

**Aus
der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Ludwig-Maximilians-Universität München**

Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V.Jansson

**Experimentelle biomechanische und morphometrische Analyse der
Facettengelenksdegeneration
-
Untersuchungen an der gesunden, der degenerativ veränderten und
der operativ fusionierten Lendenwirbelsäule**

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

vorgelegt von

Stefanie-Peggy Kühnel

aus

Berlin

2007

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

Berichterstatter: Prof. Dr. W. Plitz

Mitberichterstatter: Prof. Dr. R. Breul Prof. Dr. E. Euler

Priv. Doz. Dr. H. Anetzberger

**Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter:** _____

Dekan: Prof. Dr. med. D.Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 13.12.2007

Inhaltsverzeichnis

I - Einleitung und Grundlagen

1. Einleitung	1
2. Ziel der Studie	2
3. Grundlagen	5
3.1. Die funktionelle Anatomie der Wirbelsäule	5
3.2. Pathomechanismus des degenerativen Wirbelsäulensegmentes	10
3.3. Die subchondrale Knochenplatte	12
3.4. Entwicklung und aktueller Stand der Wirbelsäulen Chirurgie	15

II - Biomechanische In-vitro-Untersuchung

4. Material und Methoden	25
4.1. Die Wirbelsäulenpräparate	25
4.2. Das Patientenkollektiv	26
4.3. Radiologische Dokumentation	27
4.3.1. Konventionelles Röntgen	27
4.3.2. Berechnung der Zwischenwirbelraumhöhe	27
4.3.3. Computertomographie	28
4.3.4. Bestimmung des Degenerationsgrades in den lumbalen Wirbelsäulensegmenten	29
4.4. Biomechanische In-vitro-Untersuchung	30
4.4.1. Versuchsbeschreibung	30
4.4.2. Präparation der Lendenwirbelsäulenpräparate	31
4.4.3. Operationsschritte	33
4.4.4. Der Wirbelsäulenbewegungssimulator	34
4.4.5. Bewegungsanalyse mit dem ZEBRIS®- System	37
4.4.6. Druckanalyse mit FUJI- Druckmessfolien®	43
4.4.7. Druckanalyse mit TEKSCAN- Druckmessfolien®	44
4.4.8. Versuchsaufbau, Versuchsablauf, Testbedingungen	44
4.4.9. Reliability Testung über Vorversuche	46
4.4.10. Datenaufbereitung	47
4.4.11. Statistische Analyse	50
5. Ergebnisse	51
5.1. Radiologische Auswertung	51
5.1.1. Lendenwirbelsäulenpräparate	51
5.1.2. Patientenkollektiv	52
5.2. Biomechanische In-vitro-Untersuchung	53
5.2.1. Vorversuche	53
5.2.2. ZEBRIS®- Bewegungsanalyse	56
5.2.3. Druckmessung mit den FUJI- Druckmessfolien®	64
5.2.4. Druckmessung mit den TEKSCAN- Druckmessfolien®	65
6. Diskussion der biomechanischen Untersuchung	73
6.1. Versuchsaufbau und Vorversuche	73
6.2. Bewegungsanalyse mittels ZEBRIS®- System	76
6.3. Facettengelenksdruckmessung mittels FUJI- Druckmessfolien®	81
6.4. Facettengelenksdruckmessung mittels TEKSCAN- Druckmeßsystem®	81
6.5. Fehlerbetrachtung	85
7. Ausblick	86

III - Morphometrische Untersuchung mittels computertomographischer Osteoabsorptiometrie

8. Material und Methoden	89
8.1. Lendenwirbelsäulenpräparate und Patientendaten	89
8.2. Computertomographische Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)	89
9. Ergebnisse	92
9.1. Lageverteilung der Maxima	92
9.1.1. Lendenwirbelsäulenpräparate	92
9.1.2. Patientengruppe	95
9.1.3. Vergleich des Patientenkollektives mit der Präparategruppe	98
9.2. Quantitative Bestimmung der subchondralen Mineralisierungsdichte	101
9.2.1. Lendenwirbelsäulenpräparate	101
9.2.2. Patientengruppe	110
9.2.3. Vergleich der Lendenwirbelsäulenpräparate mit der Patientengruppe	117
10. Diskussion der morphometrischen Studie	119
10.1. Messung der subchondralen Knochendichte	119
10.2. Fehlerbetrachtung	122
11. Ausblick	124
<u>IV - Zusammenführung der Untersuchungsergebnisse</u>	125
<u>V - Zusammenfassung</u>	127
VI Literaturverzeichnis	129
VII Abkürzungsverzeichnis	141
VIII Danksagung	143
IX Lebenslauf	145
X Anhang	

I - Einleitung und Grundlagen

1. Einleitung

Mit steigender Lebenserwartung und berufsbedingt permanent abnehmender körperlicher Aktivität sind weltweit insbesondere in den Industrienationen Knochen- und Gelenkerkrankungen eine Hauptursache für Behandlungsbedürftigkeit. Einen großen Anteil nimmt hierbei der Wirbelsäulenpatient ein (Deyo 1987).

Rückenleiden zählen in Deutschland und anderen Industrienationen zu den häufigsten Beschwerdebildern. Nach einer Untersuchung von Dreinhöfer liegt die Prävalenz für das Auftreten einer wirbelsäulenbedingten Erkrankung bei 20-30% (Dreinhöfer 1997).

Volkswirtschaftlich haben Erkrankungen des Rückens große Auswirkungen. Laut dem AOK Bundesverband wurden durch Erkrankungen des Rückens im Jahr 1997 32,3 Millionen Arbeitsunfähigkeitstage verursacht. Dies entspricht 18% aller Arbeitsunfähigkeitstage in diesem Jahr (AOK-Bundesverband 1999).

In den USA liegen die indirekten Kosten degenerativer Rückenleiden durch Produktionsausfall auf dem Niveau, welches auch die weit verbreiteten Herz-Kreislauf-Erkrankungen verursachen (Salkever 1985).

1982 waren Rückenleiden in Deutschland der häufigste Grund für Frühberentungen. 50% aller Anträge auf Erwerbsunfähigkeitsrente werden wegen Rückenschmerzen gestellt (Krämer 1994).

Laut Auskunft des Verbands Deutscher Rentenversicherungsträger (Verband Deutscher Rentenversicherungsträger 2001) lag für das Jahr 2001 die Anzahl der Rentenzugänge wegen verminderter Erwerbsfähigkeit auf Grund von chronischen Rückenschmerzen und degenerativen Wirbelsäulenerkrankungen bei 27755 (davon 18712 Männer). Dies entspricht 14,1% aller Rentenzugänge wegen Erwerbsunfähigkeit im Jahr 2001.

Am häufigsten sind Patienten jenseits des 50. Lebensjahres betroffen. In den letzten 4 Jahren war jedoch sowohl bei den Männern also auch bei den Frauen ein deutlicher Anstieg der Rentenzugänge aufgrund von Rückenleiden in der Gruppe der 20-49-Jährigen zu verzeichnen (Anlage 1).

Auch in anderen Ländern zeigen sich deutlich steigende Krankheitskosten und Rentenansprüche durch degenerative Wirbelsäulenerkrankungen.

In Folge dieser Entwicklung wurde am 13.01.2000 die „Bone and Joint Decade“, eine Initiative der WHO, ausgerufen.

Angesichts der hohen Zahlen bei der Frühberentung wird klar, dass es sich hier bei weitem nicht nur um Patienten jenseits des 65. Lebensjahres handelt, sondern dass zunehmend auch jüngere Menschen betroffen sind (Kerek-Bodden 1999).

Besonders für diese Gruppe jüngerer Patienten ist es ungleich schwieriger eine adäquate Therapie anzubieten als für Patienten kurz vor oder nach Ende des aktiven Berufslebens, da hier die reine Schmerzreduktion oft nicht ausreicht. Lang dauernde konservative Therapiemaßnahmen für chronische Schmerzzustände erreichen häufig trotz hohem Aufwand und Einsatz seitens der Ärzte und Patienten nur unbefriedigende Schmerzfreiheit. Viele der heute angewandten operativen Möglichkeiten bieten häufig sehr inkonstante und zum Teil mittelmäßige Erfolgsraten. Die Anzahl erforderlich werdender Zweit- und Dritteingriffe ist hoch, völlige Schmerzreduktion bei gleichzeitiger normaler körperlicher Belastbarkeit wird häufig nicht erreicht.

Ein häufig angewandtes Verfahren bei degenerativer, segmentaler Instabilität und Facettengelenksarthrose ist die versteifende Operation (Fusion), welche durch Ausschaltung des degenerierten Bewegungssegmentes eine Schmerzreduktion erreicht.

Ein Problem in der operativen Therapie ist, dass bei allen gebräuchlichen Verfahren jeweils nur die Folge der Degeneration, nicht aber die Degeneration selbst behandelt wird und dass die Eingriffe zwar zur Schmerzreduktion führen können, die Funktionalität des Bewegungssegmentes jedoch nachhaltig beeinträchtigt werden kann.

Dadurch steigt mit sinkendem Alter der Patienten auch die Gefahr von Folgeerkrankungen in Form von Segmentinstabilitäten nach Diskotomien bzw. Anschlussdegenerationen nach Fusionen.

Besonders die Degeneration des Anschlusssegmentes nach Fusion durch Mehr- bzw. Überbelastung ist ein vieldiskutiertes Thema. Ein sicherer Zusammenhang zwischen dem Eingriff und folgenden Beschwerden im Anschlusssegment konnte bislang nur angenommen, nicht jedoch in klinischen oder biomechanischen Studien eindeutig bewiesen werden.

In den vergangenen Jahren wurden vielfältige Anstrengungen unternommen, die bekannten Operationsverfahren anhand klinischer Studien zu verbessern und neue Verfahren zu finden. Hierbei entstand die Idee des künstlichen Bandscheibenersatzes, welcher zum Ziel hat, neben der Schmerzausschaltung auch eine anatomisch-funktionelle Wiederherstellung der Wirbelsäulenbeweglichkeit zu gewährleisten. Im Bereich der Halswirbelsäule wird dieses Verfahren bereits regelmässig angewandt. Ein Problem bei diesem Verfahren im Bereich der Lendenwirbelsäule stellt der vergleichsweise hohe operative Aufwand und das Risiko eines retroperitonealen Eingriffes für den Patienten dar. Die klinischen Studien zeigen hier unterschiedliche Erfolgsraten, Fälle mit Beschwerdepersistenz oder der Notwendigkeit von Mehrfacheingriffen existieren hier ebenso.

2. Ziel der Studie

Trotz vielfältiger wissenschaftlicher Anstrengungen im Bereich der Diagnostik und Therapie degenerativer Wirbelsäulenerkrankungen stiegen die klinischen Erfolgsraten nicht wesentlich. Angesichts dieser Tatsache und der oben genannten sozialmedizinischen Zahlen

wird klar, dass es erforderlich ist, neue Behandlungskonzepte zu finden, sowie die bestehenden zu verbessern.

Dazu gehört zum einen natürlich die Optimierung des diagnostischen Vorgehens anhand von Leitlinien (AHCPR 1996, AKDÄ 2000, Waddell G 2001), zum anderen eine gezieltere Anwendung konservativer Therapieverfahren, wobei hier auch die psychosoziale Komponente des Krankheitsbildes „chronischer Rückenschmerz“ nicht ausser Acht gelassen werden darf.

Weiterhin bedarf es einer Weiterentwicklung auf dem Gebiet der operativen Therapie, welche neben der Entwicklung neuer Verfahren, auch die Prüfung von Indikationsstellungen sowie die kritische Betrachtung gebräuchlicher Methoden im Vergleich zu neuen Konzepten erfordert.

Es gibt zwar eine Vielzahl klinischer Studien, welche sich mit den Erfolgsraten von fusionierenden Operationen und der Implantation von Zwischenwirbelendoprothesen beschäftigen, es findet sich jedoch nur wenig Literatur über die wissenschaftliche Aufarbeitung vergleichender biomechanischer und morphometrischer Fragestellungen.

Ziel der vorliegenden 2-teiligen Arbeit ist, anhand einer biomechanischen in-vitro Untersuchung einerseits und einer morphometrischen Analyse andererseits, neue Erkenntnisse über Bewegungsabläufe und Druckentwicklung sowie die Pathomorphologie in der gesunden Lendenwirbelsäule, bei degenerativen Erkrankungen und nach Fusion zu erlangen um das Verfahren der Fusion auch im Hinblick auf neue Operationsverfahren beurteilen zu können.

Im ersten, dem biomechanischen Teil dieser Untersuchung wurde eine in-vitro Testung an frischen humanen Lendenwirbelsäulenpräparaten jungen Lebensalters durchgeführt. Hierbei sollte im ersten Versuchsschritt zunächst das physiologische Verhalten eines lumbalen Bewegungssegmentes sowie eines Anschlusssegmentes in einer Bewegungs- und Druckanalyse der Facettengelenke beschrieben werden.

In einem weiteren Schritt wurde nun die gleiche Analyse nach transpedikulärer Fusion eines Bewegungssegmentes durchgeführt. Die Ergebnisse dieser Analysen sollten in einer deskriptiven Analyse dargestellt werden.

Da sowohl zur Bewegungs- wie auch zur Druckanalyse zwei, in der Wirbelsäulenforschung neue Verfahren angewendet wurden, wurden zur Prüfung der Reproduzierbarkeit der ermittelten Werte aus der Bewegungs- und Druckanalyse Vorversuche zu einer Reliability-Testung durchgeführt.

Die Frage war, inwiefern die Fusion zu einer Veränderung in Bewegungsausmass und intraartikulärer Druckentwicklung im fusionierten Segment führt.

Besonderes Augenmerk lag darüber hinaus auf dem Verhalten des Anschlusssegmentes nach vorgenannter Operation. Es stellt sich hier vor allem die Frage, ob die durchgeführte Fusion zu einer erhöhten Mobilität und zu einer gegenüber der physiologischen Situation

veränderten Druckentwicklung in diesem Segment führt und somit als Prädisposition für eine klinische Anschlussinstabilität betrachtet werden könnte. Ist eine klare Ursache zwischen der Fusion und einer Anschlussinstabilität bzw. einem Failed Back Surgery Syndrome zu finden? Ist aus den Momentaufnahmen der intraartikulären Druckentwicklung auf eine unphysiologische Beanspruchung der Facettengelenke zu schließen, welche zu einer Facettengelenksarthrose führen könnte?

