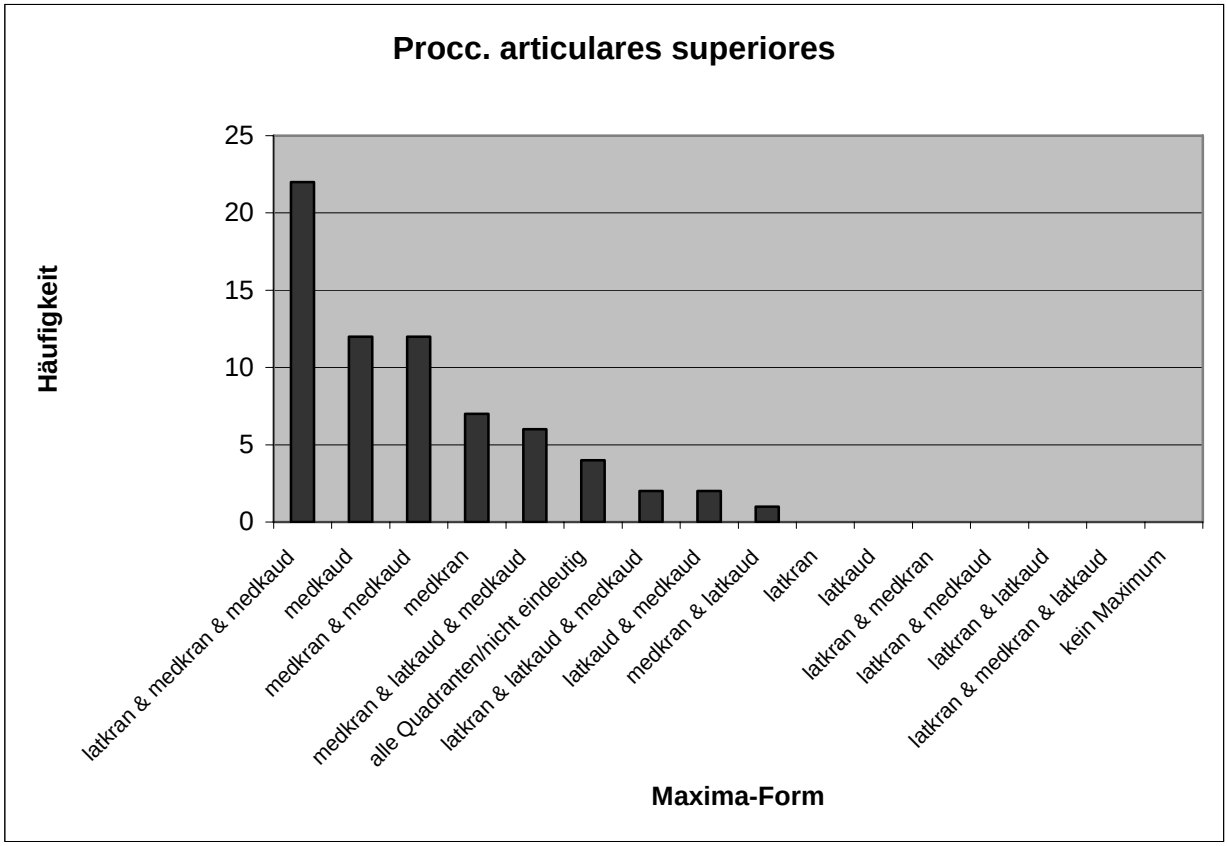


Abbildung 28: Häufigkeit der Rasterfeldkombinationen, Procc. articulares sup.

Bei den Procc. articulares inferiores kam am häufigsten ein Maximum im mediokranialen Quadranten vor (32 von 68 Fällen bzw. 47 %). Mit 2 Fällen am seltensten war ein Maximum im laterokranialen Quadranten (Abbildung 29).

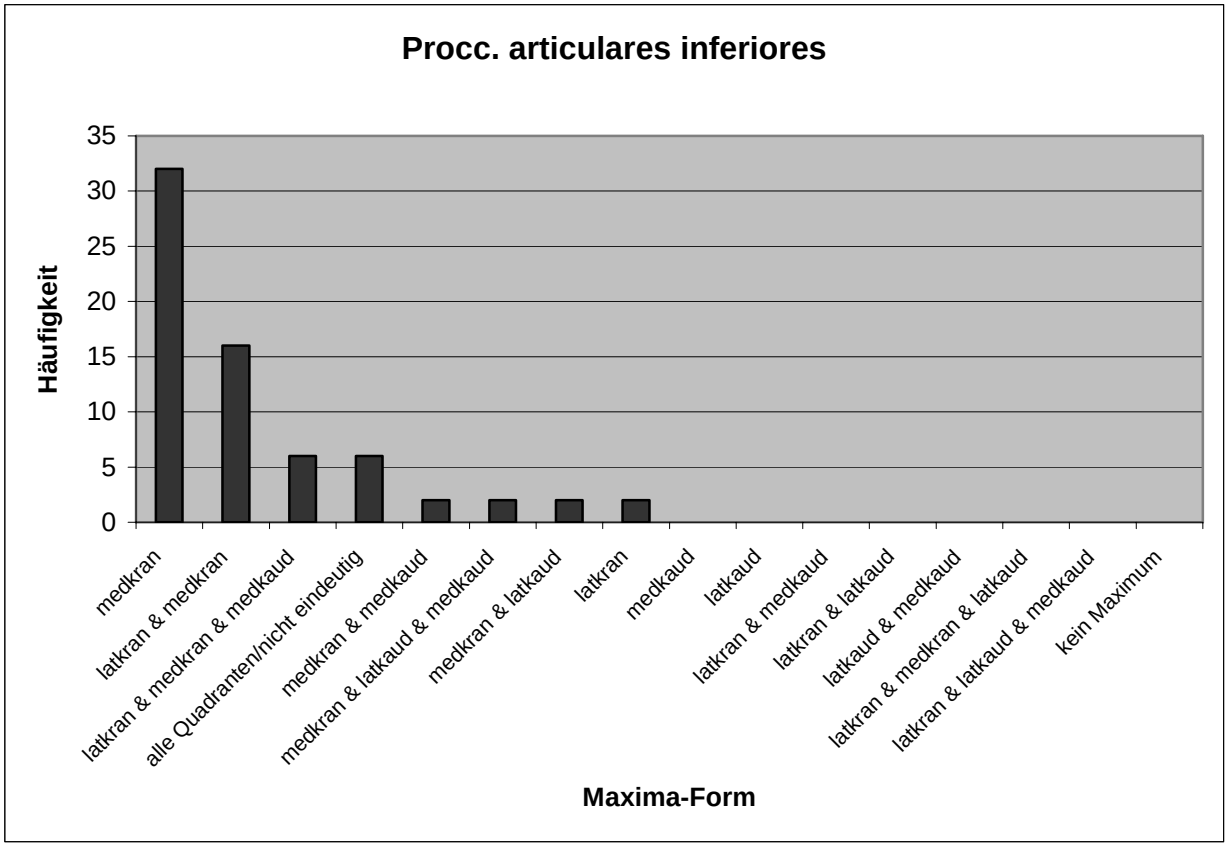


Abbildung 29: Häufigkeit der Rasterfeldkombinationen, Procc. articulares inf.

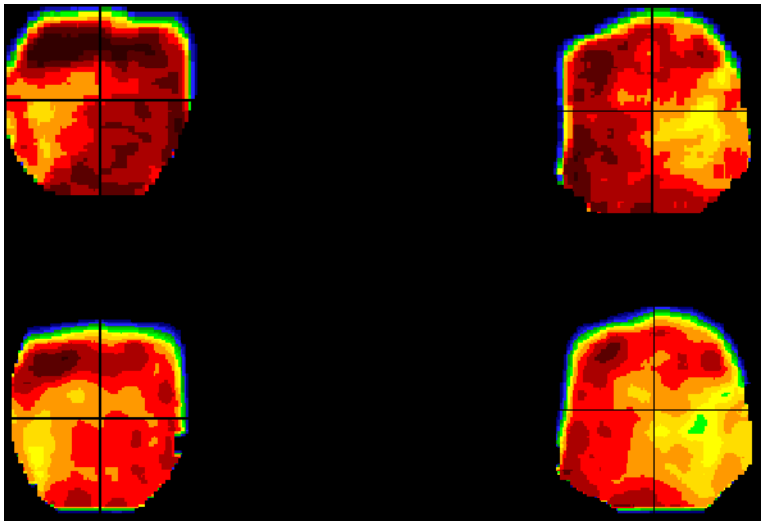
5.1.2 Symmetrieverhalten, Formabweichungen und Dichteänderungen

Achsensymmetrie der Maxima in den quadrantenweise unterteilten Gelenkflächen (Abbildung 30) zeigte sich bei 17 der 34 präoperativen und bei 18 der 34 postoperativen Gelenkflächen. Bei den Maxima der restlichen Gelenkflächen konnte dagegen keine Symmetrie festgestellt werden (Abbildung 31).

Abbildung 30: Achsensymmetrie der Maxima

Abbildung 31: Keine Achsensymmetrie der Maxima

Eine Veränderung der Form des postoperativen im Vergleich zum präoperativen Maximum trat nur bei einer Gelenkfläche auf, in allen anderen Fällen entsprach die Form des postoperativen der des präoperativen Maximums (Abbildung 32).



präoperativ

postoperativ

Abbildung 32: Übereinstimmung der Maxima-Form bei prä- und postoperativen Gelenkflächen

Die Ergebnisse der visuellen Beurteilung der Mineralisationsdichte hinsichtlich Abnahme, Zunahme oder Gleichheit sind in Abbildung 33 dargestellt. Bei 113 von 120 Gelenkflächen (94 %) deckte sich der Befund der visuellen Beurteilung mit dem Vorzeichen des quantitativen Ergebnisses (positiv: Zunahme, negativ: Abnahme), bei 7 fand sich keine Übereinstimmung (Tabelle 6). Von den 113 Fällen mit übereinstimmendem Befund lag bei 24 der Betrag der quantitativen Mineralisationsänderung unter 3,5 %, was allerdings als nicht signifikant angesehen wurde (s. Kap. 5.2). Da jedoch eine Unterscheidung zwischen Veränderungen, die größer bzw. kleiner als 3,5 % waren, mit bloßem Auge nicht möglich war, wurde jede sichtbare Zunahme bzw. Abnahme auch als solche gewertet.