Im zweiten, dem morphometrischen Teil der vorliegenden Untersuchung wurde das Problem der Facettengelenksdegeneration auf andere Art und Weise angegangen. Mit Hilfe der computertomographischen Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) wurde die morphologische Beanspruchungsanamnese der frischen Lendenwirbelsäulenpräparate in Form der subchondralen Mineralisierung analysiert. Diese gibt die Summation der Beanspruchungen des Facettengelenkes aufgrund der Belastung über einen längeren Zeitraum wieder.

Hierbei stellte sich zunächst die Frage nach der grundsätzlichen Vergleichbarkeit der subchondralen Mineralisierung der Facettengelenke an verschiedenen Individuen. Weiterhin sollte geklärt werden, ob ein typisches Verteilungsmuster der Dichtemaxima und eine bestimmte Mineralisierungshöhe beim nicht degenerativ veränderten Bewegungssegment existiert.

Zu dieser Fragestellung existiert bereits eine Untersuchung an einem sehr kleinen Kollektiv formalinfixierter Lendenwirbelsäulenpräparate (Müller-Gerbl 1992a). In der vorliegenden Untersuchung sollte daher geprüft werden, ob die Ergebnisse der bereits existierenden Studie in einem größeren Kollektiv frischer Präparate wieder zu finden sind.

Weiterhin sollte die Frage beantwortet werden, inwiefern sich eine Facettengelenksdegeneration in der Beanspruchungsanamnese des Gelenkes, dargestellt durch die subchondrale Mineralisierung, widerspiegelt. Hierzu wurde eine Gruppe von Patienten mit klinischen und radiologischen Zeichen einer degenerativen Wirbelsäulenerkrankung mit der gleichen Methode untersucht. Die Ergebnisse dieser Untersuchung wurden dann bezüglich Existenz und Lage der Dichtemaxima sowie der absoluten Mineralisierungshöhe mit der Gruppe der als gesund klassifizierten Wirbelsäulenpräparate verglichen.

Die vorliegende Arbeit ist Teil einer großen, weitere Arbeiten umfassenden Gesamtuntersuchung (Trouillier 2003), welche sich dem operativen Themenkomplex der Möglichkeiten der Wirbelsäulen Chirurgie bei degenerativen Erkrankungen der Lendenwirbelsäule widmet. Es wurden neben der hier beschriebenen Bewegungs- und Druckanalyse am nativen und am versteiften Lendenwirbelsäulenpräparat, analoge Untersuchungen nach Implantation von Zwischenwirbelendoprothesen durchgeführt. Weitere Themen der Studiengruppe waren eine prospektive klinische Studie, welche mit Patienten vor und nach Implantation einer Zwischenwirbelprothese durchgeführt wurde, sowie eine weitere Untersuchung der subchondralen Mineralisierung, bei der ein Vergleich des Zustandes vor und 6 Monate nach o.g. Operation vorgenommen wurde.

3. Grundlagen

3.1. Die funktionelle Anatomie der Wirbelsäule

Die Wirbelsäule als das Achsenorgan des Menschen ist in der Lage, mehrere unterschiedliche Aufgaben zu erfüllen. Zum einen hat sie eine statische Funktion zur Beibehaltung bestimmter Körperpositionen, andererseits bildet sie die Grundlage der Beweglichkeit des Stammes und erfüllt damit kinematische und dynamische Funktionen wie die Aufnahme und Weiterleitung von Stößen. Eine weitere Aufgabe der Wirbelsäule ist der Schutz des Rückenmarks und der davon ausgehenden Nerven (Putz 1994).

Aufgrund des Aufbaus der gesamten Wirbelsäule und ihrer einzelnen Abschnitte können die Effekte eines, die statischen und dynamischen Eigenschaften der einzelnen Bewegungssegmente beeinflussenden, chirurgischen Eingriffes nicht topographisch isoliert, nur auf das betroffene Segment bezogen, betrachtet werden.

Die Wirbelsäule ist vom 2. Halswirbel bis zum Kreuzbein aus 3 Säulen aufgebaut, einem ventralen und 2 dorsalen Pfeilern (Louis 1991). Hierbei besteht der ventrale Pfeiler aus den Wirbelkörpern und den Disci Intervertebralis, den Bandscheiben. Die beiden dorsalen Pfeiler werden von den beiden Juncturae zygapophysiales, den Facettengelenken gebildet.

Die kleinste funktionelle Einheit der Wirbelsäule ist das Bewegungssegment (Junghanns 1954, 1951). Es besteht aus zwei benachbarten Wirbelkörpern und den sie verbindenden Elementen. Zu diesen gehört der Discus intervertebralis sowie die kleinen Wirbelgelenke. Zur funktionellen Stabilität und zur, die Bewegung steuernden, Knochen-Band-Hemmung in der Wirbelsäule, tragen neben den knöchernen Anteilen des Bewegungssegmentes auch die Gelenkkapsel mit der Membrana synovialis und Membrana fibrosa, die Ligamenta longitudinalia anterius und posterius, die Ligamenta flava, intertransversaria, sowie interspinalia und die Muskulatur bei. Diese Strukturen fangen große Teile der Biegebeanspruchung durch Gegenzug auf und wirken dem sogenannten „forward displacement“ entgegen (Putz 1981, Panjabi 1992 Part I, Bogduk 1997).

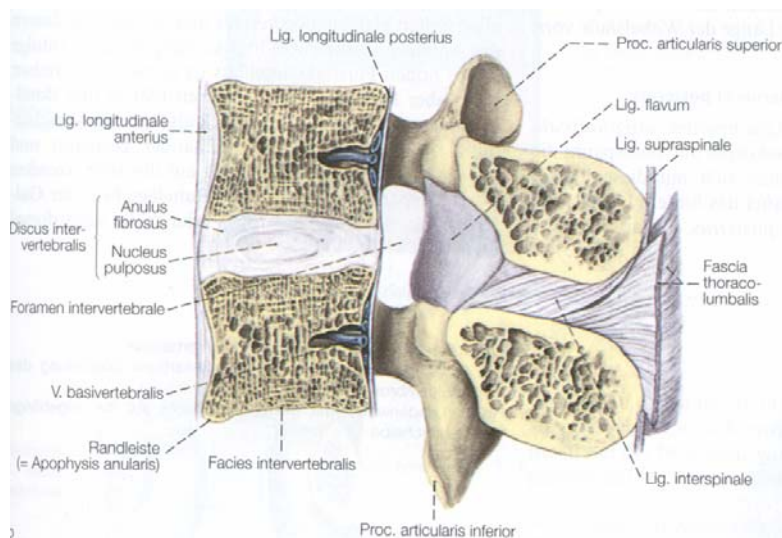


Abb.1: Lumbales Bewegungssegment (2./3. Lendenwirbel) (Aus Benninghoff: Anatomie, 15. Auflage)

Der Zwischenwirbelraum kann als Intervertebralgelenk (Adams 1983) bezeichnet werden. Zusammen mit den beiden Facettengelenken bildet es ein Dreiecksgelenk (Lewin 1962). Der Druckübertragung zwischen den einzelnen Wirbeln dienen Bandscheiben und Facettengelenke. Somit entsteht in jedem Segment der Wirbelsäule eine Dreipunktlagerung, wobei die Größe dieser dreiseitigen Unterstützungsfläche von kranial nach kaudal zunimmt, während sich die größere Ausdehnung der Fläche im oberen Anteil der Wirbelsäule in der transversalen Richtung, im unteren Bereich jedoch in sagittaler Richtung präsentiert (Putz 1981). Ein stabiles Gleichgewicht im einzelnen Bewegungssegment besteht, wenn sich die Resultierende aller Druckkräfte innerhalb dieser Unterstützungsfläche befindet (Putz 1981). Eine Verteilung der Druckkräfte auf die einzelnen Anteile eines Bewegungssegmentes erfolgt entsprechend der Richtung der Kräfte, deren Größe, den Neigungswinkeln der Facettengelenke sowie der Neigung der Wirbelkörperdeckplatte zur Transversalebene (Putz 1981). Adams (Adams 1983) konnte zeigen, dass die Facettengelenke in Abhängigkeit von der Körperposition einen verschieden großen Anteil der auftretenden Kräfte aufnehmen. Im normalen Stand liegt dieser Anteil bei 16% und sinkt im Sitzen.

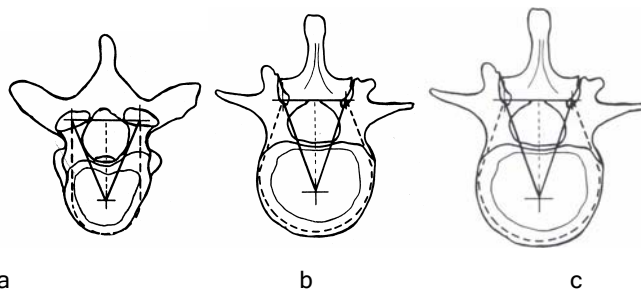


Abb.2: "Unterstützungsflächen" ("Dreipunktlagerung") der Wirbel
a) Halswirbel b) Brustwirbel c) Lendenwirbel (Aus R. Putz: Funktionelle Anatomie der Wirbelgelenke 1981)

In den Facettengelenken erfolgt die Druckübertragung trotz der auftretenden Scherkräfte aufgrund der Gelenkarchitektur in erster Linie punktförmig, während der Anulus fibrosus der Bandscheibe durch seine Faseranordnung auch in der Lage dazu ist, Scherkräfte aufzunehmen (Putz 1981). Der Anulus fibrosus besteht aus straffem Bindegewebe und umschließt den gallertartigen, prallen, verformbaren aber inkompressiblen Nucleus pulposus. Dieser bewirkt im intakten Zustand bei axialer Druckbelastung eine gleichmäßige Verteilung des Druckes auf alle Anteile der Bandscheibe und der Wirbelkörperendplatten (Stahl 1977) sowie eine Umwandlung von Druck- in Zugkräfte auf die Ligamente.

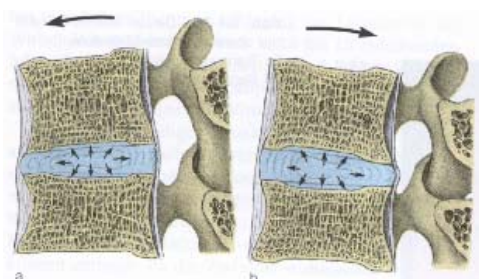


Abb.3: Halbschematische Darstellung der Funktion des Nucleus pulposus.
(a) Vorbeugung (b) Rückbeugung (Aus Benninghoff: Anatomie, 15. Auflage)

Die Bandscheibe ist ein wichtiger Bestandteil der Kraftübertragung in Ruhe und nimmt als verformbares Element an allen Bewegungsabläufen teil (Krämer 1994), während der Mechanismus der reinen Stoßdämpfung vielmehr über die Auslenkung einzelner Bewegungssegmente und somit der gesamten Wirbelsäule nach dorsal sowie über die reaktive Spannung der beteiligten Bänder und Muskeln erfolgt (Putz 1981, 1994).

Die Stabilität eines Bewegungssegmentes basiert darauf, dass seine Anteile schon in der Nullstellung vorgespannt sind. Die Bandscheibe wird von den Ligamenta und der Muskulatur bereits in Ruhe unter Druck gehalten, während der inkompressible Nucleus pulposus in Abhängigkeit von seinem Innendruck einen entsprechenden Gegendruck ausübt und hierbei die benachbarten Wirbelkörper und -gelenke auseinander presst (Putz 1981, 1994). Diese Beobachtung wird von den Untersuchungen von Nachemson (Nachemson 1963, 1965, 1966, 1981) bestätigt, welcher anhand von intradiskalen Druckmessungen zeigen konnte, dass auf den unteren lumbalen Bandscheiben bereits in entspannter Rückenlage ein Druck von 15 - 20kp lastet. Dieser Druck steigt beim Stehen, in normaler aufrechter Haltung bereits auf 100kp an, bei Vorneigung und 20kp Belastung an den Armen auf 200kp. In einer neueren Untersuchung konnte Wilke (Wilke 1999, 2001) diese Ergebnisse weitestgehend bestätigen. Nachemson zeigte weiterhin, dass beim freien Sitzen der Druck bereits ca. 140kp beträgt, also höher als im einfachen Stand ist (Siehe Abb. 4). Kommt hierbei noch eine kyphotische Sitzhaltung hinzu, steigert sich dieser Druck weiter und der Belastungsschwerpunkt wandert innerhalb des Bewegungssegmentes nach ventral. Dieser Umstand ist von großer Bedeutung, da in der heutigen Zeit immer mehr Menschen Berufe mit vorwiegend sitzender Tätigkeit ausüben.

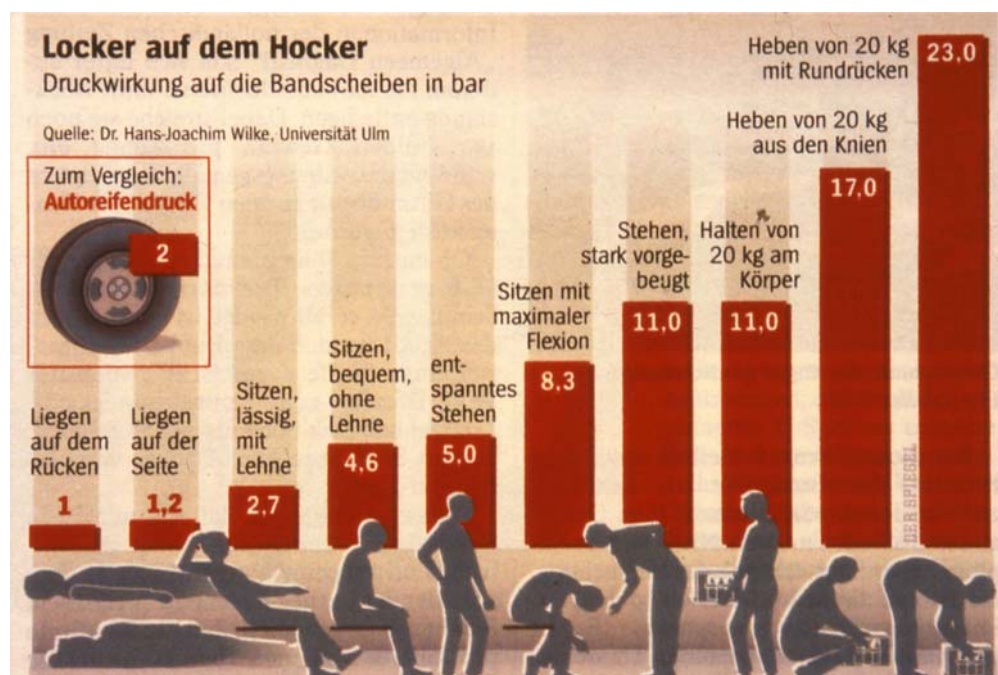


Abb.4: Relativer intradiskaler Druck in der Lendenwirbelsäule bei unterschiedlichen Tätigkeiten und Körperhaltungen in Relation zur Bandscheibenbelastung im Stehen. (Wilke im Spiegel 33/1998)

Bezüglich der Kinematik der Wirbelsäule teilt man diese, anders als bei der rein anatomischen Betrachtungsweise nicht in Hals-, Brust- und Lendenwirbelsäule sondern entsprechend morphologischer Merkmale der Wirbel und dynamischer Eigenschaften von Wirbelkörpergruppen in Bewegungsregionen ein (Putz 1981). Diese Bewegungsregionen werden von funktionell geschlossenen Wirbelgruppen gebildet, welche jeweils kaudal von einem eher starren Segment begrenzt werden, an welches sich nach kranial beweglichere Segmente anschließen.

Das geringfügige Bewegungsspiel des Einzelsegmentes läuft im Rahmen solcher Bewegungsregionen ab und ergibt im Zusammenspiel mit den anderen Bewegungssegmenten und -regionen die relativ freie Gesamtbeweglichkeit der Wirbelsäule.

Folgende 4 Bewegungsregionen werden hierbei unterschieden:

- „Kopfgelenke“ bis 3. Halswirbel C3
- 3. Halswirbel bis 1. Brustwirbel
- 1. Brustwirbel bis 11. Brustwirbel
- 12. Brustwirbel bis Kreuzbein

Während die Bandscheibe in erster Linie für die Stabilität und die Tragfähigkeit des Systems Wirbelsäule zuständig ist, gehört zu den wichtigen Aufgaben der Facettengelenke bei Bewegungsabläufen auch die kontrollierte Führung und Begrenzung von Bewegungen sowie eine Wirkung als Hebelpunkte, im Englischen „door knocker“ (Hutton 1977), in Endstellungen von Bewegungen.

Innerhalb der lumbalen Bewegungsregion sind die Gelenkflächen der Facettengelenke abgewinkelt und bestehen aus einem lateralen, eher sagittal eingestellten und einem medialen, eher frontal eingestelltem Anteil. Diese beiden Anteile haben unterschiedliche Knorpeldicken, wobei die Knorpeldicke nach zentral hin zunimmt, mit der Folge, dass die jeweils korrespondierenden Gelenkflächen nicht völlig kongruent sind (Exner 1958).

Dieser Umstand führt, ebenso wie die Aufklappbarkeit der Gelenkflächen bei der Bewegung zu einem größeren Bewegungsausmaß, als es die reine Morphologie vermuten lassen würde.

Dies wird vor allem im Falle der Rotation in den lumbalen Bewegungssegmenten deutlich. Während diese von manchen Autoren bis vor einigen Jahrzehnten noch ausgeschlossen bzw. als unerheblich betrachtet wurde (Heine 1957), zeigten sich in neueren Untersuchungen am Lebenden und am Präparat von Putz (Putz 1981) und Markolf (Markolf 1972) andere Ergebnisse. Die Gelenkflächen der lumbalen Bewegungsregion schließen einen Öffnungswinkel (= Winkel der horizontalen Tangenten der Gelenkflächen) von bis zu 60° ein und konvergieren nach kaudal. Dadurch kommt es bei der Ventralflexion zu einer Aufklappung der Gelenkflächen und damit zu einer Verbreiterung des Gelenkspaltes, was in der Folge eine Rotationsbewegung von 3-7° in einem lumbalen Bewegungssegment ermöglicht (Putz 1981).

Durch diese Aufklappbarkeit entstehen jedoch auch sehr hohe Kräfte im Bereich der Wirbelgelenke, da sich die Kontaktflächen einerseits durch die „Klaffung“ verkleinern und die Gelenke andererseits in den Endstellungen der Bewegungen zu Hebelpunkten werden. Durch diese, die Bewegung führende und begrenzende Wirkung, schützen die kleinen Wirbelgelenke die Bandscheibe vor zu hohen Scherkräften (Hutton 1977).

Das Vorhandensein solcher hohen Kräfte wird auch durch die für Druck- und Biegebeanspruchung ausgelegte Spongiosaarchitektur der Proc. articularis superior und inferior belegt (Putz 1981).

Der Neigungswinkel (= Winkel zwischen der Deckplatte eines Wirbelkörpers und der Einstellung der Gelenkflächen) der Facettengelenke nimmt im Verlauf der Wirbelsäule von kranial nach kaudal bis zum 11. Brustwirbel zu. Dies hat zur Folge, dass die Wirbelgelenke im kaudalen Brustwirbelsäulenabschnitt besonders viel Druck aufnehmen. Im lumbalen Wirbelsäulenbereich nimmt dieser Winkel wieder ab. Dies führt einerseits zwar zu einer Minderung der Druckbelastung der Gelenke, andererseits übernehmen sie aber durch ihre zum Teil frontale Ausrichtung auch einen nicht unwesentlichen Anteil des Druckes. Die Resultierende aus Körpergewicht und ligamentärem Gegenzug sowie der Haltemuskulatur fällt nicht senkrecht auf die Wirbelkörper sondern ist ventral ausgerichtet (Siehe Abb.5). Dadurch provoziert sie ein „Forward displacement“ (Bogduk 1997) bzw. einen ventralen Schub (Müller-Gerbl 1992b). Die Facettengelenke dorsal und der Discus intervertebralis ventral schränken diese Bewegungen ein.

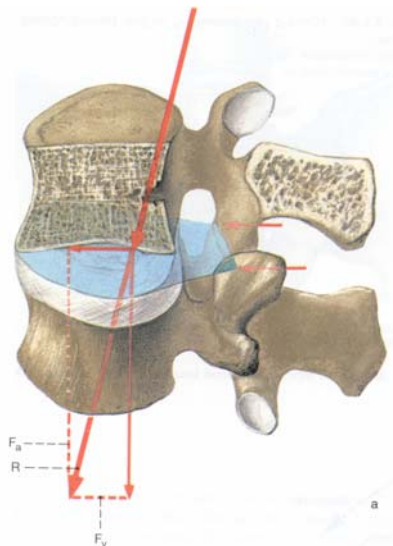


Abb.5: Belastung der Lendenwirbelsäule.

(a) Aufteilung der resultierenden Druckkraft (R), F_a = axiale Druckkomponente F_v = nach ventral gerichtete Druckkomponente. Die blaue Ebene beschreibt die Unterstützungsfläche des jeweils kranial liegenden Wirbels.

(Aus Benninghoff: Anatomie, 15. Auflage)

Der größte Bewegungsausschlag der lumbalen Bewegungsregion ist in der Ventral- und Dorsalflexion möglich. Das Drehzentrum ist hierbei im Bereich der unteren Begrenzung der Bandscheibe, unterhalb des Nucleus pulposus lokalisiert (Ogston 1986, Pearcy u. Bogduk 1988, Louis 1991). Das Bewegungssegment verhält sich jedoch weder bei der Sagittal-

flexion noch bei den anderen Bewegungsrichtungen wie ein reines Scharniergelenk mit nur einer Bewegungsachse. Es kommt zu einer ständigen Lageverschiebung der Bewegungsachse mit der Bewegung (Rizzi 1977) und in der Folge zu einer diskreten Translationsbewegung des Segmentes, welche in erster Linie durch den Diskus intervertebralis mit seinen scherengitterartig angeordneten Fasern des Anulus fibrosus (Marchand 1990, Putz 1994) gehalten wird. Eine wichtige Rolle in der Stabilität der Bewegung spielt auch das vordere und hintere Längsband.

Bei der Sagittal- ebenso wie bei der Lateralflexion (Reinhardt 1963) kommt es zur Klaffung des Gelenkspaltes. Bei der Ventralflexion wird der Druck in erster Linie über die frontal eingestellten medialen Gelenkflächenanteile übertragen, bis in der Endphase der Bewegung die Gelenkflächen der Processi articularis inferiores über die kranialen Bereiche der Proc. articularis superiores gehiebt werden. Bei der Dorsalflexion hingegen erfolgt die Druckaufnahme eher über die lateralen Anteile der Gelenkflächen, der Hebelpunkt findet sich im kaudalen Gelenkbereich (Putz 1981).

Durch diese vielfältigen Vorgänge in Ruhe und bei Bewegung wird deutlich, dass man bei biomechanischen Fragestellungen nicht nur den ventralen, sondern auch den dorsalen Anteil der Bewegungssegmente betrachten muss. Weiterhin zeigt sich, dass man aufgrund der Zusammensetzung der Wirbelsäule aus einzelnen Bewegungsregionen sowie ihrer, sich aus der Funktion aller beteiligten Segmente und Regionen zusammensetzenden Gesamtbeweglichkeit, ein einzelnes Segment nicht isoliert betrachten kann sondern sich die Auswirkung von Veränderungen auch in den angrenzenden Segmenten und im Verlauf der gesamten Wirbelsäule bewusst machen muss.

3.2. Pathomechanismus des degenerativen Wirbelsäulensegmentes

Die Degeneration eines Bewegungssegmentes kann sowohl von den kleinen Wirbelgelenken, als auch von den Bandscheiben ausgehen.

Verschiedene Autoren konnten jedoch nachweisen, dass offenbar regelmäßig zuerst die Bandscheibe und erst in der Folge die Facettengelenke geschädigt werden (Dunlop 1984, Butler 1990, Oegema 1991, Schwarzer 1994).

Da ein primärer Verschleiß eines Anteils oftmals kurzfristig die Schädigung des Gesamtsystems nach sich zieht, ist die gestörte Kinematik eines degenerativen Bewegungssegmentes dennoch immer ein kombiniertes Problem aus Osteochondrose im Zwischenwirbelraum auf Basis einer Bandscheibendegeneration und einer Facettendegeneration (Butler 1990).

Auch beim physiologischen Alterungsprozess der Bandscheibe kommt es im Bereich der Lendenwirbelsäule in der zweiten Lebenshälfte, in der Halswirbelsäule sogar bereits im ersten Lebensjahrzehnt (Töndury 1955), zu einer Abnahme des Quelldruckes des Nucleus pulposus durch Dehydrierung, da Quantität und Qualität der Mucopolysaccharide abnehmen (Krämer 1994). Die zum Stoffwechsel der Bandscheibe erforderliche Diffusion wird dadurch

erschwert. Wird das Bewegungssegment nun zusätzlich unphysiologischen Belastungen ausgesetzt potenziert sich dieser Effekt. Ein Beispiel hierfür ist eine länger dauernde kyphotische Sitzhaltung, wie sie bei Berufen mit vorwiegend sitzender Tätigkeit häufig vorgefunden wird. Hierbei wird der Nucleus pulposus durch die Verlagerung des Belastungsschwerpunktes im Bewegungssegment nach ventral, dauerhaft nach dorsal gepresst. Wilke konnte zeigen, dass regelmäßige Bewegung in einem Segment erforderlich ist, um eine suffiziente Diffusion zu gewährleisten (Wilke 1999).

Zudem wird durch die Abnahme des Quelldruckes der intradiscale Druck (Nachemson 1976) um bis zu 30-40% (Adams 1996, Brinckmann 1991, Nachemson 1963, 1965, 1966, 1981) reduziert und die Zwischenwirbelraumhöhe sinkt, was eine Laxizität des Bandapparates zu Folge hat. Da die Stabilität eines Bewegungssegmentes darauf beruht, dass alle seine Anteile bereits in der Nullstellung vorgespannt sind, ist die Folge dieser degenerativen Vorgänge die sogenannte „Instabilitas intervertebralis“ (Junghanns 1954), welche mit einer pathologischen Hypermobilität des Bewegungssegmentes einhergeht. Die Folge ist zunächst eine elastische Verformung der Bandscheibe sowie das Auftreten pathologischer Bewegungsausschläge mit einer zunehmenden Vielfalt an Bewegungsachsen. Hält dieser Zustand über einen längeren Zeitraum an, stellt sich eine irreversible Degeneration der Bandscheibe ein.

Instabilität und Hypermobilität eines Bewegungssegmentes beeinflussen unmittelbar auch die kleinen Wirbelgelenke, da ein Teil der auftretenden Kräfte von ihnen übernommen wird (Dunlop 1984). Normalerweise übernimmt das lumbale Facettengelenk infolge seiner Krümmung aus der Sagittalebene heraus nach ventral und auf Grund seines Neigungswinkels (Putz 1981) in Abhängigkeit von der Körperposition zwischen 3 und 25% des Druckes (Yang 1984).

Die Bedeutung dieser Druckübertragungen für die Kinematik eines Bewegungssegmentes zeigt sich auch in der Beobachtung, dass bei Facettengelenken, die einen überdurchschnittlich großen Neigungswinkel aufweisen, also außergewöhnlich aufrecht in der Sagittalebene stehen, die Entstehung eines Discusprolapses provoziert wird, weil die Gelenke weniger Druck auffangen und der Discus in solchen Fällen überlastet wird (Kénési 1985).

Bereits beim gesunden Bewegungssegment werden die Facettengelenke aufgrund ihrer Funktion der Bewegungsführung und ihrer Aufgabe, als Hebelpunkt eine Bewegungseinschränkung zu garantieren, stark beansprucht.