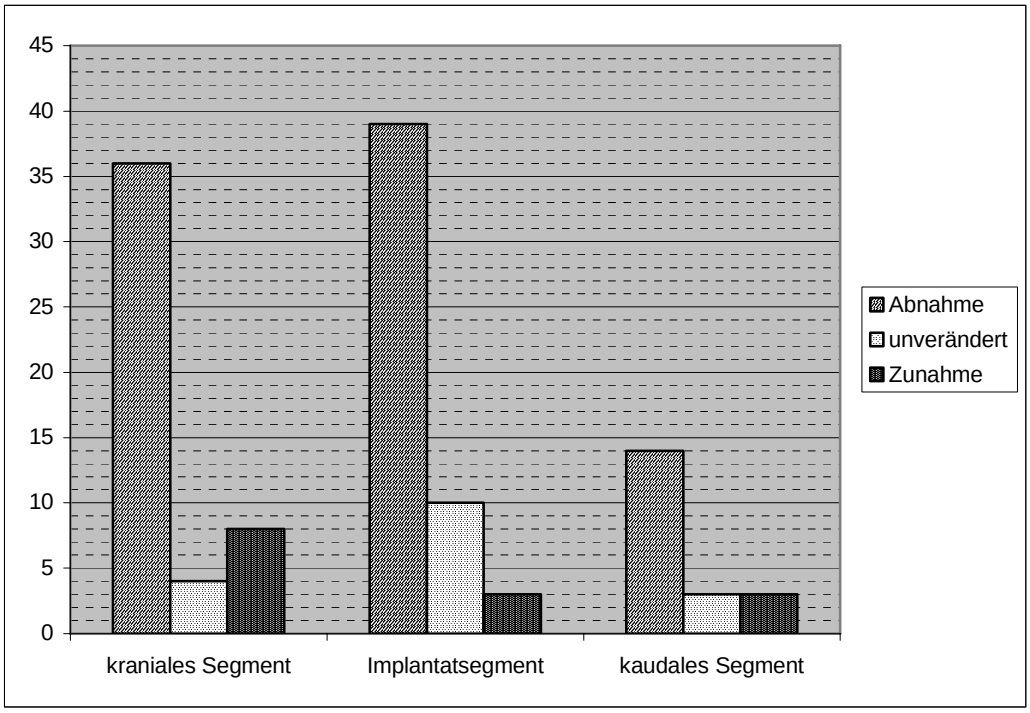


Abbildung 33: Anzahl der Gelenkflächen mit visuell festgestellter Mineralisationsänderung

	lfd. Nr.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
L3/L4	Proc. articularis sup. links		+*	+			+*		+		+*	+	+	+
	Proc. articularis inf. links		+*	+			+*		+		+	+	+	+
	Proc. articularis sup. rechts		+*	+			+*		+		+*	+	+	+
	Proc. articularis inf. rechts		+	+*			+*		+		−	+	+	+
L4/L5	Proc. articularis sup. links	+*	+	−	+	+	−	+*	+	+	+	+	+	+
	Proc. articularis inf. links	+*	+	−	+	+	−	+	+	+	+	+	+	+
	Proc. articularis sup. rechts	+*	+	+	+	+	+	+*	+	+	+	+	+	+
	Proc. articularis sup. rechts	+*	+	−	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
L5/S1	Proc. articularis sup. links	+	+			+	+*	+	+	+	+			+
	Proc. articularis inf. links	+	+*			+	+*	+	+	+	+*			+
	Proc. articularis sup. rechts	+	+*			+	+	+	+	+*	+			+
	Proc. articularis sup. rechts	+	−			+	+	+	+	+	+			+

+ Übereinstimmung +* Übereinstimmung, aber quantitative Änderung "nicht signifikant" − keine Übereinstimmung

Tabelle 6: Übereinstimmung des visuellen mit dem quantitativen Ergebnis

5.2 Quantitative Unterschiede der subchondralen Mineralisation

Insgesamt wurden 120 prä-/postoperative Gelenkflächenpaare auf eine Änderung ihres Mineralisationsgrades untersucht.

Veränderungen von weniger als 3,5 % wurden aufgrund möglicher Ungenauigkeiten bei Datenerhebung und Methodik als nicht signifikant angesehen, der Mineralisationsgrad wurde in diesen Fällen als unverändert eingestuft.

In 85 Fällen (70,8 %) bestand sechs Monate postoperativ eine jeweils unterschiedlich stark ausgeprägte Abnahme der Mineralisation (Abbildung 34). In 31 Fällen (25,8 %) blieb der Grad der Mineralisierung unverändert, in 4 Fällen (3,3 %) nahm er zu.

Einen Überblick über die durchschnittliche prozentuale Veränderung der Mineralisation geben Abbildung 35 und Tabelle 7.

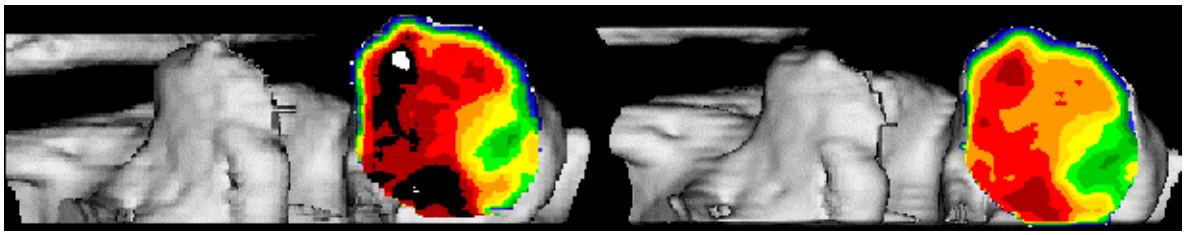


Abbildung 34: Mineralisierungsmuster einer Facettengelenkfläche (L3/L4, Proc. articularis sup.) mit deutlicher Abnahme der Mineralisation. Links präoperativ, rechts 6 Monate postoperativ.

5.2.1 Operiertes Segment

Die stärksten Mineralisationsabnahmen wurden in den operierten Segmenten beobachtet. 44 der 52 betrachteten Gelenkflächen (84,6 %) wiesen eine im Vergleich zum präoperativen Bild verringerte Mineralisation auf, zu einer Zunahme der Mineralisation kam es in 3 Fällen (5,8 %). Bei 5 Gelenkflächen (9,6 %) lag die Veränderung unterhalb der als signifikant betrachteten Grenze von 3,5 % und wurde deshalb als unverändert eingestuft. Die Durchschnittswerte betrugen −10,5 % für die Gelenkflächen der Procc. articulares sup. und −7,6 % für die der Procc. articulares inf. Die Maximalwerte der einzeln betrachteten Gelenkflächen lagen bei −40 bzw. +14 %.

5.2.2 Kranial angrenzendes Segment

48 der untersuchten Gelenkflächen lagen kranial eines operierten Segments. Eine Mineralisationsabnahme wurde bei 29 Gelenkflächen (60,4 %) verzeichnet, eine Zunahme bei 1 (2,1 %) und eine unveränderte Mineralisation bei 18 (37,5 %). Die durchschnittliche Änderung betrug für die Gelenkflächen der Procc. articulares sup. −5,0 %, für die der Procc. articulares inf. −6,3 %, Maximalwerte waren −22 bzw. +4 %.

5.2.3 Kaudal angrenzendes Segment

Kaudal des Implantatsegments lagen 20 der untersuchten Gelenkflächen. Bei diesen kam es in 12 Fällen (60 %) zu einer Abnahme und in 8 Fällen (40 %) zu keiner Änderung der Mineralisation. Eine Zunahme wurde bei keiner Gelenkfläche festgestellt. Die durchschnittliche Änderung an den Gelenkflächen der Procc. articulares sup. bzw. inf. betrug −4,5 % bzw. −5,0 % mit Maximalwerten von −12 bzw. +1 %.

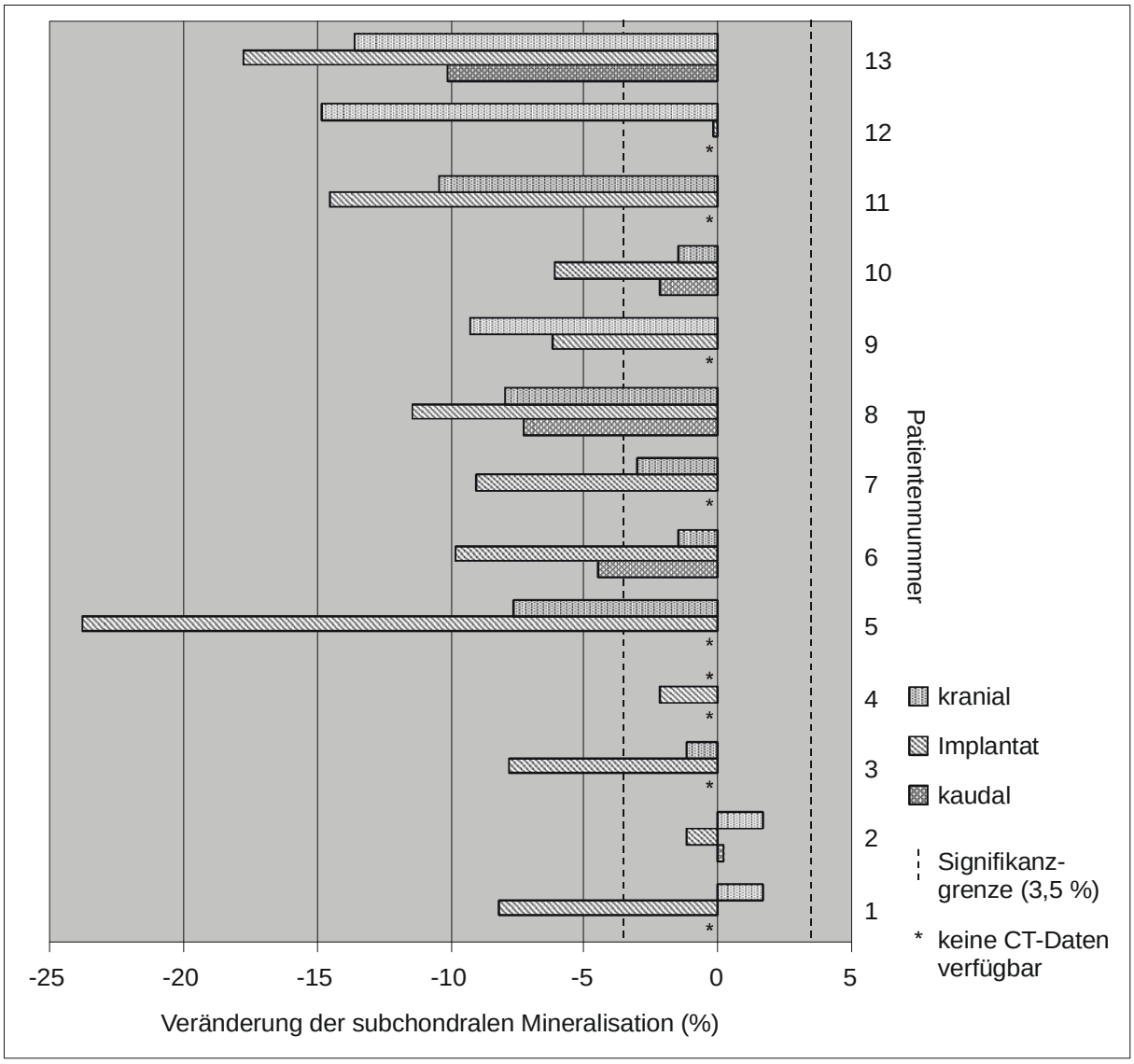


Abbildung 35: Durchschnittliche prozentuale Mineralisationsänderung in Implantatsegment und Anschlußsegmenten (Mittelwerte über die linken und rechten Procc. articulares sup. und inf.).

	lfd. Nr.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
L3/L4	Proc. articularis sup. links		o	o			o		−−		o	−−	−−−	−−−−
	Proc. articularis inf. links		o	−			o		−		o	−−	−−−−	−−−−
	Proc. articularis sup. rechts		o	o			o		−−		o	−−−−	−−	−−
	Proc. articularis inf. rechts		+	o			o		−		−	−−	−−−−	−−−−
L4/L5	Proc. articularis sup. links	o	o	−−	−	−−	−−	o	−−−−	−−	−−	−−−	++++	−−−−
	Proc. articularis inf. links	o	−	−	o	−−	−	−	−−−	−−	−	−−−−	+	−−−−
	Proc. articularis sup. rechts	o	o	−−	−−	−−	−−−−	−	−	−−	−	−−	−−	−−−−
	Proc. articularis inf. rechts	o	o	−−	+	−−	−−−	−	−	−−	−−	−−−−	−−−	−−−−
L5/S1	Proc. articularis sup. links	−−−−	o			−−−−−	−	−−	−	−−−	o			−−
	Proc. articularis inf. links	−	o			−−−−	o	−−	−−−	−−	o			−
	Proc. articularis sup. rechts	−	o			−−−−−	−−	−−−	−	o	o			−−−
	Proc. articularis inf. rechts	−	o			−−−−	−	−−	−−	−	−			−−−

− Abnahme + Zunahme o keine signifikante Änderung

− / + ≥ 3,5 % −− / ++ ≥ 5 % −−− / +++ ≥ 10 % −−−− / ++++ ≥ 15 % −−−−− / +++++ ≥ 20 %

Gelb hinterlegt: Implantatsegment

Tabelle 7: Prozentuale Veränderung der Mineralisation in den einzelnen prä-/postoperativen Gelenkflächenpaaren

6 Diskussion

6.1 Diskussion des Untersuchungsmaterial

77 % der Patienten waren weiblich, wobei es sich um eine zufällige Auswahl handelt. Die Geschlechterverteilung bei den Arbeitsunfähigkeitsfällen aufgrund einer Osteochondrose der Wirbelsäule (ICD10-Schlüssel M42) lag im Jahr 2002 mit 1,3 Männern zu 1 Frau umgekehrt (AOK-Bundesverband 2004).

Das Durchschnittsalter zum Zeitpunkt der Operation betrug 40 Jahre mit Extremwerten von 27 und 53 Jahren. Dies stimmt mit der bereits in Kap. 2.1 beschriebenen Altersverteilung bei behandlungsbedürftigen Erkrankungen der Bandscheiben überein.

Bei allen Patienten lag der Body Mass Index (BMI) im Normbereich, ein Zusammenhang zwischen Körpergewicht und Erkrankung kann deshalb für unser Patientengut nicht angenommen werden.

Da bei allen Patienten prae operationem und sechs Monate post operationem routinemäßig CT-Aufnahmen der Lendenwirbelsäule angefertigt wurden, war eine erneute computertomographische Untersuchung mit entsprechender Strahlenbelastung nicht erforderlich. Tischvorschub und Schichtstärke betrugen jeweils 1 mm, somit wurde die Forderung nach einer geringen Schichtdicke zur Verringerung des Partialvolumeneffektes erfüllt.

In einem Fall bestand die Schnittmenge der Lendenwirbel, von denen prä- und postoperativ ein CT gefahren wurde, nur aus dem operierten Segment, so daß hier eine Auswertung der angrenzenden Segmente nicht durchgeführt werden konnte.

Zudem erlaubten die teilweise starken, durch das Implantatmetall verursachten Artefakte keine vollständige Auswertung des operierten Segments, da die Artefakte zu einer lokal erhöhten Radioopazität führen und somit eine stärkere Mineralisation vorgespiegelt wird. Aus diesem Grund mußten die entsprechenden Schnitte entfernt werden. Gerade das Implantatsegment ist jedoch von besonderem Interesse, da hier die Auswirkungen der Höhenrekonstruktion im Zwischenwirbelraum auf die Gelenkflächen der Facettengelenke unmittelbar deutlich werden. Trotz dieser Einschränkung konnten bei 9 der 13 Patienten in den verbleibenden Bereichen der Densitogramme des operierten Segments durchweg hohe Mineralisationabnahmen festgestellt werden.

6.2 Diskussion der Methode

Die Mineralisierungsverteilung und der Mineralgehalt der subchondralen Knochenplatte gilt als Ausdruck der individuellen Langzeitbeanspruchung einer Gelenkfläche. Die von Müller-Gerbl

entwickelte CT-Osteoabsorptiometrie ermöglicht die flächenhafte Darstellung der Dichteverteilung in der subchondralen Knochenplatte in Form sogenannter Densitogramme, die anschließend mit entsprechenden Rechenroutinen quantitativ ausgewertet werden können (Müller-Gerbl, Putz et al. 1989; Müller-Gerbl, Putz et al. 1990; Müller-Gerbl, Putz et al. 1993; Müller-Gerbl 1998). Zusätzlich kann anhand von Falschfarbenkodierungen ein visueller Vergleich dieser Dichteverteilung vorgenommen werden.

Die CT-OAM ist derzeit die einzige uns bekannte Methode, die im Gegensatz zu den in Kap. 3.3 erwähnten Verfahren eine flächenhafte Untersuchung der Dichteverteilung des subchondralen Knochens non-invasiv auch am Lebenden ermöglicht. Da eine Zerstörung der untersuchten Strukturen nicht stattfindet, eignet sich die Methode, wie im Fall der vorliegenden Arbeit, auch für Verlaufskontrollen. Die mit Hilfe der CT-OAM ermittelten Dichteverteilungen stimmen mit solchen, die durch klassische Röntgendensitometrie in vitro gewonnen wurden, sehr gut überein (Müller-Gerbl, Putz et al. 1990). Auch die errechneten Kalziumwerte korrelieren gut mit den durch eine in-vitro-Methode (Veraschung mit Flammenphotometrie) gefundenen Ergebnissen (Schlenker 2003).

Die CT-OAM lieferte in unserer Studie Ergebnisse mit sehr hoher Reproduzierbarkeit. Sechs der dreizehn Patientendatensätze wurden z.T. von verschiedenen Personen doppelt ausgewertet. Die ermittelten Histogramme (s. Kap. 4.2.4) differierten nur minimal.

Die vergleichende Betrachtung zweier Densitogramme einer Gelenkfläche, denen unterschiedliche Computertomogramme zugrunde liegen, birgt jedoch Fehlerrisiken. Dazu zählen flächenmäßige Inkongruenzen, die v.a. durch unterschiedliche Patientenlagerung bei der prä- und postoperativen CT-Untersuchung bedingt sein können. Dies konnte durch visuelle Einstellung der Rotationswinkel am Bildschirm näherungsweise korrigiert werden. Durch den numerischen Vergleich der Flächengröße der prä- und postoperativen Densitogramme erfolgte eine zusätzliche Kontrolle.

Schwierigkeiten bereitete auch die Zuordnung der in den postoperativen Densitogrammen aufgrund von Artefakten gelöschten Bildbereiche zu den entsprechenden Bereichen der präoperativen Densitogramme. Hier konnte nicht einfach auf die Nummern der Einzelschnitte zurückgegriffen werden, was eine exakte Zuordnung ermöglicht hätte. Da die Bandscheibenprothese jedoch wie gewünscht zu einer Erhöhung des Zwischenwirbelraums führte, verschoben sich dabei auch die Einzelschnitte im CT. Die korrespondierenden Bildbereiche in den präoperativen Densitogrammen konnten aber visuell ermittelt werden.

Alle Computertomographien wurden mit demselben Gerät angefertigt (s. Kap. 4.2.1). Jedoch wurde nicht bei allen Patienten für die CT-Untersuchung das Referenzphantom auf dem Untersuchungstisch plaziert. Der Vergleich der Grauwerte der vorhandenen Phantom-Bilddaten

ergab allerdings nur äußerst geringe Schwankungen von ca. 1,1 % für den "dunklen" Bereich des Phantoms (Wasser) sowie von ca. 0,3 % für den "hellen" Bereich (Knochen). Die im ersteren Fall höheren Schwankungen beruhen möglicherweise darauf, daß hier das Bildrauschen stärker zum Tragen kommt als in helleren Bildbereichen. Für die vorliegende Arbeit spielten aber ohnehin nur Bildbereiche mit Hounsfield-Einheiten im Bereich von Knochen eine Rolle.

6.3 Diskussion der Ergebnisse

Unsere Studie wurde an 13 Patienten durchgeführt. Damit handelt es sich um ein vergleichsweise kleines Kollektiv, trotzdem waren die gefundenen Ergebnisse eindeutig.

6.3.1 Qualitativ: Mineralisationsmuster

Zur deskriptiven Bewertung der Mineralisationsmuster wurden die Gelenkflächen mit einem Raster überlagert. Jedes Rasterfeld konnte in Abhängigkeit von der darunterliegenden Farbtendenz des Densitogramms den Wert "Maximum" oder "kein Maximum" annehmen. Es wurden verschiedene Rasterauflösungen mit 4 (2×2) bis 25 (5×5) Feldern erprobt. Da eine feine Rasterung keine größere Aussagekraft bezüglich der Form des Mineralisationsmusters ergab, wurde ein grobes Raster mit vier Feldern gewählt. Diese quadrantenweise Aufteilung hatte den zusätzlichen Vorteil einer besseren Vergleichbarkeit der Ergebnisse untereinander (s. Kap. 4.2.3.1).

Wie die in Kap. 5.1.1 abgebildeten Diagramme zeigen, lagen die Maxima der Procc. articulares sup. sowie inf. schwerpunktmäßig in den medialen Anteilen der Gelenkflächen. Bei den Procc. articulares sup. wurde zudem eine Konzentration auf die kraniale Hälfte der Gelenkfläche beobachtet. Unsere Befunde decken sich weitgehend mit den Angaben in der Literatur (Putz und Müller-Gerbl 2003). Müller-Gerbl (1992) fand die Zonen höchster Dichte der oberen und unteren Gelenkfortsätze ebenfalls in den medialen Gelenkanteilen. Sie beschrieb weiterhin, daß die stark mineralisierten Bereiche im mediokranialen und mediokaudalen Teil durch dazwischenliegende Zonen mit geringerer Mineralisation unterbrochen sind, was auch bei den in unserer Studie untersuchten Gelenkflächen zumeist der Fall war.

Achsensymmetrie der Mineralisationsmuster im Links-Rechts-Vergleich bestand nur bei etwa der Hälfte der Gelenkflächen. Eine Asymmetrie der Gelenkflächen, der sog. artikuläre Tropismus, ist allerdings auch bei normalen Wirbelsäulen häufig (Bogduk 2000). Ein kongenitaler Tropismus könnte zu einer dauerhaften asymmetrischen Belastung der Gelenkflächen führen, was sich nach den in Kap. 3 geschilderten Prinzipien in unterschiedlichen Mineralisationsmustern der linken und rechten Gelenkflächen äußern würde. Eine Assoziation zwischen Tropismus und Bandscheibendegeneration wird zwar kontrovers diskutiert, kann jedoch als eher unwahrscheinlich angesehen werden (Vanharanta, Floyd et al. 1993).

Mit einer Ausnahme wiesen alle Densitogramme postoperativ die gleiche Maxima-Form auf wie präoperativ, was gemäß der vielfach bestätigten Wolffschen Hypothese (s. Kap. 3.1) den Schluß zulässt, daß eine qualitative Änderung des Beanspruchungsmusters durch die Bandscheibenprothese nicht stattfindet.

Es ist bekannt, daß das Implantat zu einer teilweise beträchtlich erhöhten Axialrotation führen kann, da während der Operation ein Teil des Anulus fibrosus entfernt wird und konstruktionsbedingt keine Begrenzung der Rotation durch die Prothese selbst stattfindet (Dooris, Goel et al. 2001; Cunningham, Gordon et al. 2003; Rohlmann, Zander et al. 2005). Zu eventuellen Auswirkungen auf die Belastung der lateralen, rotationsbegrenzenden Anteile der Facettengelenke sind weitere Untersuchungen mit einem längeren Beobachtungszeitraum erforderlich. Bei unserem Patientenkollektiv war visuell keine erhöhte Mineralisation in den lateralen Gelenkanteilen erkennbar.

Zwischen der visuellen Beurteilung hinsichtlich Mineralisationsänderung und der quantitativen Auswertung bestand eine hohes Maß an Übereinstimmung. Bereits anhand der verwendeten Falschfarbenkodierung konnte bei 94 % der Gelenkflächen eine zuverlässige Aussage getroffen werden, ob es sich jeweils um eine Mineralisationsabnahme oder -zunahme handelte. Somit kann mit Hilfe der CT-OAM bereits ohne größeren analytischen Aufwand abgeschätzt werden, ob eine Veränderung der Belastungsverhältnisse eingetreten ist.

6.3.2 Quantitativ: Mineralisationsgehalt

Die Implantation der Bandscheibenprothese bewirkte größtenteils eine Abnahme der subchondralen Mineralisation. Im prä-/postoperativen Vergleich wurden die stärksten und die häufigsten Abnahmen des Mineralisationsgrades in den 52 Gelenkflächen der operierten Segmente beobachtet. Insgesamt kam es bei 84,6 % der Gelenkflächen zu einer signifikanten Mineralisationsabnahme, dagegen nur bei 5,8 % zu einer Zunahme.

6.3.2.1 Operiertes Segment

Da nach der Implantation einer Bandscheibenprothese nur eine kurze Immobilisierungsphase erforderlich ist und eine postoperative Schonhaltung bei den Patienten nicht beobachtet wurde, sehen wir die starken Mineralisationsabnahmen im operierten Segment nicht als Ausdruck verminderter Bewegung an, sondern als Resultat der Wiederherstellung der physiologischen Höhe des Intervertebralraums sowie eines physiologischen Bewegungsablaufs.

Die Auswirkungen einer pathologischen Verkleinerung bzw. Höhenminderung wurden in mehreren Studien untersucht. Dunlop, Adams et al. (1984) wiesen nach, daß bei einer Höhenminde-

rung des Bandscheibenfaches der Druck zwischen den Gelenkflächen der Facettengelenke signifikant ansteigt.