Nähert sich eine Bewegung dem maximalen Bewegungsausschlag, limitieren die Facettengelenke diese Bewegung im Sinne einer Beschränkung. Durch ihre Wirkung als Hebelpunkt kommen sie im Fall der Segmenthöhenminderung unmittelbar unter zunehmende und asymmetrische Druckbeanspruchung und unter ein asymmetrisches, zunehmendes Bewegungsspiel (Berkson 1979 Part I,II, Goel 1985, Panjabi 1984, Zöllner 1999). Neben der zunehmenden Druckbeanspruchung, auf bis zu 47% des Gesamtdruckes (Yang 1984),

nehmen auch der Bewegungsumfang sowie die Anzahl der Bewegungsachsen zu. Die lumbalen Facettengelenke sind weitgehend plane Gelenke mit 2 Freiheitsgraden, die neben der eigentlichen Bewegung auch Verschiebungen der Wirbelkörper zueinander zulassen. Bei derartigen Translationsbewegungen erreicht das Facettengelenk bereits früher im Rahmen einer Bewegung die Endphase, in der das Gelenk zum „Hebelpunkt“ wird. Diese Endphase bedeutet eine extreme Beanspruchung. Das Beispiel der Hyperlordosierung ist geeignet, dieses Problem zu verdeutlichen. Normalerweise geht in der Endphase der Retroflexion der Kontakt der Gelenkflächen im kranialen Gelenkanteil verloren und der Processus articulares inferiores wird bereits bei physiologischer Zwischenwirbelraumhöhe in den kaudalen Gelenkabschnitt des Processus articularis superiores hineingepresst. Im Falle der Höhenminderung geschieht dies viel früher und wird in der Regel von Schmerzen, den Facettengelenksschmerzen, begleitet (Groher 1975, Dreyer 1996).

Die Rotationsmöglichkeit im lumbalen Wirbelsäulenabschnitt wird in Anteflexion durch eine zusätzliche funktionelle Verbreiterung (Klaffung) des Facettengelenkspaltes verstärkt und beträgt beispielsweise durchschnittlich 13° im Lumbalsegment LWK4/5. Der laterale Wirbelgelenksanteil wirkt der Rotationsbewegung entgegen und soll den Discus intervertebralis vor zu großen Torsionskräften schützen (Farfan 1970). In der Endstellung der Rotation verlagert sich der Hebelpunkt der Drehkräfte bei Segmenthöhenminderung ebenfalls früher im Bewegungsablauf vom Diskus intervertebralis zum Wirbelgelenk.

Die Endstellung der Lateralflexion wird, wie alle anderen oben beschriebenen Bewegungsrichtungen, nicht nur durch die ossäre Gelenkbegrenzung limitiert. Es besteht im Normalfall ein Gleichgewicht zwischen Kraft und dem schon unter einer gewissen Vorspannung stehendem kontralateralen Muskel- und Bandapparat. Bei Segmenthöhenminderung verringert sich der Anteil der Zugspannung des Muskel- und Bandapparates, der sich den Bewegungskräften entgegenstellt. Damit müssen die ossären Gelenkstrukturen und der Gelenkkapselbereich zunehmenden Druck aufnehmen und werden alleinverantwortlich für die Limitierung der Bewegung.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass in den Endstellungen der einzelnen Bewegungen bereits im physiologischen Zustand extreme Druckbeanspruchungen im Facettengelenksbereich entstehen, die sich bei Höhenminderung im Segmentbereich noch verstärken (Putz 1981, Fujiwara 2000) und auch hier zu degenerativen Veränderungen (Dunlop 1984) mit möglichen Folgen wie Facettengelenkshypertrophie mit oder ohne Einengung von nervalen Strukturen oder Facettengelenksschmerzen führen können.

3.3. Die subchondrale Knochenplatte

Grundlage der in dieser Arbeit durchgeführten Analyse der Dichteverteilung in den Gelenkflächen der Facettengelenke ist die subchondrale Knochenplatte. Der Begriff „subchondral“ wird in der Literatur unterschiedlich verwendet. Zum Teil wird hiermit die kalzifizierte Schicht

unter dem Gelenkknorpel, zum Teil die kortikale Lamelle, welche radiologisch unter dem Gelenkspalt sichtbar wird, oder die Schicht trabekulären Knochens, welcher direkt an die kortikale Lamelle anschließt, beschrieben. In der vorliegenden Arbeit wird mit dem Begriff „subchondrale Knochenlamelle“, entsprechend der Definition von Müller-Gerbl (Müller-Gerbl 1998), die Knochenlamelle bezeichnet, welche direkt unter der kalzifizierten Zone des Gelenkknorpels liegt (siehe Abb.6).

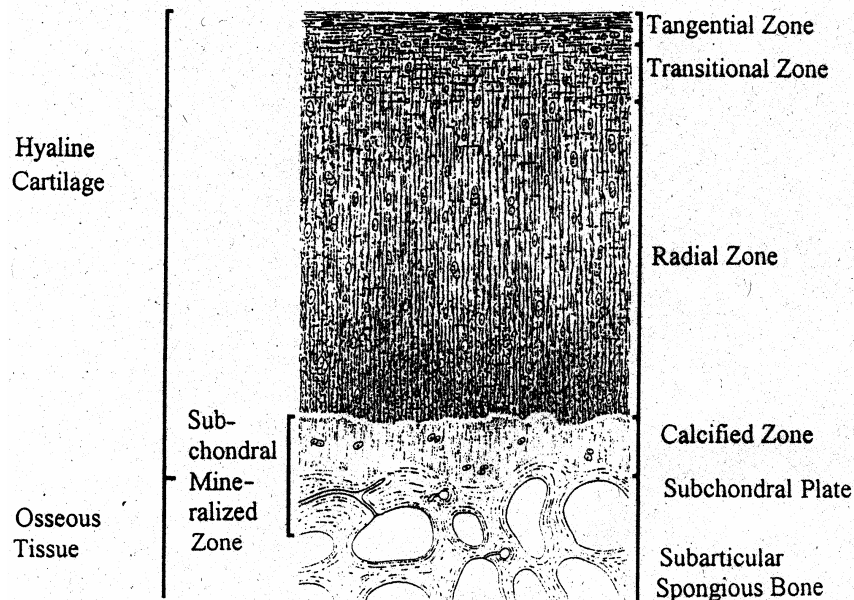


Abb.6: Schematische Darstellung des hyalinen Knorpels und des darunterliegenden subchondralen Knochens (aus Müller-Gerbl "The subchondral bone plate", 1998)

Die subchondrale Knochenlamelle besteht aus 2 mineralisierten Schichten, die zusammen eine Einheit bilden, welche den Gelenkknorpel vom darunter liegenden Knochen trennt. Sie ist in Abhängigkeit vom untersuchten Gelenk, dem Alter und der individuellen Belastung unterschiedlich dick (Müller-Gerbl 1998).

Eine wichtige Funktion des subchondralen Knochens ist die Unterstützung des darüberliegenden Gelenkknorpels (Duncan 1987). Knorpel und Knochen agieren mechanisch gemeinsam (als mechanische Einheit), wobei dem Gelenkknorpel hierbei die Funktion der Kraftübertragung und dem Knochen die Aufgabe des strukturellen Trägers und Kraftaufnehmers zukommt (Layton 1988).

Einige Autoren konnten weiterhin zeigen, dass die subchondralen Knochenlamelle auch einen Einfluss auf den Knorpelstoffwechsel hat, da die subchondralen Kapillaren am Metabolismus der tiefen Knorpelschichten beteiligt sind (Duncan 1985, Sokoloff 1969, Milz 1994).

Schon 1892 formulierte Wolff das Gesetz der Transformation der Knochen (Wolff 1892). Von Pauwels (Pauwels 1965) wurde diese These an klinischen Beispielen untersucht und weiterentwickelt. Kummer (Kummer 1962, 1972, 1978) interpretierte schließlich die funktionelle Adaption des Knochens als kybernetisch kontrollierten Prozess, bei dem sich die

Knochenneubildung an die lokal auftretenden Kräfte anpasst und sich somit die entstehende Knochenmasse proportional zur Belastung verhält.

Neuere Arbeiten zeigen, dass die Knochenmasse des menschlichen Skelettes bei länger dauernder Immobilisation abnimmt und länger dauernde Mehrbelastung zu appositionellem Knochenwachstum und gelenknaher Knochensklerose führt (Dai 1992, Müller-Gerbl 1992a). Auch die subchondrale Knochenlamelle passt sich in ihrer Struktur den mechanischen Gegebenheiten an und zeigt reproduzierbare, regelmäßige Dichteverteilungsmuster (Anetzberger 2002, Müller-Gerbl 1992a).

Die Frage nach einem Zusammenhang zwischen der Struktur der subchondralen Knochenplatte und ihren mechanischen Eigenschaften wurde von vielen Untersuchern geprüft und hierbei wurde eine klare Beziehung zwischen Dichtemessungen des Knochens und der mechanischen Festigkeit gefunden (Galante 1970, Schoenfeld 1974, Ducheyne 1977, Hvid 1985).

Hvid (Hvid 1988) konnte schließlich eine empirische Beziehung zwischen der Steifigkeit sowie der Festigkeit und der Dichte der subartikulären Spongiosa herstellen.

In Zusammenschau all dieser Ergebnisse wird deutlich, dass die Dichte der subchondralen Knochenplatte die Art und Höhe der mechanischen Beanspruchung eines Gelenkes widerzuspiegeln vermag. Sie gilt als qualitatives und quantitatives morphologisches Korrelat der Langzeitbeanspruchung von Gelenkflächen.

Diese Beanspruchungsanamnese (Müller-Gerbl 1992a), bzw. loading history (Carter 1989) kann somit indirekt durch die Erfassung der subchondralen Mineralisierungsverteilung und -höhe erhoben werden.

Degenerative Veränderungen an Gelenken betreffen generell sowohl den Gelenkknorpel als auch die subchondrale Mineralisierungszone (Inoue 1981). Die Veränderung der subchondralen Knochenlamelle kann einer Degeneration des Gelenkknorpels vorausgehen, zeitgleich stattfinden oder ihr folgen (Serink 1977).

Im Falle einer Gelenkdegeneration mit beginnender Arrosion des Gelenkknorpels steigt auch die Belastung des subchondralen Knochens. In der Folge verändert sich die subchondrale Mineralisierung (Benske 1988, Müller-Gerbl 1998).

Nimmt die Gelenkzerstörung über das Maß einer beginnenden Degeneration mit Knorpelarrrosionen im Rahmen einer aktiven Osteochondrose zu, dann wäre möglicherweise sogar eine Abnahme der Mineralisierung zu erwarten (Grynpas, 1991).

Verschiedene Studien konnten zeigen, dass sich bei Gelenkerkrankungen sowohl die Höhe der subchondralen Mineralisierung als auch die Lageverteilung der Dichtemaxima verändern kann (Schulz 2004, Giunta 1999).

Es existieren verschiedene Methoden zur Analyse der Dichte der subchondralen Knochenplatte. Viele davon sind jedoch nur invasiv, bzw. nur am Präparat durchführbar. Eine, für den Patienten nicht invasive, und am lebenden Objekt durchführbare Methode zur Darstellung

der subchondralen Mineralisierung, welche eine hohe Auflösung der zu untersuchenden Fläche gewährleistet, ist die von Müller-Gerbl entwickelte computertomographische Osteoabsorptiometrie (Müller-Gerbl 1989, 1990a, 1990b, 1992a, 1992b, 1993, 1998). Mit ihrer Hilfe sollen in der vorliegenden Arbeit die Dichte und Höhe der subchondralen Mineralisierung an gesunden sowie an degenerativ veränderten lumbalen Facettengelenken untersucht werden.

3.4. Entwicklung und aktueller Stand der Wirbelsäulen Chirurgie

1909 wurde durch Fedor Krause erstmalig eine Bandscheibenoperation durchgeführt, wobei er intraspinal gelegenes Bandscheibengewebe, damals fälschlicherweise als Knorpeltumor bezeichnet, erfolgreich entfernen konnte (Oppenheim 1909).

In der Folgezeit wurden 1911 von Goldthwait, 1929/30 von Alajouine in Frankreich sowie Baily, Bucy und Dandy in den USA vergleichbare Eingriffe durchgeführt (Goldthwait 1911, Alajouine 1930, Dandy 1929, Baily 1930). Dandy entwickelte hierzu 1930 auch ein zutreffenderes pathophysiologisches Modell des Bandscheibenvorfalles, welcher damals jedoch noch ausschließlich einer traumatischen Genese zugeschrieben wurde.

1934 beschrieben Mixter und Barr die Ruptur der Bandscheibe mit Beteiligung des Spinalkanals (Mixter 1934).

Neue operative Zugangswege wurden entwickelt. Hult (Hult 1951) berichtete über eine anterolaterale Dekompression eines Bandscheibenvorfalles über einen retroperitonealen Zugangsweg.

1963 wurde auf Basis der Entdeckung der knorpelerweichenden Wirkung von Papain durch Thomas (Thomas 1956) die erste Chemonukleolyse am Menschen über einen dorsolateralen Zugang durchgeführt.

Die Entwicklung des Operationsmikroskopes war der Wegbereiter für die Einführung der perkutanen Nukleotomie durch Hijikata (Hijikata 1975, 1989) und deren Weiterentwicklung (Suezawa 1983, Kambin 1986, 1987).

Nahezu zeitgleich mit Entwicklung der Bandscheibenoperation fand die Etablierung stabilisierender OP-Verfahren an der Wirbelsäule statt. Hier begann Hadra bereits 1891 (Hadra 1891a, 1891b) Wirbelfrakturen zu behandeln indem er Drähte um die Processi spinosi wickelte. 1911 lagerten Hibbs und Albee autologe Knochenspane an die angefrischten Laminae bzw. Proc. Spinosi zweier benachbarter Wirbelkörper an und führten so die ersten knöchernen Fusionen durch (Hibbs 1911, Albee 1911).

1936 entwickelte Mercier die Vorstellung, dass die ideale Versteifung eines instabilen Bewegungssegmentes infolge einer knöchernen Durchbauung des Zwischenwirbelraumes zustande kommen müsste (Mercier 1936). Cloward und Jaslov arbeiteten an dieser Theorie weiter und wendeten sie an. In der Folgezeit wurden unterschiedlichste Verfahren entwickelt, welche man übergreifend als posteriore interlaminäre lumbale Fusion bezeichnet (Jaslow 1946, Cloward 1953).