Yang und King (1984) ermittelten anhand eines Finite-Elemente-Modells eine signifikant erhöhte Facettenlast bei einer Höhenminderung der Bandscheibe.

Die durch Injektion von Chymopapain verursachte Nukleolyse an den Bandscheiben von Mischlingshunden hatte eine Gelenkspaltverschmälerung und pathologische Knorpelveränderungen an den Facettengelenken zur Folge (Gotfried, Bradford et al. 1986).

Vernon-Roberts und Pirie (1977) fanden in einer Studie an über 100 menschlichen lumbalen Wirbelsäulenpräparaten einen direkten Zusammenhang zwischen dem Grad der Bandscheibendegeneration und Knochenumbauvorgängen an den Facettengelenken.

Butler, Trafimow et al. (1990) untersuchten die Lendenwirbelsäulen von 68 Patienten mittels MRI und CT, wobei sie zwar häufig eine Bandscheibendegeneration ohne Spondylarthrose fanden, jedoch keine Spondylarthrose ohne Bandscheibendegeneration. Sie zogen daraus den Schluß, daß die Bandscheibendegeneration zu einer Belastungsänderung der Facettengelenke führt, und daß daraus eine Spondylarthrose entstehen kann. Diese These wurde durch eine weitere MRI-Studie bestätigt (Fujiwara, Tamai et al. 1999).

Dooris, Goel et al. (2001) konnten anhand eines Finite Elemente-Modells zeigen, daß eine Bandscheibenprothese die über die Facettengelenke übertragene Last verringern kann, jedoch nur dann, wenn das Implantat sich relativ weit posterior befindet und das Lig. longitudinale anterius erhalten wird. Die in der Studie verwendete Prothese (Medtronic Sofamor Danek, Richmond, USA) wies allerdings ein höheres Maß an Koppelung (s. Kap. 2.5.3) auf und erlaubte damit weniger Translation als die in unserer Studie eingesetzte Charité III.

Weitere Veröffentlichungen, die sich mit den Auswirkungen einer *Vergrößerung* der intervertebralen Distanz, wie sie durch Implantation einer Bandscheibenprothese stattfindet, auf die biomechanische Belastungssituation der Facettengelenke befassen, sind uns nicht bekannt. Im Lichte der oben angeführten Literatur erscheint jedoch der Schluß zulässig, daß dadurch die Druckübertragung wieder in höherem Maße über die anterioren Elemente erfolgt, wodurch der auf die Facettengelenke wirkende Druck abnimmt. Wie in Kap. 3 ausgeführt, ist der Mineralisationsgrad einer Knochenstruktur das Spiegelbild seiner Langzeitbeanspruchung. Im Falle der Facettengelenke bedeutet die Wiederherstellung der Segmenthöhe durch die Bandscheibenprothese eine verringerte Belastung, die sich langfristig in der Abnahme der subchondralen Mineralisation auswirkt.

6.3.2.2 Anschlußsegmente

Bei den 68 Gelenkflächen der kranial und kaudal angrenzenden Segmente kam es in 60,3 % zu einer Mineralisationsabnahme, dagegen nur in 1,5 % zu einer Zunahme. Zwischen den Ergebnissen der kranialen und der kaudalen Segmente bestanden keine wesentlichen Unterschiede.

Cunningham et al. (2003) kommen in ihrer Studie über die biomechanischen Effekte einer Bandscheibenprothese zwar zu dem Schluß, daß das Implantat im Gegensatz zur einer Spondylodese die physiologische Kinematik der Anschlußsegmente bewahrt. Die Studie befaßt sich jedoch nicht explizit mit den Auswirkungen auf die Facettengelenke.

Wie in Kap. 2.3.2 beschrieben, führt die Osteochondrose durch Bandscheibenlockerung zu einer Destabilisierung und Höhenminderung des erkrankten Segments und damit zu einer vermehrten Druckübertragung über die posterioren Elemente der Wirbelsäule. Dies bedeutet zwangsläufig auch für die kranial und kaudal an das erkrankte Segment anschließenden Abschnitte eine erhöhte Belastung der Facettengelenke, die dabei teleskopartig ineinandergestaucht werden. In Analogie zu den Ausführungen in Kap. 6.3.2.1 schließen wir deshalb, daß die Wiederherstellung einer normalen Druckübertragung im operierten Segment sich als Minderbelastung der Facettengelenke auch in den benachbarten Segmenten auswirkt und es dadurch langfristig zur Mineralisationsabnahme kommt.

6.3.3 Korrelation mit klinischen Befunden

Von allen Patienten wurden im Rahmen einer parallel laufenden Studie (Trouillier 2005) prä- und 6 Monate postoperativ folgende Scores erhoben:

- Oswestry Disability Score
- VAS Pain Score
- SF 36 Score

In nahezu allen Parametern der Scores kam es zu deutlichen Verbesserungen gegenüber der präoperativen Situation.

In einer weiteren Studie an 29 Patienten, denen eine lumbale Bandscheibenprothese implantiert worden war und die anhand derselben, oben beschriebenen Scores evaluiert wurden, wird bei einem Follow-up von 12 bis 24 Monaten ebenfalls von wesentlichen Verbesserungen in allen drei Scores berichtet (Ogon, Becker et al. 2004).

Der Oswestry Disability Score (Abbildung 38) bewertet die Parameter Schmerzintensität, Körperpflege, Heben von Gewichten, Gehstrecke, Sitzen, Stehen, Schlafen, Sexualleben, soziale Stellung und Mobilität. Das schlechteste mögliche Ergebnis des Scores sind 50 Punkte

(100 %). Er verbesserte sich bei unserem Patientengut postoperativ von durchschnittlich 53,38 % auf 26,15 % und damit um mehr als die Hälfte.

Auf der visuellen Analogskala des VAS Pain Score (Abbildung 39, Abbildung 40), die den stärksten möglichen Schmerz mit 100 % beschreibt, wurde die Verbesserung mit über 50 % hinsichtlich Rückenschmerz und mit durchschnittlich 15 % hinsichtlich Beinschmerz angegeben.

Im SF 36 Score (Abbildung 36, Abbildung 37) bedeutet das Maximum von 100 zu erreichenden Punkten das beste Ergebnis. Die einzelnen Parameter des Scores können zusammengefaßt werden zu einer physischen und einer mentalen Komponente. Bei der physischen Komponente kam es zu einer Verbesserung von durchschnittlich 50,6 %, die mentale Komponente verbesserte sich um durchschnittlich 39,2 %.

Die Aussagekraft solcher subjektiven Meßverfahren wird jedoch kontrovers diskutiert. Die Beantwortung der Fragen ist von psychischen und sozialen Faktoren beeinflußt, die Korrelation der einzelnen Parameter untereinander ist schwach (Dionne, Von Korff et al. 1999; Kovacs, Abraira et al. 2004). Einzelne Parameter eines Scores können für verschiedene Patienten eine völlig unterschiedliche individuelle Bedeutsamkeit haben. Letztlich ist das Ergebnis ein mehr oder weniger verzerrtes Abbild der grundlegenden Patientenmeinung über die Wirksamkeit der Behandlung (Hagg, Fritzell et al. 2002). Der Vergleich der Score-Ergebnisse mit "harten" Daten zur Überprüfung auf eine Korrelation hin ist deshalb problematisch, insbesondere bei einem kleinen Kollektiv. Der objektivere Eindruck des Untersuchenden im Rahmen der klinischen Verlaufskontrollen stimmte dagegen insgesamt gut mit dem morphologischen Ergebnis überein. Die Kontrollen umfaßten neben den üblichen Maßnahmen wie Inspektion, Palpation, Funktionsprüfung und neurologischer Untersuchung eine Röntgenuntersuchung mit anteroposteriorem und lateralem Strahlengang zur Beurteilung von Implantatposition und Höhe des Intervertebralraums.

Bei den Patienten 2, 4 und 12 kam es im postoperativen Verlauf zu einer Zunahme der Mineralisation. Alle drei Patienten wiesen eine fortgeschrittene Facettendegeneration auf. Möglicherweise beruht die Mineralisationszunahme darauf, daß ab einem bestimmten Schweregrad der Degeneration eine Erholung nicht mehr stattfindet, sondern sich eher eine Progredienz einstellt. Bei Patient 2 bestand zudem eine geringgradige Skoliose, was für die einseitige Zunahme der Mineralisation des rechten Proc. articularis inf. im Segment L3/L4 verantwortlich sein könnte. Dagegen konnten bei Patient 5, der ebenfalls von einer gering ausgeprägten Skoliose betroffen war, keine Auffälligkeiten festgestellt werden.

Patient 8, bei dem signifikante Mineralisationsabnahmen in allen Gelenkflächen festgestellt wurden (s. Tabelle 7), klagte bei den Verlaufskontrollen regelmäßig über eine Verschlechterung

seines Zustandes. Zufällig wurde er einige Wochen nach der Operation beim Überspringen von Bahngleisen beobachtet, was die Angaben bezüglich seines Befindens zumindest relativieren dürfte. Möglicherweise spielte in diesem Fall das Motiv der Frühberentung eine Rolle.

Bereits anhand unserer relativ geringen Fallzahl ist eine klare Übereinstimmung zwischen dem guten klinischen Ergebnis und den CT-OAM-Werten erkennbar. Nach zweifelsfreier Bestätigung dieses positiven Zusammenhangs anhand größerer Fallzahlen könnte die CT-OAM zukünftig auch im Rahmen von Gutachten zu Frühberentungsanträgen bei der Objektivierung der Befunde zum Einsatz kommen.

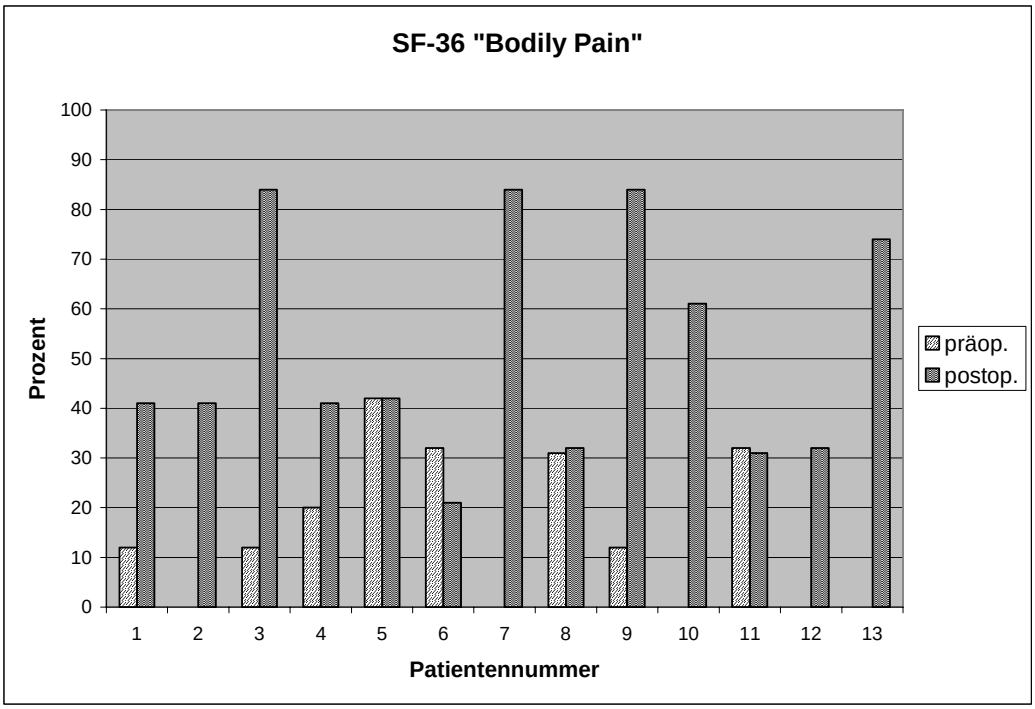


Abbildung 36: SF-36 Parameter "Bodily Pain"; höher = besser

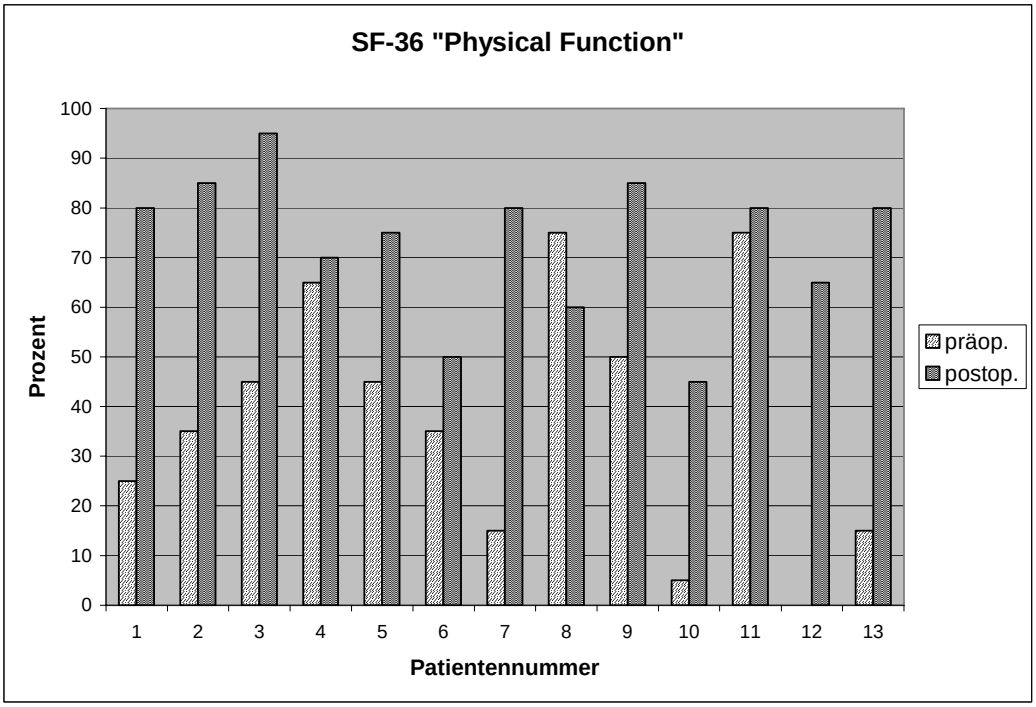


Abbildung 37: SF-36 Parameter "Physical Function"; höher = besser

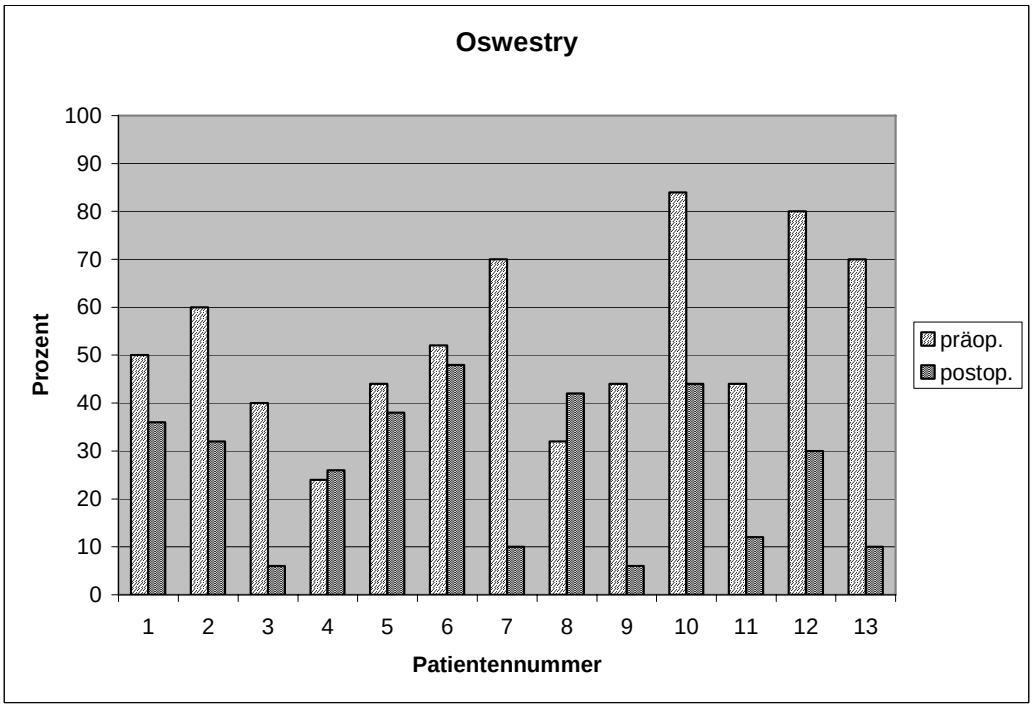


Abbildung 38: Oswestry Score; niedriger = besser

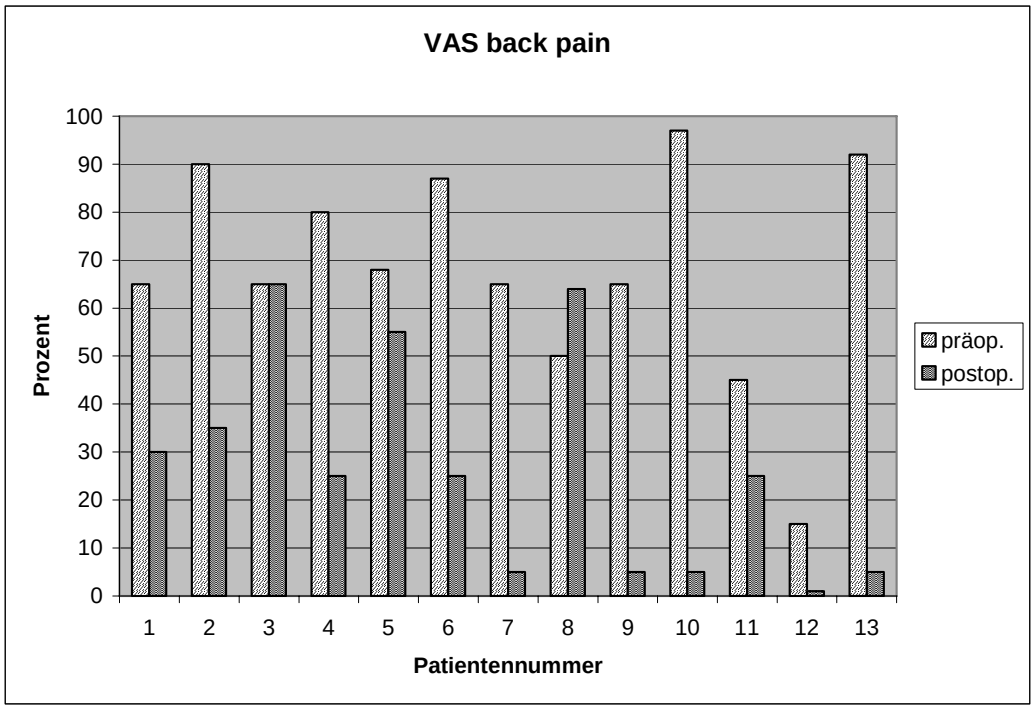


Abbildung 39: VAS back pain index; niedriger = besser

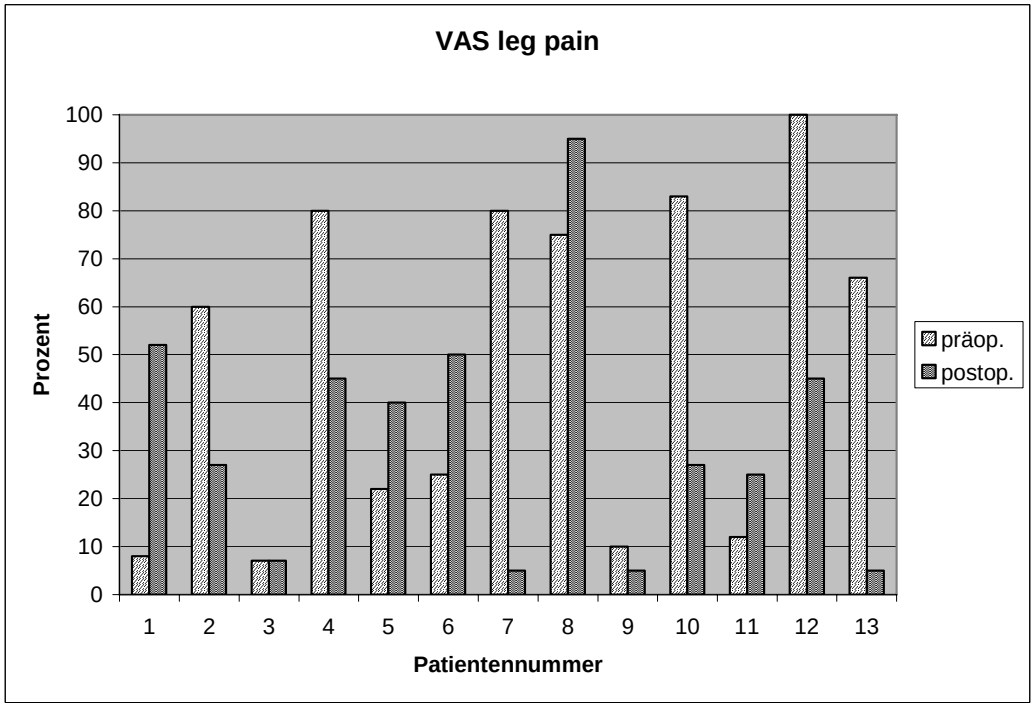


Abbildung 40: VAS leg pain index; niedriger = besser

7 Zusammenfassung

Rückenschmerzen sind in den westlichen Industrieländern ein beträchtliches sozio-ökonomisches Problem. Die bei weitem häufigste Ursache für spezifische Rückenschmerzen im Lendenwirbelbereich sind degenerative Erkrankungen der Bandscheiben. Dazu zählt auch die Osteochondrose, welche durch reaktive Veränderungen an den Endflächen der benachbarten Wirbel gekennzeichnet ist und mit einer Höhenminderung des Bandscheibenfaches einhergeht. Durch die Höhenminderung kommt es unter anderem zu einer gestörten Druckübertragung, die eine Überlastung der kleinen Wirbelgelenke und ihrer Kapseln sowie eine verstärkte Belastung der Bandscheiben auch in den Nachbarsegmenten zur Folge hat.

Bisher kam bei der Behandlung therapieresistenter Rückenschmerzen meist die als Goldstandard propagierte Methode der Spondylodese zum Einsatz. Diese ist jedoch mit schwerwiegenden Nachteilen behaftet. Dazu zählen im Wesentlichen der völlige Verlust der Segmentbeweglichkeit sowie die Gefahr von Pseudarthrosen und Degeneration in den Anschlußsegmenten.

Seit einigen Jahren werden zur Vermeidung der genannten Risiken zunehmend Bandscheibenprothesen implantiert. Diese sollen die normale Kinematik der Wirbelsäule bewahren und durch die Wiederherstellung einer physiologischen intervertebralen Distanz eine ungestörte Druckübertragung ohne Überlastung der posterioren Elemente sowie der Anschlußsegmente gewährleisten.

Zentrale Fragestellung unserer prospektiven Längsschnittstudie war deshalb, ob die Wiederherstellung der Segmenthöhe durch eine Bandscheibenprothese eine Veränderung von Ausmaß und Muster der individuellen Belastung der Facettengelenke im operierten sowie in den angrenzenden Segmenten bewirkt. Da diese Frage am Lebenden nicht durch eine direkte Messung des Gelenkdrucks beantwortet werden kann, wurde mit der CT-Osteoabsorptiometrie eine indirekte Methode gewählt. Das von *Müller-Gerbl* entwickelte Verfahren ermöglicht die bildhafte Darstellung der Mineralisationsdichte und -verteilung des subchondralen Knochens, welche als morphologische Parameter der Langzeitbeanspruchung gelten, in vivo sowie die Berechnung des absoluten Kalziumgehalts der Gelenkfläche.