Mit dem Ziel, die klinischen Ergebnisse nach Fusion weiter zu verbessern, führte King 1944, basierend auf den Forschungsergebnissen Langes (Lange 1910), die Implantation eines Fixateur interne in Form einer transartikulären Verschraubung der kleinen Wirbelgelenke durch (King 1944, 1948). Um das Risiko einer Verletzung neuraler Strukturen bei der dorsalen Stabilisierung zu reduzieren, wurden 1959 von Boucher erstmals transpedikuläre Schrauben eingesetzt (Boucher 1959).

Um die Konsolidierung des eingebrachten Materials bei einer interkorporellen Fusion, also bei einer Fusion durch Einbringen von Knochenmaterial in den Zwischenwirbelraum zu verbessern, wurden 1979 von Wagner, DeBowes und Bagby Hohlzylinder aus Metall mit einem Gewinde, sogenannte Cages entwickelt (Wagner 1979, DeBowes 1984, Bagby 1987, 1988). Diese Cages werden mit Spongiosa gefüllt, in den Zwischenwirbelraum eingebracht und über die Gewinde in den Grund- und Deckplatten der benachbarten Wirbelkörper verankert. Sie sind allseits mit Perforationen versehen, um eine knöcherne Durchbauung zu ermöglichen.

Später wurde als Alternative dazu, eine aus Kohlefaser bestehende so genannte Zwischenwirbelbox durch Brantigan vorgestellt (Brantigan 1991, 1993).

Die Vorteile der Anwendung von Cages gegenüber der herkömmlichen Fusion sind zunächst die bessere Primärstabilität, und die Gewährleistung der Distraction durch das Interponat. Weiterhin ist die Entnahme des Beckenkammspans nicht mehr erforderlich, da die Cages mit spongiösem Material aus dem operativen Zugang gefüllt werden können und schließlich verläuft die Konsolidierung mit rein spongiösem Knochenmaterial unter anderem aufgrund einer besseren Einheilungstendenz schneller (Brantigan 1991).

Die Entwicklung bis hin zu den heutigen Möglichkeiten der Wirbelsäulenchirurgie war einerseits von der Weiterentwicklung des biomechanischen und pathophysiologischen Verständnisses der Vorgänge an der Wirbelsäule, von der Verbesserung der diagnostischen Möglichkeiten wie Computer- und Kernspintomographie, Myelographie und Elektrophysiologie, sowie andererseits durch die Verbesserung der instrumentellen operationstechnischen Ausstattung und der Entwicklung von Implantatsystemen geprägt.

Bei der Betrachtung der heutigen operativen Möglichkeiten, muss man zunächst die verschiedenen Indikationsstellungen betrachten, welche über den reinen Bandscheibenvorfall hinausgehen und auch dementsprechend differenziert therapiert werden sollten.

Eine Indikation zu einer Operation an der Lendenwirbelsäule bei Kreuzschmerzen kann bei folgenden Indikationen bestehen (Pfeiffer 1992):

- Bandscheibenvorfall mit Nervenkompression
- Facettensyndrom mit engem Spinalkanal oder Claudicatio spinalis
- echte oder degenerative Spondylolisthesis mit oder ohne Zeichen eines engen Spinalkanals und Skoliose

- mono- oder bisegmentale Osteochondrose und Spondylarthrose mit Instabilität und/oder Nervenwurzelkompressionssymptomen
- ein bereits voroperierter Patient mit Restbeschwerden, wieder oder neu auftretenden Symptomen (Failed Back Surgery Syndrom, Postnukleotomiesyndrom, Anschlussinstabilität)
- posttraumatische Fehlstellung mit Instabilität
- Kombinationen oben genannter Krankheitsbilder

Die heutigen operativen Möglichkeiten umfassen rein dekomprimierende oder versteifende Verfahren sowie Verfahren ohne und mit Implantaten und Kombinationen der zuvor genannten. Grundsätzliche Anforderung an eine Operation der Lendenwirbelsäule sind einerseits die Schmerzausschaltung und andererseits der Erhalt, bzw. die Wiederherstellung der Funktion. Mit der Bandscheibenendoprothetik ist in den letzten Jahren ein Verfahren hinzugekommen, welches für sich beansprucht, diese beiden Kriterien zu erfüllen.

Bei den dekomprimierenden Verfahren stehen zum einen minimalinvasive, bezüglich der Indikationsstellung auf die reine Protrusion beschränkte Techniken, wie die perkutane Nukleotomie, die perkutane Laserdiskotomie und die Chemonukleolyse zur Verfügung. Sie werden über einen kanülierten posterolateralen Zugang mit diskographischer Kontrolle durchgeführt, wobei jeweils zentral und ventral im Zwischenwirbelraum durch Entfernung von Nukleus pulposus Anteilen eine Druckentlastung herbeigeführt wird, welche zu einer Rückverlagerung des dorsal komprimierenden Gewebes führt.

Zum anderen besteht die Möglichkeit der offenen Dekompression durch die offene Nukleotomie in Standard- oder Mikrodiskotomietechnik, die Hemifacetektomie mit Wurzeldekompression, die Laminektomie sowie die Hemilaminektomie zur Verfügung. Durch Verwendung mikroskopischer OP-Verfahren bzw. durch möglichst kleine und atraumatische Eingriffe kann hierbei vor allem die Gefahr postoperativer Narbenbildung, eine häufige Ursache für das Postnukleotomiesyndrom (Krämer 1987, Hedtmann 1992) und damit für erforderliche Reoperationen, deutlich reduziert werden (Caspar 1977, 1979, 1986, Keyl 1974, Williams 1978, Krämer 1980, 1981, 1987).

Betrachtet man nun vorgenannte Verfahren vergleichend, zeigt sich trotz anderslautender Ergebnisse früherer Publikationen (Weinstein 1986) in einer neueren Metaanalyse zu den verschiedenen Techniken, dass die intradiskalen, perkutanen Verfahren mit einer Erfolgsrate von 54,4 bis 63,2% deutlich schlechter abschneiden, als die offenen Verfahren mit einer Erfolgsrate von 81,3% (Abel 1998).

Ähnlich wichtig zur Beurteilung der OP-Techniken ist jedoch, neben der Erfolgsrate auch die Betrachtung von Rezidivquoten und des Auftretens von neuen, eine Reoperation notwendig erscheinenden Schmerzen, zum Beispiel im Rahmen eines Failed Back Surgery Syndromes (Burton 1981) oder eines Postnukleotomiesyndroms (Krämer 1980, 1981, 1987),

zumal bei den beschriebenen OP-Verfahren keine Therapie der auslösenden degenerativen Veränderungen erfolgt. Hierbei kann lediglich eine, durch diese Veränderungen hervorgerufene, Kompression nervaler Strukturen behoben werden. Weiterhin ist in diesem Zusammenhang zu bedenken, dass durch solche dekomprimierenden Verfahren eine segmentale Instabilität hervorgerufen, bzw. deren Entstehung bei degenerativer Vorschädigung beschleunigt werden kann. Die Zahl der rezidivierenden Fälle wird in der Literatur mit bis zu 18% angegeben (Biel 1974, Weber 1986, Krämer 1987, Büttner-Janitz 1992, Winter 1992).

Betrachtet man nun die versteifenden Verfahren, muss zunächst darauf hingewiesen werden, dass sich ihre Indikationsstellung erheblich von der, der dekomprimierenden Verfahren unterscheidet. Während die dekomprimierenden Techniken vor allem beim jungen Menschen mit isoliertem Bandscheibenvorfall und Kompression nervaler Strukturen im Vordergrund stehen (Frymoyer 1992), ist eine der Hauptindikationen zur Fusion die segmentale Instabilität mit oder ohne Osteochondrose des Zwischenwirbelraumes (Herbsthofer 1996). Eine weitere wichtige Gruppe der Indikationen stellen hier die Reinterventionen bei postoperativer Instabilität, das Facettensyndrom, die Spondylose (O'Brien 1983), die Spondylolyse und die Spondylolisthese dar (Auf die Skoliose als Indikation zur mehrsegmentalen Fusion, sowie posttraumatische Instabilitäten soll in dieser Arbeit nicht eingegangen werden).

Die grundsätzliche Wirkungsweise der Fusion beruht auf einer funktionellen Ausschaltung des betroffenen Segmentes von der Gesamtbewegung der Wirbelsäule und damit eine Verhinderung der Schmerz auslösenden, pathologischen Beweglichkeit im betroffenen Segment. Ähnlich wie bei den Nukleotomien wird hier also nur die Folge der Bandscheiben- bzw. segmentalen Degeneration und nicht die Degeneration selbst therapiert.

Hierzu steht eine Vielzahl unterschiedlicher Verfahren zur Auswahl, von denen hier nur ein Teil genannt werden kann.

Zunächst muss man zwischen der einfachen Fusion ohne Verwendung von Fremdmaterialien und der instrumentierten Fusion mit Verwendung von Implantaten, sowie zwischen ventralen, dorsalen und kombinierten Verfahren unterscheiden.

Fusionsmethoden ohne Implantate sind beispielsweise die dorsolaterale Spondylodese sowie die ventrale interkorporelle, retroperitoneale Spondylodese nach Harmon (Harmon 1960) und O'Brien (O'Brien 1983), im Englischen Anterior Lumbar Interbody Fusion (ALIF). Bei diesen OP-Techniken wird jeweils ein autologer Knochenspan, zumeist aus dem Beckenkamm entnommen und je nach Verfahren zwischen die dekortizierten Processi transversi, die Facettengelenke oder von retroperitoneal in den zuvor ausgeräumten Zwischenwirbelraum eingesetzt. Nach derartigen Eingriffen ist allerdings immer eine langdauernde, mehrmonatige Immobilisation entweder im Gipsbett oder in einem Mieder, welches 24 Stunden getragen werden muss, erforderlich, um die Konsolidierung des Knochenspans und somit den Erfolg

der Fusion zu gewährleisten. Diese Verfahren sind also für den Patienten mit einem längeren Krankenhausaufenthalt und einer längeren Arbeitsunfähigkeit verbunden. Dazu kommen grundsätzlich noch die Schwierigkeiten der zuverlässigen postoperativen Ruhigstellung, vor allem bei adipösen Patienten mit ungünstigen Hebelarmen und großer Kraftwirkung im lumbosakralen Bereich (Grob 1987) sowie bei einer möglicherweise mangelhaften Compliance beim Tragen des unbequemen und einschränkenden Mieders bzw. Korsetts. Diese Probleme stellen sich bei den instrumentellen Verfahren mit Implantaten in deutlich geringerem Maße, da hier bereits eine größere Primärstabilität durch die Implantate gegeben ist.

Auch hier existieren Verfahren von ventral und von dorsal mit den verschiedensten Instrumentarien. Beispiele sind die dorsale Spondylodese mit Pedikelschrauben (Fuentes 1984) und USIS-Implantaten (Universal Spinal Instrumentation System) (Eysel 1998), die Verschraubung der Interartikularportionen (Magerl 1979, 1986), im Englischen Facet Screw Fixation, sowie die interkorporelle Fusion mit Cages und eine Kombination aus Pedikelschrauben und verformbaren Platten nach Steffee (Steffee 1986). Häufig werden Kombinationen der verschiedenen Methoden angewandt, hierbei ist die so genannte 360°-Fusion zu erwähnen, bei welcher sowohl von dorsal als auch von ventral im Zwischenwirbelraum versteift wird.

Betrachtet man nun die Erfolgsraten versteifender Operationen stößt man in der Literatur auf eine große Zahl von Studien zu den verschiedenen Techniken und stark variierende Zahlenangaben von 65-93% (Jackson 1985, Kiviluoto 1985, Hähnel 1988, O'Beirne 1992).

Zum Vergleich zwischen den Komplikationsraten der instrumentierten und der nicht instrumentierten Fusion findet sich ebenfalls eine große Anzahl von Untersuchungen mit völlig gegensätzlichen Aussagen. Ein Vergleich von 3 verschiedenen chirurgischen Techniken in Form einer prospektiven randomisierten Studie an insgesamt 211 Patienten (Fritzell 2003) mit einem Nachuntersuchungszeitraum von 2 Jahren ergab Komplikationsraten von 12% für die PLIF, 22% für die instrumentierte dorsolaterale Fusion und 40% für die 360°-Fusion sowie Reinterventionsraten von 6% für die PLIF, 22% bei der instrumentierten dorsolateralen Fusion und 17% für die 360°-Fusion. Es zeigte sich also ein Anstieg der Komplikationsraten mit steigendem Einsatz chirurgischer Technik, wohingegen sich das Resultat nach 2-jähriger Beobachtungszeit nicht wesentlich unterschied. Andere Studien (siehe Tabelle 1) zeigen ein umgekehrtes Verhältnis des klinischen Erfolges der nicht instrumentierten, verglichen mit instrumentierten Fusionen.

Folgende Tabelle gibt einen Überblick über vorhandene Studien und ihre Ergebnisse.

Studie	Diagnosen	Chirurgische Technik	Komplikationen je Technik (%)	Reoperationen je Technik (%)	Beobachtungszeitraum (Jahre)
Bridwell et al. 1993	deg. Spondylolisthesis	NO/I	20/17	10/4	4
Fischgrund et al. 1997	verschiedene	NO/I	sehr wenige	6/9	3
France et al. 1999	verschiedene	NO/I	sehr wenige	7/12	6
Greenough et al. 1998	verschiedene	I	13	16	2
Grob et al. 1998	Spinalkanalstenose	I	30	17	3
Katz et al. 1997	deg. Spondylolisthesis	NO/I	keine Angabe	10/11	2
Thomsen et al. 1997	verschiedene	NO/I	6/22	5/11	2
Yuan et al. 1994	deg. Spondylolisthesis	NO/I	Verhältniss NO:I = 1:2	15/18	2

Legende: NO = Nicht Instrumentierte Fusion, I = Instrumentierte Fusion

Tabelle 1: Literaturübersicht zu den Komplikationsraten der instrumentierten und der nicht instrumentierten Fusion (Fritzell 2003)

Bei der Betrachtung obiger Zahlen muss jedoch zu bedenken gegeben werden, dass die Erfolgsrate bei Erstoperation wegen Segmentinstabilitäten deutlich über der von Zweiteingriffen bei Postnukleotomiesyndromen liegt. Hier werden statt 65-93% nur noch Erfolgsraten von 49,0-68,7% angegeben (Krähe 1986, Wittenberg 1990, Möller 1992).