Das Patientenkollektiv bestand aus 13 Personen im Alter von 27 bis 53 (Durchschnitt: 40) Jahren, bei denen aufgrund einer Osteochondrose in einem oder zwei lumbalen Segmenten eine Bandscheibenprothese implantiert wurde. Unmittelbar präoperativ sowie sechs Monate postoperativ wurden bei den Patienten im Rahmen der Verlaufskontrollen Computertomogramme der Lendenwirbelsäule angefertigt. Diese wurden später für die Analyse mittels CT-OAM herangezogen, so daß sich eine zusätzliche Strahlenexposition erübrigte. Dabei wurden 120 prä-/postoperative Gelenkflächenpaare ausgewertet.

Bei der visuellen, qualitativen Auswertung der mit Falschfarben kodierten Dichtebilder (Densitogramme) der Gelenkflächen wurden die Zonen höchster Dichte der Procc. articulares sup. sowie inf. schwerpunktmäßig in den medialen Anteilen der Gelenkflächen gefunden. Dies stimmt mit den in der Literatur beschriebenen Befunden überein. Bei den Procc. articulares sup. bestand zudem eine Konzentration auf die kraniale Hälfte der Gelenkfläche. Die Maxima der linken und rechten Gelenkflächen waren in etwa der Hälfte der Fälle zueinander achsensymmetrisch. Eine qualitative Veränderung des Mineralisationsmusters im postoperativen Verlauf trat lediglich bei einer Gelenkfläche auf, in allen anderen Fällen entsprach die Form und Lage der postoperativen der der präoperativen Maxima. Anhand der Densitogramme konnte bereits zuverlässig abgeschätzt werden, ob eine Zu- oder Abnahme der Mineralisation vorlag.

In einem zweiten Schritt erfolgte die quantitative Auswertung der Densitogramme. Diese ergab bei 84,6 % der Gelenkflächen des operierten Segments bzw. bei 60 % der Gelenkflächen der Anschlußsegmente eine signifikante Mineralisationsabnahme. Zu einer Zunahme kam es dagegen nur bei 5,8 % (operiertes Segment) bzw. 1,5 % (Anschlußsegmente).

Die stärksten Mineralisationsabnahmen wurden in den operierten Segmenten beobachtet. Hier betrug die Veränderung durchschnittlich −10,5 % für die Gelenkflächen der Procc. articulares sup. und −7,6 % für die der Procc. articulares inf. Die Mineralisationsänderung in den kranialen Segmenten lag bei −5,0 % (Procc. articulares sup.) bzw. −6,3 % (Procc. articulares inf.), in den kaudalen Segmenten bei −4,5 % bzw. −5,0 %.

Im Einklang mit diesen Befunden befindet sich das gute klinische Ergebnis. Die Evaluierung mit Hilfe verschiedener Scores ergab bei fast allen Patienten eine deutliche Besserung ihres Zustandes. Bei den Nachkontrollen 12 Monate post operationem waren neun Patienten schmerzfrei, die Schmerzen der verbleibenden vier Patienten waren deutlich reduziert. Trotz der geringen Fallzahl ist damit ein eindeutiger Zusammenhang zwischen dem klinischen Ergebnis und den gefundenen Mineralisationsabnahmen erkennbar.

Zusammenfassend läßt sich feststellen, daß der subchondrale Mineralisationsgehalt der Facettengelenke im postoperativen Verlauf nach Implantation der Bandscheibenprothese innerhalb von sechs Monaten insgesamt deutlich abnimmt. Die Abnahme betrifft sowohl das operierte als auch die angrenzenden Segmente, wobei sie im operierten Segment am stärksten ausfällt.

Wir werten dies als Folge der Wiederherstellung der physiologischen Höhe des Intervertebralraums, die dazu führt, daß wieder ein größerer Teil der eingeleiteten Last über die anterioren Elemente der Wirbelsäule und somit ein geringerer Teil über die Facettengelenke übertragen wird. Die Umkehrung der durch die Höhenminderung bedingten, teleskopartigen Ineinanderstauchung der Facettengelenke führt nicht nur im Bereich des operierten Segments, son-

dern auch kranial und kaudal davon zu einer Druckentlastung der Facettengelenke, so daß es auch hier zu einer, wenn auch geringeren, Abnahme der Mineralisation kommt.

Eine Veränderung des Mineralisationsmusters konnte nicht beobachtet werden. Wir schließen daraus, daß die Bandscheibenprothese bei unseren Patienten nicht zu einer nennenswerten Änderung der Bewegungsmuster führte.

Die morphologischen Ergebnisse unserer Studie korrelierten positiv mit dem guten klinischen Ergebnis der Patienten, für eine detailliertere Betrachtung dieses Zusammenhangs ist jedoch eine größere Fallzahl nötig. Zur Beantwortung der Frage, ob die Bandscheibenprothese durch die Entlastung der Facettengelenke die Entstehung einer Spondylarthrose verhindern kann, sind weitere Untersuchungen erforderlich.

8 Anhang

8.1 Werte: Änderungen des Mineralisationsgrades

Absolutwerte: Kalziumgehalt der Gelenkflächen [mg/ml]

Negative Werte: Abnahmen (postoperativer Wert < präoperativer Wert).

Positive Werte: Zunahmen (postoperativer Wert > präoperativer Wert).

Grau hinterlegt: Implantatsegmente.

lfd. Nr.	Werte			
1	Proc. articularis sup.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links		
		L3/L4 rechts		
		L4/L5 links	9.75	1.22
		L4/L5 rechts	10.94	1.29
		L5/S1 links	-115.86	-17.67
		L5/S1 rechts	-29.82	-5.10
	Proc. articularis inf.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links		
		L3/L4 rechts		
		L4/L5 links	9.36	1.41
		L4/L5 rechts	18.38	2.68
		L5/S1 links	-44.66	-6.29
		L5/S1 rechts	-25.33	-3.54
2	Proc. articularis sup.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links	5.97	0.69
		L3/L4 rechts	20.29	2.61
		L4/L5 links	3.74	0.51
		L4/L5 rechts	0.53	0.08
		L5/S1 links	-2.06	-0.25
		L5/S1 rechts	3.09	0.39
	Proc. articularis inf.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links	-5.13	-0.72
		L3/L4 rechts	30.87	4.16
		L4/L5 links	-31.17	-4.39
		L4/L5 rechts	-4.95	-0.74
		L5/S1 links	9.33	1.20
		L5/S1 rechts	-3.54	-0.44

3	Proc. articularis sup.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links	-8.22	-0.88
		L3/L4 rechts	-12.63	-1.38
		L4/L5 links	-77.75	-9.46
		L4/L5 rechts	-84.83	-9.90
		L5/S1 links		
		L5/S1 rechts		
	Proc. articularis inf.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links	-28.24	-3.32
		L3/L4 rechts	8.05	0.93
		L4/L5 links	-35.65	-4.20
		L4/L5 rechts	-67.08	-7.61
		L5/S1 links		
		L5/S1 rechts		
4	Proc. articularis sup.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links		
		L3/L4 rechts		
		L4/L5 links	-22.77	-3.57
		L4/L5 rechts	-63.24	-9.86
		L5/S1 links		
		L5/S1 rechts		
	Proc. articularis inf.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links		
		L3/L4 rechts		
		L4/L5 links	10.69	1.91
		L4/L5 rechts	15.36	2.80
		L5/S1 links		
		L5/S1 rechts		
5	Proc. articularis sup.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links		
		L3/L4 rechts		
		L4/L5 links	-84.49	-8.83
		L4/L5 rechts	-62.02	-6.87
		L5/S1 links	-324.40	-39.96
		L5/S1 rechts	-199.08	-23.38
	Proc. articularis inf.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links		
		L3/L4 rechts		
		L4/L5 links	-70.48	-8.37
		L4/L5 rechts	-54.81	-6.67
		L5/S1 links	-166.42	-18.06
		L5/S1 rechts	-127.65	-13.77

6	Proc. articularis sup.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links	-9.89	-1.21
		L3/L4 rechts	-12.02	-1.43
		L4/L5 links	-79.92	-10.01
		L4/L5 rechts	-101.91	-14.62
		L5/S1 links	-24.31	-2.74
		L5/S1 rechts	-76.48	-9.18
	Proc. articularis inf.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links	-17.64	-2.24
		L3/L4 rechts	-6.87	-0.88
		L4/L5 links	-31.32	-3.85
		L4/L5 rechts	-86.03	-10.63
		L5/S1 links	-7.89	-1.01
		L5/S1 rechts	-38.36	-5.10
7	Proc. articularis sup.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links		
		L3/L4 rechts		
		L4/L5 links	-16.51	-2.10
		L4/L5 rechts	-27.14	-3.41
		L5/S1 links	-63.55	-9.57
		L5/S1 rechts	-77.42	-10.65
	Proc. articularis inf.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links		
		L3/L4 rechts		
		L4/L5 links	-19.80	-2.98
		L4/L5 rechts	-24.16	-3.64
		L5/S1 links	-62.70	-8.78
		L5/S1 rechts	-53.57	-7.23
8	Proc. articularis sup.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links	-83.76	-9.85
		L3/L4 rechts	-80.13	-9.29
		L4/L5 links	-186.07	-21.32
		L4/L5 rechts	-38.73	-4.58
		L5/S1 links	-53.51	-6.12
		L5/S1 rechts	-43.28	-5.08
	Proc. articularis inf.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links	-40.21	-5.43
		L3/L4 rechts	-56.42	-7.10
		L4/L5 links	-116.26	-14.00
		L4/L5 rechts	-46.74	-5.84
		L5/S1 links	-93.18	-11.44
		L5/S1 rechts	-51.58	-6.40

9	Proc. articularis sup.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links		
		L3/L4 rechts		
		L4/L5 links	-51.38	-9.27
		L4/L5 rechts	-51.56	-8.31
		L5/S1 links	-85.94	-11.18
		L5/S1 rechts	-15.24	-2.43
	Proc. articularis inf.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links		
		L3/L4 rechts		
		L4/L5 links	-55.06	-10.05
		L4/L5 rechts	-48.90	-9.41
		L5/S1 links	-56.24	-7.02
		L5/S1 rechts	-32.35	-4.08
10	Proc. articularis sup.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links	-16.67	-2.01
		L3/L4 rechts	9.17	1.25
		L4/L5 links	-88.62	-10.37
		L4/L5 rechts	-28.45	-3.59
		L5/S1 links	-8.26	-1.07
		L5/S1 rechts	-18.58	-2.25
	Proc. articularis inf.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links	-12.20	-1.61
		L3/L4 rechts	-27.56	-3.65
		L4/L5 links	-21.39	-2.82
		L4/L5 rechts	-64.23	-7.52
		L5/S1 links	-10.06	-1.27
		L5/S1 rechts	-29.30	-3.99
11	Proc. articularis sup.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links	-79.00	-9.43
		L3/L4 rechts	-68.25	-8.08
		L4/L5 links	-90.83	-12.52
		L4/L5 rechts	-155.64	-19.42
		L5/S1 links		
		L5/S1 rechts		
	Proc. articularis inf.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links	-101.16	-13.86
		L3/L4 rechts	-73.58	-10.46
		L4/L5 links	-79.25	-10.47
		L4/L5 rechts	-127.20	-15.77
		L5/S1 links		
		L5/S1 rechts		

12	Proc. articularis sup.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links	-80.55	-11.22
		L3/L4 rechts	-74.46	-9.06
		L4/L5 links	99.33	14.43
		L4/L5 rechts	-48.18	-6.76
		L5/S1 links		
		L5/S1 rechts		
	Proc. articularis inf.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links	-88.43	-17.42
		L3/L4 rechts	-150.19	-21.67
		L4/L5 links	30.94	5.21
		L4/L5 rechts	-78.97	-13.41
		L5/S1 links		
		L5/S1 rechts		
13	Proc. articularis sup.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links	-132.57	-13.91
		L3/L4 rechts	-86.50	-9.81
		L4/L5 links	-158.65	-17.43
		L4/L5 rechts	-133.96	-15.52
		L5/S1 links	-79.22	-8.52
		L5/S1 rechts	-94.15	-10.61
	Proc. articularis inf.		Absolut	Prozentual
		L3/L4 links	-110.67	-16.35
		L3/L4 rechts	-104.60	-14.21
		L4/L5 links	-169.48	-22.33
		L4/L5 rechts	-112.47	-15.65
		L5/S1 links	-71.53	-9.33
		L5/S1 rechts	-95.24	-12.15

9 Literatur

Anders, J. O. und Venbrocks, R. (2000). Prinzipien der operativen Behandlung des lumbalen Bandscheibenvorfalls. Wirbelsäulenchirurgie. Standortbestimmung und Trends. H. Reichel, H. Zwipp und W. Hein. Darmstadt, Steinkopff: 27-33.