Die wichtigste Komplikation nach Fusion ist neben den allgemeinen Operationsrisiken wie Infektion, Blutung und Wundheilungsstörung die Ausbildung einer Pseudarthrose anstelle der knöchernen Konsolidierung. Wichtige vermeidbare Risikofaktoren zur Verhinderung einer solchen Pseudarthrose ist zum einen die genaue Platzierung von ausreichend Spanmaterial sowie eine konsequente postoperative Ruhigstellung (Grob 1987). Zur Frage der Existenz eines Zusammenhangs zwischen der Ausbildung einer Pseudarthrose und dem Vorhandensein von Rückenschmerzen existieren jedoch unterschiedliche Angaben (De Palma 1968, Magerl 1979, 1986, Grob 1987).

Eine weitere wichtige Komplikation ist die direkte mechanische Irritation des Nachbarsegmentes (Crock 1976) durch Reibung zwischen dem Implantatmaterial und Bestandteilen des Nachbarsegmentes einerseits, sowie durch die Ausbildung eines Nearthros zwischen den benachbarten Proc. Spinosi andererseits.

Zur Frage der Anschlussinstabilität, also einer durch kompensatorische Hypermobilität hervorgerufene Degeneration des Nachbarsegmentes mit folgender schmerzhafter Instabilität, existieren, in Bezug auf die uni- oder bisegmentale Fusion der Lendenwirbelsäule noch wenig gesicherte Daten, bei Fusionen im Bereich der Halswirbelsäule konnte ein solches Phänomen bereits nachgewiesen werden (Mesdagh 1987). Magerl konnte in einer 10-Jahreskontrolle von ventralen lumbalen Spondylodesen hingegen keinerlei Überlastungssymptome im angrenzenden Segment feststellen, gleiches gilt für eine Studie von Ghiselli (Magerl 1979, Ghiselli 2003). In einer weiteren Untersuchung an 108 intercorporellen Spondylodesen werden hingegen 4 nachträgliche Fusionen und 2 Diskotomien im Nachbar-

segment aufgeführt (Magerl 1986). Anhand klinischer Daten ist jedoch die Unterscheidung zwischen dem normalen Alterungsprozess bzw. bereits vorhandenen degenerativen Veränderungen im zunächst nicht operierten Segment und eindeutig auf die Fusion zurückzuführende Anschlussinstabilitäten nur schwer möglich (Grob 1987, Gibson 1999). Zusammenfassend kann man sagen, dass die versteifende Operation ein weltweit anerkanntes Verfahren zur Behandlung von Instabilitäten der Wirbelsäule ist, welches jedoch trotz der vielfältigen Weiterentwicklung von Materialien und OP-Techniken, ähnlich wie die dekomprimierenden Verfahren noch kein, vor allem für den jungen, aktiven Patienten völlig zufriedenstellendes klinisches Ergebnis zeigt.

Angesichts dieser Tatsache setzte sich in den letzten Jahren immer mehr die Idee durch, dass im Sinne einer anatomisch-funktionellen Wiederherstellung auch dynamische Implantate an der Wirbelsäule eingesetzt werden sollten. Besonders für den jüngeren, aktiven, mitten im Berufsleben stehenden Patienten sollte eine Möglichkeit gefunden werden, die Schmerzreduktion mit dem Erhalt der Wirbelsäulenbeweglichkeit zu verbinden und somit das Risiko von Spät komplikationen zu mindern.

Schon in den 50er Jahren entstand die Idee des künstlichen Bandscheibenersatzes und wurde in der Folgezeit von vielen Autoren verfolgt (van Steenbrugge 1956, Hoffmann-Daimler 1974, Lee 1991) (siehe Abb.7). Fernstroem berichtete 1966 über im Hals- und Lendenwirbelsäulenbereich implantierte Stahlkugelprothesen. In einer Studie von 1972 fanden sich jedoch bei 88% der Patienten Höhenminderungen des Bandscheibenraumes aufgrund von Dislokationen, Grund- und Deckplatteneinbrüchen. Schon 1970 wurde daher die Implantation wieder eingestellt (Fernstroem 1966, 1972).

Auch andere Alternativen, wie die elasto-dynamische Prothese (Edeland 1981a, 1981b 1987) oder rein mechanische Prothesendesigns und Lösungsversuche, z.B. über Federsysteme wurden teilweise sogar als Patente angemeldet, konnten sich jedoch in der klinischen Anwendung nicht durchsetzen (Urbaniak 1973, Roy-Camille 1978, Schneider 1974a, 1974b, Hou 1991, Schmitz 1991, Sheppert 1991a, 1991b).

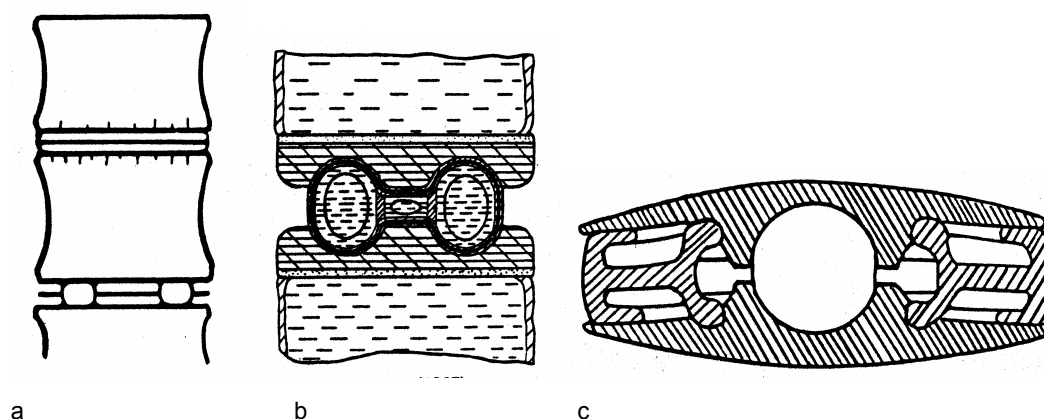


Abb.7: Verschiedene Entwürfe zu Zwischenwirbelprothesen:
a) van Steenbrugge (1956) b) Frey u. a. (1987) c) Hoffmann-Daimler (1974)

Die Acroflex Artificial Disc von Arthur Steffee (Steffee 1992, Enker 1993) kam in 14 Fällen zur klinischen Anwendung, konnte jedoch nur bei insgesamt 3 Patienten zufriedenstellende Resultate liefern. Aufgrund der später festgestellten fraglich karzinogenen Wirkung eines der Bestandteile der Prothese wurde deren Implantation bereits 1990 von der American Food and Drug Administration wieder gestoppt.

Neben den rein mechanischen Konzepten wurden auch Ideen zum isolierten Ersatz des Nucleus Pulposus entwickelt (Ray 1991, Husson 1998). Fassio und Ginestie instillierten beispielsweise im Anschluss an Diskotomien Silikon, wobei sich jedoch zeigte, dass das Silikon nicht in der Lage war, die Distanz zwischen den Wirbelkörpern zu erhalten (Fassio 1978). Schulmann verwendete Polyurethan als Nucleus Ersatz, hier reichte allerdings die mechanische Beständigkeit des Materials nicht aus (Schulmann 1977).

Weitere Versuche, zum Teil auch bereits in der klinischen Anwendung, wurden mit einem Hydrogel-Composite unternommen, wie zum Beispiel bei dem Ray-PDN-Kissen (Ray 1992) und dem Aquarelle Hydrogel®¹. All diesen Verfahren gemeinsam ist jedoch, dass hierzu der Anulus fibrosus intakt sein muss und keinerlei knöcherne Veränderungen wie beispielsweise bei einer Osteochondrose vorliegen dürfen (Trouillier 2003).

Aktuell sind mehrere Varianten des mechanischen Bandscheibenersatzes in der klinischen Anwendung, unter anderem die ProDisc² und die SB Charité³. Diese beiden Modelle wurden im Rahmen der Gesamtstudie parallel zu der in dieser Arbeit beschriebenen Fusion auf ihre biomechanischen Auswirkungen auf die Lendenwirbelsäule hin untersucht (Trouillier 2003).

Die Prothese SB Charité wurde 1985 von Büttner-Janzen entwickelt und vorgestellt. Sie befindet sich bereits seit ca. 17 Jahren in der klinischen Anwendung und wurde bisher mehr als 3500 mal implantiert. Dementsprechend liegen zu diesem Modell bereits einige klinische Langzeitstudien vor (Büttner-Janzen 1985, 1986, 1987).

Diese Prothese verfolgt ein so genanntes unconstrained Prinzip. Sie besteht aus insgesamt 3 nicht miteinander verbundenen Komponenten, 2 Endplatten, welche mit kleinen Zähnen an den Rändern die zementfreie, die Integrität der Wirbelkörperendplatten wenig störende, Verankerung garantieren sollen und einem freien, dazwischen gelagerten Polyäthylen-Kern. Zur individuellen Anpassung an Wirbelkörpergröße, Zwischenwirbelraumhöhe und Lendenlordosewinkel des Patienten existieren alle Komponenten in verschiedenen Größen, die Kerne zusätzlich in verschiedenen Höhen und die Endplatten in verschiedenen Angulationen.

¹ Stryker Howmedica

² Von Spinesolutions (früher Aesculap®, jetzt Synthes®)

³ Von der Firma Link®, jetzt Johnson&Johnson®



a

b

c

Abb.8: Link SB Charité: a) Polyethylen-Gleitkern, b) 10°-gewinkelte Endplatte, c) gesamte Prothese

Das Modell Prodisc (Marnay 1994) ist seit 1999 in Europa auf dem Markt und wurde bisher ca. 200 mal implantiert. Ihre Funktion beruht im Gegensatz zur Link-Charité auf einem semiconstrained Prinzip, sie besteht ebenfalls aus 2 Endplatten und einem Polyäthylen-Kern, wobei dieser, nach dem Einsetzen der Grundplatte in diese integriert wird. Ein weiterer Unterschied besteht in der ebenfalls zementfreien Verankerung. Hier sind an beiden Endplatten zusätzlich zu den Zähnen je eine Finne angebracht, welche in den Knochen eingeschlagen wird. Auch bei dieser Prothese sind verschiedene Größen und Winkel erhältlich.



Abb.9: Prodisc

Die Biokompatibilität ist bei allen verwendbaren Materialien gegeben. Die Haltbarkeit, an welche aufgrund des jungen Patienten Klientels große Ansprüche gestellt werden müssen, (Ungethüm 2001) wurden ebenfalls im Rahmen der Gesamtstudie getestet (Trouillier 2003). Beide Prothesen werden über einen ventralen Zugang implantiert, hieraus ergeben sich also für die OP-Technik nur geringfügige Unterschiede.

Zu den Erfolgsquoten der SB Charité existieren verschiedene Untersuchungen. Cinotti (Cinotti 1996) gibt bei 46 Patienten und einem Beobachtungszeitraum von 2-5 Jahren in 63% zufriedenstellende Resultate an. Hierbei wurde zwar keinerlei Implantatversagen beobachtet, dennoch wurden in 19% der Fälle Reimplantationen wegen persistierender Schmerzen und

in einem Fall wegen einer Implantatdislokation aufgrund einer falschen Größenauswahl erforderlich. In einer Studie von Lemaire (Lemaire 1997) wurden 105 Patienten über durchschnittlich 51 Monate nachbeobachtet, hier zeigte sich bei 79% der Patienten ein gutes Resultat und ebenfalls kein Implantatversagen. Ähnliche Werte ergaben sich auch in anderen Untersuchungen (Zeegers 1999).

In Bezug auf die Prodisc wurden bei einer Nachuntersuchung von 58 der 64 operierten Patienten, 7-11 Jahre postoperativ in 92,7% zufrieden stellende Ergebnisse gefunden, Implantatversagen wurde auch hier nicht beobachtet (Zigler 2003).

Grundsätzlich muss man bei der Betrachtung von Zahlen über Erfolg und Misserfolg sämtlicher beschriebener OP-Verfahren jedoch immer bedenken, dass der Erfolg von Operationen im Allgemeinen, ganz besonders aber von Operationen im Lendenwirbelsäulenbereich nicht ausschließlich von der OP-Technik sondern von vielen anderen Faktoren abhängt. Hierbei spielen neben einer korrekten Diagnosestellung und einer exakten Indikationsstellung (Schirmer 1981, Burton 1981, Weber 1983, 1986, Grob 1987, Krämer 1987, Morscher 1987, Wilkinson 1993, Jerosch 1996) auch die Erfahrung des Operateurs eine große Rolle. Verschiedene Studien (Schuler 1983) haben bereits wiederholt gezeigt, dass nicht selten auf der falschen Segmenthöhe oder der falschen Seite operiert wurde. Seelig und Nidecker erhoben bei einem Patientenkollektiv von 61 Personen in 40% der Fälle als Ursache für das Auftreten eines Failed Back Surgery Syndroms einen Beurteilungs- bzw. Behandlungsfehler (Seelig u Nidecker 1989). Wichtig ist auch zu bemerken, dass der radiologische Befund bei weitem nicht immer die Schmerzursache sein muss. So findet sich beispielsweise zwar bei vielen Rückenschmerzpatienten eine Bandscheibenprotrusion, eigentliche Schmerzursache ist jedoch eine Segmentinstabilität oder eine Spondylarthrose. In solchen Fällen ist es nicht verwunderlich, wenn hier durch eine Diskotomie keine Schmerzfreiheit erreicht wird.

Nicht zuletzt hängt der Operationserfolg erheblich von der persönlichen Situation des Patienten bezüglich der Länge der Schmerzsymptomatik (Hakelius 1970), eventuellen multiplen Voroperationen (Finnegan 1979, Waddell 1979, Jerosch 1996, Mattmann 1969, 1971, Hedtmann 1992), seiner familiären sowie seiner Arbeitsplatzsituation, der Länge der bestehenden Arbeitsunfähigkeit (Herda 1994, Selecki 1973, 1975, 1982) und von möglicherweise vorhandenen Rentenbegehren ab (Basler 1997).