Anderson, P. A., Sasso, R. C. et al. (2004). "The Bryan Cervical Disc: wear properties and early clinical results." Spine J 4(6 Suppl): S303-9.

AOK-Bundesverband (2004). Krankheitsartenstatistik 2002. Bonn.

Bao, Q. B. und Yuan, H. A. (2000). "Artificial Disc Technology." Neurosurg Focus 9(4): Article 14.

Berven, S., Tay, B. B. et al. (2002). "The lumbar zygapophyseal (facet) joints: a role in the pathogenesis of spinal pain syndromes and degenerative spondylolisthesis." Semin Neurol 22(2): 187-96.

Bogduk, N. (1983). "The innervation of the lumbar spine." Spine 8(3): 286-93.

Bogduk, N. (2000). Klinische Anatomie von Lendenwirbelsäule und Sakrum. Berlin, Springer.

Bogduk, N. (2003). Functional Anatomy of the Disc and Lumbar Spine. The Artificial Disc. K. Buttner-Janz, S. Hochschuler und P. C. McAfee. Berlin u.a., Springer: 19-32.

Bogduk, N. und Twomey, L. T. (1987). Clinical anatomy of the lumbar spine. Melbourne, Churchill Livingstone.

Borenstein, D. (2004). "Does osteoarthritis of the lumbar spine cause chronic low back pain?" Curr Rheumatol Rep 6(1): 14-9.

Buckwalter, J. A. (1995). "Aging and degeneration of the human intervertebral disc." Spine 20(11): 1307-14.

Burr, D. B. und Radin, E. L. (2003). "Microfractures and microcracks in subchondral bone: are they relevant to osteoarthrosis?" Rheum Dis Clin North Am 29(4): 675-85.

Butler, D., Trafimow, J. H. et al. (1990). "Discs degenerate before facets." Spine 15(2): 111-3.

Büttner-Janz, K., Hahn, S. et al. (2002). "Grundlagen einer erfolgreichen Anwendung der LINK Zwischenwirbel-Endoprothese Modell SB Charite." Orthopäde 31(5): 441-53.

Carter, D. R. (1984). "Mechanical loading histories and cortical bone remodeling." Calcif Tissue Int 36 Suppl 1: S19-24.

Chen, C. S., Cheng, C. K. et al. (2001). "Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine." Med Eng Phys 23(7): 483-91.

Coppes, M. H., Marani, E. et al. (1997). "Innervation of "painful" lumbar discs." Spine 22(20): 2342-9; discussion 2349-50.

Cunningham, B. W., Gordon, J. D. et al. (2003). "Biomechanical evaluation of total disc replacement arthroplasty: an in vitro human cadaveric model." Spine 28(20): S110-7.

Danielsson, A. J., Cederlund, C. G. et al. (2001). "The prevalence of disc aging and back pain after fusion extending into the lower lumbar spine. A matched MR study twenty-five years after surgery for adolescent idiopathic scoliosis." Acta Radiol 42(2): 187-97.

David, T. (1999). "Lumbar Disc Prosthesis: A Study Of 85 Patients Reviewed After A Minimum follow-Up Period Of Five Years." Rachis Revue De Pathologie Vertebrale 11(4-5).

Delamarter, R. B., Fribourg, D. M. et al. (2003). "ProDisc artificial total lumbar disc replacement: introduction and early results from the United States clinical trial." Spine 28(20): S167-75.

Diemer, W. und Burchart, H. (2002). Chronische Schmerzen. Kopf- und Rückenschmerzen, Tumorschmerzen. Gesundheitsberichterstattung des Bundes. Berlin, Robert Koch-Institut.

Dionne, C. E., Von Korff, M. et al. (1999). "A comparison of pain, functional limitations, and work status indices as outcome measures in back pain research." Spine 24(22): 2339-45.

Dooris, A. P., Goel, V. K. et al. (2001). "Load-sharing between anterior and posterior elements in a lumbar motion segment implanted with an artificial disc." Spine 26(6): E122-9.

Dunlop, R. B., Adams, M. A. et al. (1984). "Disc space narrowing and the lumbar facet joints." J Bone Joint Surg Br 66(5): 706-10.

Eck, J. C., Humphreys, S. C. et al. (1999). "Adjacent-segment degeneration after lumbar fusion: a review of clinical, biomechanical, and radiologic studies." Am J Orthop 28(6): 336-40.

Eijkelkamp, M. F. (2002). On the development of an artificial intervertebral disc, Rijksuniversiteit Groningen.

Errico, T. J. (2004). "Why a mechanical disc?" Spine J 4(6 Suppl): S151-7.

Etebar, S. und Cahill, D. W. (1999). "Risk factors for adjacent-segment failure following lumbar fixation with rigid instrumentation for degenerative instability." J Neurosurg 90(4 Suppl): 163-9.

Eysel, P., Zöllner, J. et al. (2000). "Die künstliche Bandscheibe." Dt Ärztebl 97(46): A3092-96.

Fardon, D. F. und Milette, P. C. (2001). "Nomenclature and classification of lumbar disc pathology. Recommendations of the Combined task Forces of the North American Spine Society, American Society of Spine Radiology, and American Society of Neuroradiology." Spine 26(5): E93-E113.

Fraser, R. D., Ross, E. R. et al. (2004). "AcroFlex design and results." Spine J 4(6 Suppl): S245-51.

Freemont, A. J., Peacock, T. E. et al. (1997). "Nerve ingrowth into diseased intervertebral disc in chronic back pain." Lancet 350(9072): 178-81.

Frick, H., Leonhardt, H. et al. (1992). Allgemeine Anatomie. Spezielle Anatomie I. Stuttgart/New York, Thieme.

Frost, H. M. (1983). "The skeletal intermediary organization." Metab Bone Dis Relat Res 4(5): 281-90.

Fujiwara, A., Tamai, K. et al. (1999). "The relationship between facet joint osteoarthritis and disc degeneration of the lumbar spine: an MRI study." Eur Spine J 8(5): 396-401.

Geisler, F. H., Blumenthal, S. L. et al. (2004). "Neurological complications of lumbar artificial disc replacement and comparison of clinical results with those related to lumbar arthrodesis in the literature: results of a multicenter, prospective, randomized investigational device exemption study of Charite intervertebral disc. Invited submission from the Joint Section Meeting on Disorders of the Spine and Peripheral Nerves, March 2004." J Neurosurg Spine 1(2): 143-54.

Ghiselli, G., Wang, J. C. et al. (2004). "Adjacent segment degeneration in the lumbar spine." J Bone Joint Surg Am 86-A(7): 1497-503.

Giles, L. G. und Taylor, J. R. (1987). "Innervation of lumbar zygapophyseal joint synovial folds." Acta Orthop Scand 58(1): 43-6.

Gillet, P. (2003). "The fate of the adjacent motion segments after lumbar fusion." J Spinal Disord Tech 16(4): 338-45.

Göbel, H. (2001). "Epidemiologie und Kosten chronischer Schmerzen. Spezifische und unspezifische Ruckenschmerzen." Schmerz 15(2): 92-8.

Gotfried, Y., Bradford, D. S. et al. (1986). "Facet joint changes after chemonucleolysis-induced disc space narrowing." Spine 11(9): 944-50.

Grifka, J. und Anders, S. (2000). Die lumbale Mikrodiskektomie. Wirbelsäulenchirurgie. Standortbestimmung und Trends. H. Reichel, H. Zwipp und W. Hein. Darmstadt, Steinkopff.

Hagg, O., Fritzell, P. et al. (2002). "Simplifying outcome measurement: evaluation of instruments for measuring outcome after fusion surgery for chronic low back pain." Spine 27(11): 1213-22.

Hilibrand, A. S. und Robbins, M. (2004). "Adjacent segment degeneration and adjacent segment disease: the consequences of spinal fusion?" Spine J 4(6 Suppl): S190-4.

Hoogland, T. (2002). "Vorgehen bei Rückenschmerzen." Hausarzt 11: 40-4.

Huang, R. C., Girardi, F. P. et al. (2003). "The implications of constraint in lumbar total disc replacement." J Spinal Disord Tech 16(4): 412-7.

Huang, R. C. und Sandhu, H. S. (2004). "The current status of lumbar total disc replacement." Orthop Clin North Am 35(1): 33-42.

Ivanic, G. M., Pink, T. P. et al. (2001). "The post-discectomy syndrome. Aetiology, diagnosis, treatment, prevention." Arch Orthop Trauma Surg 121(9): 494-500.

Junghanns, H. (1951). "Die funktionelle Pathologie der Zwischenwirbelscheiben." Langenbecks Arch. klin. Chir. 267: 473.

Kauppila, L. I. (1995). "Ingrowth of blood vessels in disc degeneration. Angiographic and histological studies of cadaveric spines." J Bone Joint Surg Am 77(1): 26-31.

Knief, J. J. (1967). "Quantitative Untersuchung der Verteilung der Hartsubstanzen im Knochen in ihrer Beziehung zur lokalen mechanischen Beanspruchung. Methodik und Biomechanische Problematik, dargestellt am Beispiel des coxalen Femurendes." Z Anat Entwicklungsgesch 126(1): 55-80.

Konermann, H. (1971). "Quantitative Bestimmung der Materialverteilung nach Röntgenbildern des Knochens mit einer neuen photografischen Methode." Z Anat Entwicklungsgesch 134(1): 13-48.

Kovacs, F. M., Abraira, V. et al. (2004). "Correlation between pain, disability, and quality of life in patients with common low back pain." Spine 29(2): 206-10.

Krämer, J. (1994). Bandscheibenbedingte Erkrankungen. Ursachen, Diagnose, Behandlung, Vorbeugung, Begutachtung. Stuttgart u.a., Thieme.

Krämer, J., Köster, O. et al. (2000). MRT-Atlas der Lendenwirbelsäule. Stuttgart, Thieme.

Krismer, M., Haid, C. et al. (2000). "Motion in lumbar functional spine units during side bending and axial rotation moments depending on the degree of degeneration." Spine 25(16): 2020-7.

Krismer, M., Haid, C. et al. (1997). "Biomechanik der lumbalen Instabilität." Orthopäde 26(6): 516-20.

Kumar, M. N., Jacquot, F. et al. (2001). "Long-term follow-up of functional outcomes and radiographic changes at adjacent levels following lumbar spine fusion for degenerative disc disease." Eur Spine J 10(4): 309-13.

Kummer, B. (1978). "Mechanische Beanspruchung und funktionelle Anpassung des Knochens." Verh Anat Ges(72): 21-45.

Lee, C. K. (1988). "Accelerated degeneration of the segment adjacent to a lumbar fusion." Spine 13(3): 375-7.

Lee, C. K. und Langrana, N. A. (2004). "A review of spinal fusion for degenerative disc disease: need for alternative treatment approach of disc arthroplasty?" Spine J 4(6 Suppl): S173-6.

Lemaire, J. P. (2002). Long Term Results with the SB Charité Artificial Disc. Progress in Spinal Fixation, M.E. Müller Center for Continuing Education, Berne, Switzerland, Swiss Spine Institute.

Ludwig, J. und Krämer, J. (2001). Degenerative Wirbelsäulenerkrankungen. Die Wirbelsäule. A. v. Strempel. Stuttgart, New York, Thieme: 326-79.

Ludwig, J. und Krämer, J. (2002). "Kreuzschmerz." Orthopäde 31(3): 337-41; quiz 342-3.

Malinin, T. und Ouellette, E. A. (2000). "Articular cartilage nutrition is mediated by subchondral bone: a long-term autograft study in baboons." Osteoarthritis Cartilage 8(6): 483-91.

Martin, M. D., Boxell, C. M. et al. (2002). "Pathophysiology of lumbar disc degeneration: a review of the literature." Neurosurg Focus 13(2): Article 1.

Mathews, H. H., Lehuec, J. C. et al. (2004). "Design rationale and biomechanics of Maverick Total Disc arthroplasty with early clinical results." Spine J 4(6 Suppl): S268-75.

Miyakoshi, N., Abe, E. et al. (2000). "Outcome of one-level posterior lumbar interbody fusion for spondylolisthesis and postoperative intervertebral disc degeneration adjacent to the fusion." Spine 25(14): 1837-42.

Moore, R. J., Crotti, T. N. et al. (1999). "Osteoarthrosis of the facet joints resulting from anular rim lesions in sheep lumbar discs." Spine 24(6): 519-25.

Müller-Gerbl, M. (1992). "Die Rolle der Wirbelgelenke fur die Kinematik der Bewegungssegmente." Anat Anz 174(1): 48-53.

Müller-Gerbl, M. (1998). The subchondral bone plate. Berlin u.a., Springer.

Müller-Gerbl, M., Putz, R. et al. (1989). "Computed tomography-osteoabsorptiometry for assessing the density distribution of subchondral bone as a measure of long-term mechanical adaptation in individual joints." Skeletal Radiol 18(7): 507-12.

Müller-Gerbl, M., Putz, R. et al. (1990). "Die Darstellung der subchondralen Dichtemuster mittels der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) zur Beurteilung der individuellen Gelenkbeanspruchung am Lebenden." Z Orthop Ihre Grenzgeb 128(2): 128-33.

Müller-Gerbl, M., Putz, R. et al. (1993). "Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung in der Cavitas Glenoidalis bei Normalpersonen, Sportlern und Patienten." Z Orthop Ihre Grenzgeb 131(1): 10-3.

Muthuvelu, P., Ellis, R. E. et al. (2004). "Investigations of vascularisation and blood flow at the subchondral plate using an X-ray fluorescence technique." Radiation Physics and Chemistry 71(2004): 961-2.

Niosi, C. A. und Oxland, T. R. (2004). "Degenerative mechanics of the lumbar spine." Spine J 4(6 Suppl): S202-S208.

Oegema, T. R., Jr. und Bradford, D. S. (1991). "The inter-relationship of facet joint osteoarthritis and degenerative disc disease." Br J Rheumatol 30 Suppl 1: 16-20.

Ogon, M., Becker, S. et al. (2004). "Die Bandscheibenprothese bei schmerzhafter Diskusdegeneration." J Miner Stoffwechs 11(3): 7-12.

Palmgren, T., Gronblad, M. et al. (1999). "An immunohistochemical study of nerve structures in the anulus fibrosus of human normal lumbar intervertebral discs." Spine 24(20): 2075-9.

Park, P., Garton, H. J. et al. (2004). "Adjacent segment disease after lumbar or lumbosacral fusion: review of the literature." Spine 29(17): 1938-44.

Pauwels, F. (1960). "Eine neue Theorie über den Einfluß mechanischer Reize auf die Differenzierung der Stützgewebe." Z Anat Entwicklungsgesch 121: 478-515.

Pauwels, F. (1963). "Die Druckverteilung im Ellenbogengelenk, nebst grundsätzlichen Bemerkungen über den Gelenkdruck. Elfter Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates." Z Anat Entwicklungsgesch 123: 643-67.

Phillips, F. M., Reuben, J. et al. (2002). "Intervertebral disc degeneration adjacent to a lumbar fusion. An experimental rabbit model." J Bone Joint Surg Br 84(2): 289-94.

Pimenta, L., McAfee, P. C. et al. (2004). "Clinical experience with the new artificial cervical PCM (Cervitech) disc." Spine J 4(6 Suppl): S315-21.

Prescher, A. (1998). "Anatomy and pathology of the aging spine." Eur J Radiol 27(3): 181-95.

Putz, R. und Müller-Gerbl, M. (2003). Rumpf. Anatomie. D. Drenckhahn. München/Jena, Urban & Fischer. 1: 412-58.

Radin, E. L. und Paul, I. L. (1970). "Does cartilage compliance reduce skeletal impact loads? The relative force-attenuating properties of articular cartilage, synovial fluid, periarticular soft tissues and bone." Arthritis Rheum 13(2): 139-44.

Radin, E. L. und Rose, R. M. (1986). "Role of subchondral bone in the initiation and progression of cartilage damage." Clin Orthop Relat Res(213): 34-40.

Ray, C. D. (2002). "The PDN prosthetic disc-nucleus device." Eur Spine J 11 Suppl 2: S137-42.

Rohlmann, A., Zander, T. et al. (2005). "Effect of total disc replacement with ProDisc on intersegmental rotation of the lumbar spine." Spine 30(7): 738-43.

Schleicher, A., Tillmann, B. et al. (1980). "Quantitative analysis of x-ray images with a television image analyser." Microsc Acta 83(3): 189-96.

Schlenker, B. A. (2003). Validierung einer quantifizierenden in vivo Darstellung der subchondralen Mineralisierung des Tibiaplateaus. Anatomische Anstalt. Munich, Ludwig-Maximilians-Universität.

Schmidt, H. (2003). Entwicklung eines Finite-Elemente-Modells einer degenerierten Bandscheibe (Masterarbeit in Computational Engineering), Technische Fachhochschule Berlin.

Schulitz, K. P., Wiesner, L. et al. (1996). "Das Bewegungssegment oberhalb der Fusion." Z Orthop Ihre Grenzgeb 134(2): 171-6.

Schumacher, J. und Brähler, E. (1999). "Prävalenz von Schmerzen in der deutschen Bevölkerung. Ergebnisse repräsentativer Erhebungen mit dem Giessener Beschwerdebogen." Schmerz 13(6): 375-84.

Sieber, A. N. und Kostuik, J. P. (2004). "Concepts in nuclear replacement." Spine J 4(6 Suppl): S322-4.

Sudo, H., Oda, I. et al. (2003). "In vitro biomechanical effects of reconstruction on adjacent motion segment: comparison of aligned/kyphotic posterolateral fusion with aligned posterior lumbar interbody fusion/posterolateral fusion." J Neurosurg 99(2 Suppl): 221-8.

Szpalski, M., Gunzburg, R. et al. (2002). "Spine arthroplasty: a historical review." Eur Spine J 11 Suppl 2: S65-84.

Traynelis, V. C. (2002). "Spinal arthroplasty." Neurosurg Focus 13(2): Article 10.

Traynelis, V. C. (2004). "The Prestige cervical disc replacement." Spine J 4(6 Suppl): S310-4.

Tropiano, P., Huang, R. C. et al. (2003). "Lumbar disc replacement: preliminary results with ProDisc II after a minimum follow-up period of 1 year." J Spinal Disord Tech 16(4): 362-8.

Trouillier, H. (2005). "Prospektive klinische und morphologische Studie, tribologische Untersuchungen und deskriptive kinematische In-vitro Aspekte zu Druck- und Bewegungsverhalten der Lendenwirbelsäule nach Implantation lumbaler Zwischenwirbel-Endoprothesen." Unveröffentlicht.

U.S. Food and Drug Administration (2004). FDA Approves Artificial Disc; Another Alternative to Treat Low Back Pain. Rockville MD, U.S. Food and Drug Administration.

Valdevit, A. und Errico, T. J. (2004). "Design and evaluation of the FlexiCore metal-on-metal intervertebral disc prosthesis." Spine J 4(6 Suppl): S276-88.

van Roy, P., Barbaix, E. et al. (2001). "Der anatomische Hintergrund von Rückenschmerz - Formvariabilität und Degeneration des lumbalen Spinalkanals und der Zwischenwirbelscheibe." Schmerz 15(6): 418-24.

Vanharanta, H., Floyd, T. et al. (1993). "The relationship of facet tropism to degenerative disc disease." Spine 18(8): 1000-5.

Verband Deutscher Rentenversicherungsträger (2001-2004). Statistikbände Rentenzugang 2000-2003. Würzburg.

Vernon-Roberts, B. und Pirie, C. J. (1977). "Degenerative changes in the intervertebral discs of the lumbar spine and their sequelae." Rheumatol Rehabil 16(1): 13-21.

Weber, H. (1983). "Lumbar disc herniation. A controlled, prospective study with ten years of observation." Spine 8(2): 131-40.

Weinhoffer, S. L., Guyer, R. D. et al. (1995). "Intradiscal pressure measurements above an instrumented fusion. A cadaveric study." Spine 20(5): 526-31.

Weishaupt, D., Zanetti, M. et al. (1999). "MR imaging and CT in osteoarthritis of the lumbar facet joints." Skeletal Radiol 28(4): 215-9.

Wittenberg, R. H. und Rubenthaler, F. (2001). Entzündliche und degenerative Wirbelsäulenerkrankungen. Praxis der Orthopädie. C. J. Wirth und H. P. Bischoff. Stuttgart/New York, Thieme. 1.

Wittke, R. (2003). Das Lumbalsyndrom in der Hausarztpraxis. Teil 1: Anamnese und Diagnostik. Der Allgemeinarzt. 4: 282-9.

Witzmann, A. und Hejazi, N. (2001). "Schmerzbehandlung chronischer Wirbelsäulenleiden." J. Neurol. Neurochir. Psychiatr. 2(4): 23-32.

Wolff, J. (1892). Das Gesetz der Transformation der Knochen. Berlin, Hirschwald.

Yang, K. H. und King, A. I. (1984). "Mechanism of facet load transmission as a hypothesis for low-back pain." Spine 9(6): 557-65.

Zigler, J. E. (2003). "Clinical results with ProDisc: European experience and U.S. investigation device exemption study." Spine 28(20): S163-6.

Zigler, J. E. (2004). "Lumbar spine arthroplasty using the ProDisc II." Spine J 4(6 Suppl): S260-7.

Zigler, J. E., Burd, T. A. et al. (2003). "Lumbar spine arthroplasty: early results using the ProDisc II: a prospective randomized trial of arthroplasty versus fusion." J Spinal Disord Tech 16(4): 352-61.

Danksagung

An erster Stelle möchte ich mich bei Frau Prof. Dr. med. Magdalena Müller-Gerbl für die hervorragende Betreuung meiner Dissertation bedanken. Zudem wäre eine Untersuchung wie in der vorliegenden Arbeit ohne die von ihr entwickelte Methode der CT-OAM nicht durchführbar gewesen.

Besonderer Dank gebührt Herrn Dr. med. Hans-Heinrich Trouillier, der die Bandscheibenprothese bei den Patienten implantierte, für die Überlassung des Themas und seine bereitwillige Hilfestellung.

Herzlich bedanken möchte ich mich auch bei Frau Gisela Lippelt für die geduldige Einweisung in die Software Analyze und ihre freundliche Unterstützung bei allen Rückfragen, bei Frau Henriette Hildebrandt für die Bearbeitung der CT-Rohdaten am Klinikum Großhadern und bei Frau Peggy Kühnel für ihre engagierte Einführung in die grundlegenden Arbeitsschritte.

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name:	Philip Daniel Kern
Geburtsdatum:	18.12.1974
Geburtsort:	München
Staatsangehörigkeit:	Deutsch
Familienstand:	Ledig

Schulbildung und Studium

1981-1985	Grundschule an der Peslmüllerstraße, München
1985-1994	Karlsgymnasium München
	Abschluß: Abitur
1995-2000	Zahnmedizinstudium an der LMU München
	Abschluß: Staatsexamen

Beruflicher Werdegang

1995-1996	Famulant in der Zahnarztpraxis Dr. Muschel, München
Oktober 2000 bis September 2001	Assistent in der Zahnarztpraxis Dr. Härtel, München
Oktober 2001 bis März 2003	Assistent in der Zahnarztpraxis Dr. Butz, Gilching
April 2004 bis Juni 2005	Assistent in der Zahnarztpraxis Ulrike Neugebauer, Erding
Juni 2005	Erhalt der Kassenzulassung als Zahnarzt in Erding
seit Juli 2005	Zahnärztliche Tätigkeit in Gemeinschaftspraxis
	mit Zahnärztin Ulrike Neugebauer