Zuletzt sollte in diesem Zusammenhang noch erwähnt werden, dass Kreuzschmerzen nicht grundsätzlich eine Indikation zu einem operativen Verfahren darstellen. In vielen Fällen kann durch eine konservative Therapie ebenso und eventuell sogar eine bessere Schmerzfreiheit erzielt werden (Wiesel 1980, Johnson 1981, Simeone 1983, Porter 1984, Dillin 1986, Pfeiffer 1992, Saal 1996).

II - Biomechanische In-vitro-Untersuchung

4. Material und Methoden

4.1. Die Wirbelsäulenpräparate

Für die folgenden Kurzzeitversuche und für die computertomographische Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) wurden insgesamt 14 frische humane Lendenwirbelsäulenpräparate verwendet.

3 der Präparate wurden zu Vorversuchen herangezogen, 11 Präparate standen für die osteoabsorptiometrische Untersuchung und 10 für die biomechanischen Tests zur Verfügung.

Es handelt sich bei den Präparaten um 2 weibliche und 12 männliche Lendenwirbelsäulen mit einem Altersspektrum von 21 bis 55 Jahren (siehe Tabelle 2).

Für die Vorversuche wurden die 3 ältesten der Präparate verwendet. Ihr Durchschnittsalter betrug 53 Jahre bei einem Altersspektrum von 50 bis 55 Jahren. Die zu biomechanischen Tests und den osteoabsorptiometrischen Untersuchungen verwendeten Präparate hatten ein Durchschnittsalter von 36,9 bzw. 37,9 Jahren.

Die Entnahme erfolgte mit einer Ausnahme unter Einschluss des 12. Brustwirbelkörpers sowie des 1. Sakralwirbels ohne Verletzung knöcherner oder ligamentärer Strukturen der Lendenwirbelsäule. In einem Fall wurden lediglich die Lendenwirbel 2-5 sowie der 1. Sakralwirbel entnommen, daher wurde dieses Präparat ausschließlich für die osteoabsorptiometrische Untersuchung, nicht jedoch für die biomechanischen Versuche verwendet.

Bei keinem der Präparate lag eine traumatologische Todesursache vor (siehe Tabelle 2), so dass hier ebenso von intakten Strukturen der Lendenwirbelsäule ausgegangen werden kann.

Die folgende Tabelle 2 gibt Aufschluss über Alter, Geschlecht, Gewicht, Größe und Todesursache der Präparate sowie deren Verwendung im Rahmen dieser Untersuchungen.

WS-Nr.	Alter (Jahre)	Geschlecht	Gewicht (kg)	Größe (cm)	Todesart	Verwendung im Rahmen der Studie
24	21	m	75,1 kg	177 cm	unbekannt, t.a.	biomechanische Tests, CT-OAM
16	24	m	84,0 kg	185 cm	unbekannt, t.a.	biomechanische Tests, CT-OAM
10	28	m	78,9 kg	172 cm	BTM	biomechanische Tests, CT-OAM
18	30	m	63,9 kg	175 cm	BTM	biomechanische Tests, CT-OAM
17	32	m	85,5 kg	179 cm	Insulin	biomechanische Tests, CT-OAM
11	42	w	67,3 kg	170 cm	unbekannt, t.a.	biomechanische Tests, CT-OAM
13	44	m	83,3 kg	182 cm	BTM	biomechanische Tests, CT-OAM
21	44	m	62,7 kg	164 cm	BTM	biomechanische Tests, CT-OAM
05	45	m	127,7 kg	178 cm	unbekannt, t.a.	biomechanische Tests, CT-OAM
12	46	m	90,0 kg	177 cm	unbekannt, t.a.	CT-OAM
04	50	m	72,2 kg	175 cm	Kopfschuß+ BTM	biomechanische Tests, CT-OAM
01	53	w	75,3 kg	168 cm	unbekannt, t.a.	Vorversuche
02	50	w	65,6 kg	169 cm	unbekannt, t.a.	Vorversuche
09	55	m	79,9 kg	165 cm	unbekannt, t.a.	Vorversuche

Tabelle 2: Übersicht über die verwendeten Lendenwirbelsäulenpräparate (t.a. = tot aufgefunden, BTM = Betäubungsmittel)

Die Präparate wurden den Leichen höchstens 22,5 Stunden nach Eintritt des Todes entnommen. Nach einer Transportzeit von maximal 40 Minuten vom Entnahmeort zum Aufbewahrungsort wurde hier zunächst eine Computertomographie der Präparate angefertigt. Direkt im Anschluss wurden sie am Aufbewahrungsort von mit physiologischer Kochsalzlösung getränkten Tücher umhüllt und bei -18° Celsius eingefroren.

Zum Versuchstermin wurden die Präparate zunächst bei 3° Celsius und schließlich bei einer Raumtemperatur von 20° Celsius aufgetaut, um einen gewebeschonenden Auftauvorgang zu gewährleisten.

4.2. Das Patientenkollektiv

Im Rahmen einer prospektiven klinischen Studie (Trouillier 2003, Salzmann 2005), welche parallel zu den osteoabsorptiometrischen und den biomechanischen Untersuchungen durchgeführt wurde, wurden 12 Patienten erfasst, deren präoperative computertomographische Untersuchung vergleichend zu denen der Lendenwirbelsäulenpräparate osteoabsorptimetrisch untersucht wurden. Hierbei dienen die Lendenwirbelsäulenpräparate als „gesunde“ (ohne degenerative Veränderungen der Facettengelenke), das Patientenkollektiv als „kranke“ Vergleichsgruppe (degenerative Veränderungen der Facettengelenke). Es handelt sich hierbei um 9 weibliche und 3 männliche Patienten im Alter von 27 bis 53 Jahren, mit einem Durchschnittsalter von 39,1 Jahren.

9 der Patienten litten an einer klinisch und radiologisch nachweisbaren monosegmentalen, 3 an einer bisegmentalen Osteochondrose der Facettengelenke. Bei 5 der Patienten befand sich die monosegmentalen Osteochondrose im Segment LWK4/5, bei 4 Patienten im Segment LWK5/SWK1. Bei den Patienten mit bisegmentaler Osteochondrose fand diese sich in den Segmenten LWK4/5 und LWK5/SWK1.

Lfd. Nr.	Geschlecht	Alter (Jahre)	Osteochondrose im Segment	Anmerkungen
1	w	51	LWK5/SWK1	
2	w	37	LWK4/LWK5	
3	w	38	LWK4/LWK5 + LWK5/SWK1	Z.n.Fusion L5/S1
4	w	38	LWK5/SWK1	
5	w	30	LWK4/LWK5	
6	w	29	LWK5/SWK1	
7	m	53	LWK4/LWK5	
8	m	46	LWK5/SWK1	
9	w	27	LWK4/LWK5	
10	m	38	LWK4/LWK5 + LWK5/SWK1	Z.n.Fusion L5/S1
11	w	38	LWK4/LWK5 + LWK5/SWK1	Z.n.Fusion L5/S1
12	w	45	LWK4/LWK5	

Tabelle 3: Patientenübersicht

4.3. Radiologische Dokumentation

4.3.1. Konventionelles Röntgen

Bei den Lendenwirbelsäulenpräparaten wurden vor Versuchsbeginn sowie zwischen den einzelnen Versuchsabschnitten standardisierte konventionelle Röntgenaufnahmen im anterior-posterioren sowie im seitlichen Strahlengang angefertigt. Um eine exakte Darstellung der ossären Verhältnisse zu erreichen wurde, bei geeignetem Film-Fokus-Abstand eine 1:1 Abbildung des Präparates in Originalgröße angefertigt.

Die Aufnahmen vor Versuchsbeginn dienten der exakten Bestimmung des Zwischenwirbelraumes sowie der Einschätzung der degenerativen Veränderungen der Präparate.

Die Aufnahmen, welche zwischen den einzelnen Versuchsabschnitten durchgeführt wurden, dienten zum einen der wiederholten Bestimmung des Zwischenwirbelraumes sowie zur Kontrolle von korrektem Schraubensitz und Prothesenlage.

Bei der Patientengruppe wurden präoperativ ebenfalls konventionelle Röntgenaufnahmen im anterior-posterioren sowie im seitlichen Strahlengang durchgeführt.

Diese dienten, wie bei den Lendenwirbelsäulenpräparaten, der Darstellung der ossären Situation sowie zur Berechnung der Zwischenwirbelraumhöhe. Weiterhin wurden die Aufnahmen zusammen mit dem Dünnschicht-Computertomogramm sowie den Röntgenfunktionsaufnahmen, dem MRT der LWS und der Skelettszintigraphie zur OP-Planung und Verlaufskontrolle im Rahmen der prospektiven klinischen Studie verwendet (Trouillier 2003, Salzmann 2005).

4.3.2. Berechnung der Zwischenwirbelraumhöhe

Sowohl bei den Lendenwirbelsäulenpräparaten als auch im Patientenkollektiv wurde eine mathematische Bestimmung der Zwischenwirbelraumhöhe anhand der konventionellen Röntgenaufnahmen in Originalgröße durchgeführt. Bei der Gruppe der Lendenwirbelsäulen diente diese Messung und Berechnung zur Bestimmung der Ausgangshöhe und zur anschließenden radiologischen Verlaufsdokumentation während der biomechanischen Testung. Dementsprechend wurde diese Messung auch zwischen den einzelnen Versuchsabschnitten jeweils nach Implantation einer Prothese, bzw. nach der abschließenden Fusion durchgeführt.

Im Patientenkollektiv diente diese Messung zunächst der postoperativen Verlaufskontrolle.

Weiterhin bieten die Messwerte der Zwischenwirbelraumhöhe einen weiteren Vergleichsparameter zur Abschätzung der Unterschiede zwischen der „gesunden“ Gruppe der Präparate und der „kranken“ Gruppe der Patienten.

Die Bestimmung der Zwischenwirbelraumhöhe erfolgte sowohl für die Präparate als auch für die Patienten gleichermaßen und standardisiert.

Zur Berechnung der Zwischenwirbelraumhöhe wurden die Wirbelkörper und die Bandscheiben in den seitlichen Röntgenaufnahmen in ihrer Höhe ventral und dorsal

ausgemessen. Die Ergebnisse der beiden Messungen an den Wirbelkörpern und an den Zwischenwirbelräumen wurden jeweils addiert. Der Quotient aus Bandscheibenhöhe und Wirbelkörperhöhe im seitlichen Strahlengang in Prozent erlaubt die übersichtliche, standardisierte Dokumentation der Zwischenwirbelraumhöhen im Versuchsablauf bei den Präparaten, im postoperativen Verlauf des Patientenkollektivs sowie im Vergleich der beiden zu untersuchenden Gruppen (Abb.10).

$$\frac{\text{Zwischenwirbelraumhöhe (ventral+dorsal)}}{\text{Wirbelkörperhöhe (ventral+dorsal)}} \times 100 (\%)$$

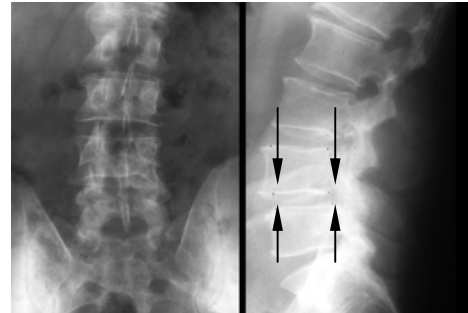


Abb.10: Formel zur Errechnung der Zwischenwirbelraumhöhe im seitlichen Strahlengang und radiologisches Beispiel

4.3.3. Computertomographie

Direkt nach Entnahme der Präparate, vor dem Einfrieren, wurden 0,5mm Dünnschicht-Computertomogramme der Präparate an einem Siemens VOLUME ZOOM 4c+® angefertigt. Bei allen Präparaten wurde das CT unter Zuhilfenahme eines Phantomkeils angefertigt, um etwaige Messfehler durch eine ungenügende Kalibrierung des Gerätes auszuschließen. Ein Phantomkeil ist eine Substanz bekannter physikalischer und chemischer Qualität, welche bei exakter Kalibrierung eines Computertomographen immer in der gleichen Graustufung zur Darstellung kommen sollte. Hierzu wurde ein standardisierter Phantomkeil der Firma Siemens aus Polyäthylen in Verbindung mit 200 mg/ml Hydroxyapathit als Äquivalent zum knöchernen Untersuchungsmaterial verwendet, welcher direkt unter die Lendenwirbelsäulenpräparate auf einer Höhe mit der Untersuchungsfläche platziert wurde.

Analog zum Vorgehen bei den Präparaten, wurde von allen Patienten präoperativ ein Computertomogramm angefertigt, hierbei wurde jedoch nur der erkrankte Lendenwirbelsäulenabschnitt und nicht die gesamte Lendenwirbelsäule in 1mm- statt 0,5mm-Dünnschichttomogrammen untersucht, um die Strahlenbelastung für die Patienten möglichst gering zu halten.

Mit Hilfe dieser Computertomogramme wurde der Degenerationsgrad der einzelnen Bewegungssegmente der Präparate genau kategorisiert um Präparate mit starker Degeneration auszuschließen.

Anhand der Bestimmung des Degenerationsgrades im Patientenkollektiv konnte man dieses nun gut in Relation zu der Gruppe der Präparate setzen.

Weiterhin wurden die Daten der Computertomographien für die computertomographische osteoabsorptometrische Auswertung der Präparate und Patienten herangezogen.

Insgesamt wurden 166 lumbale Facettengelenke mit 332 Gelenkflächen untersucht. Hiervon entfielen 108 Gelenke der Segmenthöhen LWK1 bis SWK1 auf die Wirbelsäulenpräparate und 58 Gelenke aus den Segmenten LWK3/4, LWK4/5 sowie LWK5/SWK1 auf das Patientenkollektiv (siehe auch Tabelle 4).

Folgende Tabelle gibt Aufschluss über die im CT erfassten Bewegungssegmente des Patientenkollektives.

Lfd. Nr.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Segmente im CT	4/5; 5/1	3/4; 4/5; 5/S1	3/4; 4/5	4/5; 5/1	3/4; 4/5; 5/S1	4/5; 5/1	3/4; 4/5; 5/S1	4/5; 5/1	3/4; 4/5; 5/S1	3/4; 4/5	3/4; 4/5	3/4; 4/5; 5/S1

Tabelle 4: Darstellung der im CT erfassten Bewegungssegmente im Patientenkollektiv

4.3.4. Bestimmung des Degenerationsgrades in den lumbalen Wirbelsäulensegmenten

Sowohl für die biomechanischen Tests wie auch für die osteoabsorptiometrische Untersuchung sollten möglichst jugendliche Lendenwirbelsäulenpräparate ohne segmentbezogene Voralterung verwendet werden, um das möglichst unbeeinflusste Bewegungsspiel, die unverfälschte Druckentwicklung und die physiologische subchondrale Mineralisierung einer gesunden Lendenwirbelsäule zu untersuchen.

Weiterhin sollte ein weiterer Vergleichsparameter geschaffen werden, um die Unterschiede zwischen dem „kranken“ Patientenkollektiv und den „gesunden“ Lendenwirbelsäulenpräparaten zu verdeutlichen.

Hierfür wurde sowohl bei den Patienten als auch bei den Präparaten der Degenerationsgrad der Bewegungssegmente nach den Kriterien von Weishaupt (Weishaupt 1999) und Fujiwara (Fujiwara 1999) vorgenommen (Tabelle 5).

Degenerationsgrad	Kriterien
0	Normale Facettengelenksspaltweite (2-4mm)
1	Verschmälerung der Facettengelenksspaltweite (≤ 2 mm) und/oder kleine Osteophyten und/oder geringgradige Hypertrophie der Facettengelenksanteile
2	Verschmälerung des Facettengelenksspaltes und/oder moderate Osteophytenbildung und/oder moderate Hypertrophie der Facettengelenksanteile und/oder geringgradige gelenkbezogene Arrosionen
3	Verschmälerung des Facettengelenksspaltes und/oder ausgeprägte Osteophytenbildung und/oder ausgeprägte Hypertrophie der Facettengelenksanteile und/oder ausgeprägte gelenknahe Knochenarrosionen und/oder subchondrale Zysten

Tabelle 5: Kriterien zur Bestimmung des Degenerationsgrades im Facettengelenk nach Fujiwara (Fujiwara 1999) und Weißhaupt (Weißhaupt 1999)

4.4. Biomechanische In-vitro Untersuchung

4.4.1. Versuchsbeschreibung

Die in dieser Arbeit behandelten biomechanischen Versuche sind Teil einer Gesamtuntersuchung mit mehreren Versuchsteilen. Daher ist es für das Verständnis erforderlich, den gesamten Versuchsablauf kurz darzustellen.

In der biomechanischen in-vitro Untersuchung soll an 10 Lendenwirbelsäulenpräparaten einerseits eine Bewegungs- und andererseits eine Druckanalyse der Facettengelenksdrücke bei verschiedenen Bewegungsabläufen in den Segmenten LWK3/4 und LWK4/5 erfolgen. Sowohl die Bewegungsausschläge wie auch die Druckverläufe sollen zunächst an der nativen Lendenwirbelsäule und schließlich vergleichend nach wirbelsäulenchirurgischen Eingriffen wie der Implantation von Zwischenwirbelendoprothesen oder der Fusion eines Segmentes betrachtet werden. Da aufgrund der funktionellen Anatomie der Wirbelsäule einzelne Segmente nicht isoliert betrachtet werden können (Kap. 3.1.), werden zu diesen experimentellen Versuchen ganze Lendenwirbelsäulenpräparate, wie unter 4.1. beschrieben, verwendet.

Um Bewegungen und Drucke in der Lendenwirbelsäule analysieren zu können, benötigt man einen Versuchsaufbau, mit welchem es möglich ist, die normalerweise beim Gesunden vorkommenden Bewegungsabläufe und Druckverhältnisse standardisiert, reproduzierbar und möglichst den physiologischen Verhältnissen entsprechend durchzuführen. Hierzu wurde ein speziell im Labor für Biomechanik und experimentelle Orthopädie der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München entwickelter Wirbelsäulenbewegungssimulator verwendet. Zur Messung von Bewegungsabläufen und Druckverhältnissen werden insgesamt 3 verschiedene Messmethoden angewandt. Die Ergebnisse werden in Form von uni- und bivariaten Analysen statistisch aufgearbeitet und deskriptiv beschrieben.

Zu einer Reliability-Testung werden Vorversuche, welche mit den folgenden Untersuchungen identisch sind, in diesem Wirbelsäulenbelastungssimulator durchgeführt.

Zunächst werden die nativen Lendenwirbelsäulen präparatorisch vorbereitet und im Wirbelsäulenbewegungssimulator verankert. Im ersten Versuchsschritt werden nun für alle 6 physiologischen Bewegungsmomente in den Segmenten LWK3/4 und 4/5 die Bewegungsausschläge bestimmt und die Druckentwicklung in den Facettengelenken gemessen.

Zur Durchführung des 2. Schrittes wird eine Bandscheibenendoprothese des Modells SB Charité in den Zwischenwirbelraum LWK4/5 implantiert. Sodann werden analog zum Nativzustand Bewegungen und Drücke im Segment 4/5 sowie im Anschlusssegment 3/4 gemessen.

Für den 3. Versuchsschritt wird das Prothesenmodell SB Charité durch das Modell Prodisc ersetzt. Wiederum werden oben beschriebene Messungen durchgeführt.

Im letzten Versuchsschritt wird die Bandscheibenendoprothese Prodisc als Platzhalter im Segment LWK4/5 belassen und über diesem Segment eine dorsolaterale Fusion mit Pedikelschrauben des USS-I-Instrumentariums sowie der Längsstabinstrumentierung der Firma Synthes® durchgeführt. Es folgen wiederum Messungen von Bewegung und Druck im fusionierten sowie im Anschlusssegment.

Während in der vorliegenden Arbeit auf die Messungen am Nativpräparat sowie nach Fusion eingegangen werden soll, werden die Ergebnisse der Versuche mit den beiden Prothesenmodellen in einer weiteren Arbeit besprochen (Trouillier 2003, Salzmann 2005).

4.4.2. Präparation der Lendenwirbelsäulenpräparate

Die präparatorische Vorbereitung der Lendenwirbelsäulen nahm durchschnittlich 2,5 Stunden in Anspruch. Während der gesamten Vorbereitungs- und Versuchsdauer wurden die Präparate durch wiederholtes Befeuchten mit, in physiologischer Kochsalzlösung getränkten Tüchern, vor dem Austrocknen bewahrt.

Die Präparate waren wie unter 4.1. beschrieben vom 12. Thorakalwirbel bis einschließlich des Sakrums entnommen worden.

Nach dem Auftauvorgang wurden zunächst die Muskulatur sowie die Ligamenta intertransversaria vollständig entfernt um den uneingeschränkten Zugang sowohl zu den Zwischenwirbelräumen, wie auch zu den Facettengelenken zu ermöglichen und Platz für die Messeinrichtungen zu schaffen. Die Ligamenta longitudinalia anterius und posterius sowie die Ligamenta flava, interspinalia und supraspinalia hingegen wurden belassen, um die Stabilität der Präparate soweit als möglich zu erhalten.

Zur intraartikulären Druckmessung wurden die Articulationes zygapophysiales der Segmente LWK3/4 und LWK4/5 dorsal im kaudalen Drittel eröffnet.

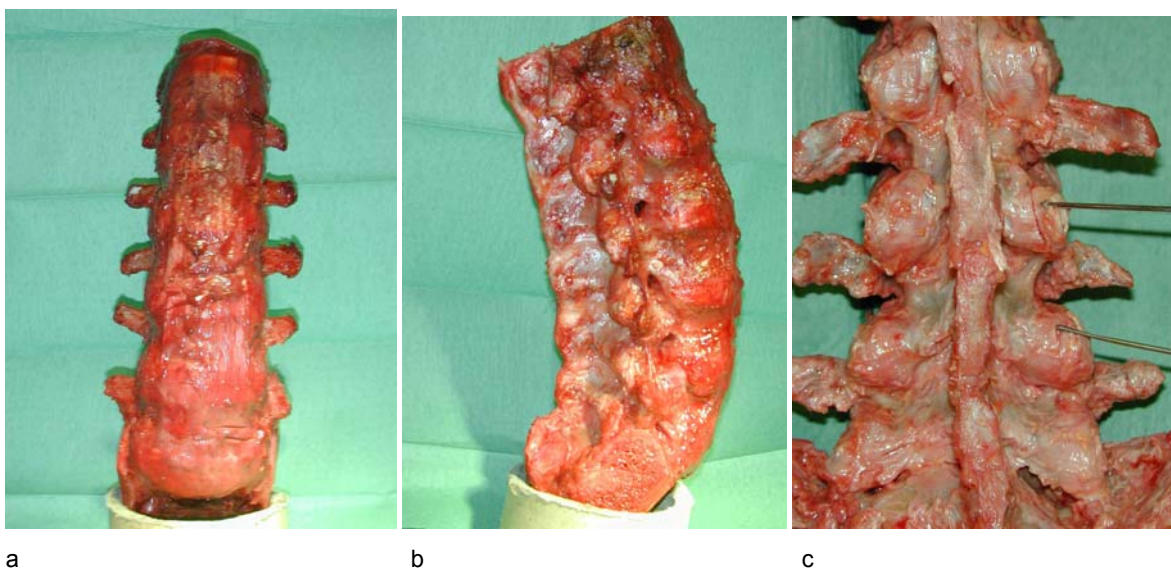
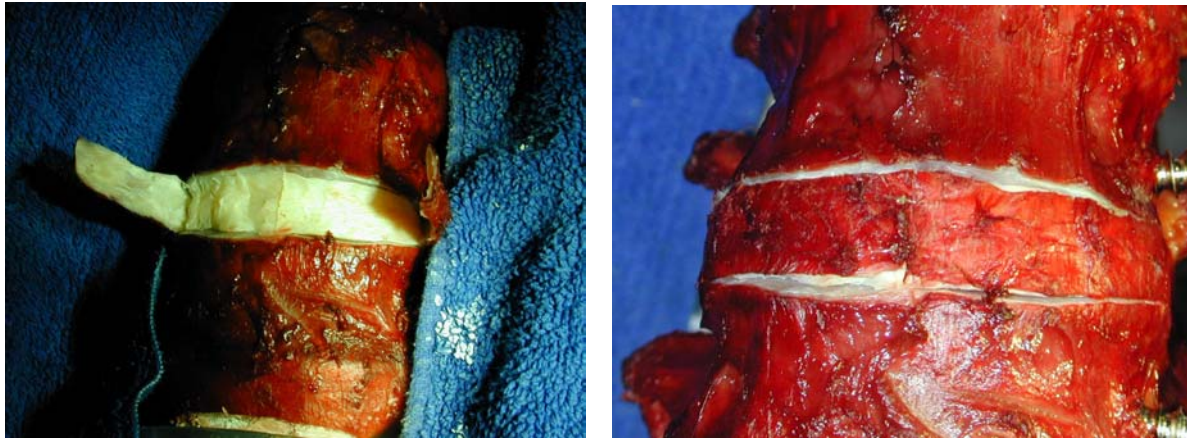


Abb.11: Lendenwirbelsäulenpräparat (Nr.16) nach der Entfernung der Muskeln und Ligamenta
a) Ansicht von ventral b) Ansicht von rechts c) Ansicht von dorsal, Lokalisation der Facettengelenke

Da zur Implantation der Prothesen eine Durchtrennung des Ligamentum longitudinale anterius erforderlich war, wurde bereits für die Versuche am Nativpräparat im Segment LWK4/5 ein Türflügelschnitt des Ligamentes, mit anschließendem Verschluss des Schnittes durch eine adaptierende Naht durchgeführt, um für alle Versuchsabschnitte vergleichbare Stabilitätsverhältnisse zu erreichen.

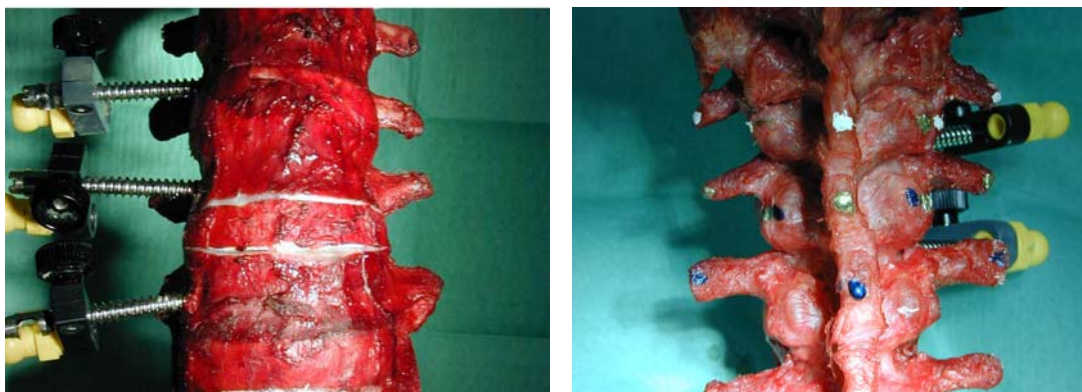


a b
Abb.12: a) Türflügelschnitt des Ligamentum longitudinale anterius, b) Wiederverschluss des Ligaments durch adaptierende Naht (Präparat Nr. 16)

Zur kranialen und kaudalen Fixierung im Versuchsaufbau wurde das Sakrum passend zugeschnitten und TH12 von überschüssigem Gewebe befreit.

Zur Fixierung der Messinstrumente der Bewegungsmessung werden Schanz'sche Schrauben, welche mit einer Halterung für die Sensoren versehen sind, von lateral in die Lendenwirbelkörper 3, 4 und 5 geschraubt. Hierbei wird darauf geachtet, die Schrauben so zu platzieren, dass die spätere Einbringung der Pedikelschrauben zur Fusion nicht behindert wird (siehe Abb.13).

Da zur Bewegungsmessung weiterhin eine reproduzierbare Kalibrierung anhand festgelegter Punkte wie unter 4.4.5. beschrieben erforderlich ist, werden diese Punkte an allen Proc. Transversi, spinosi sowie den Ober- und Unterrändern der Articulationes zygapophysiales dauerhaft mit je einer Lackfarbe pro Wirbelkörper markiert.



a b
Abb.13: a) Präparatansicht von ventral nach Einbringen der Schanz'schen Schrauben von lateral, b) Präparatansicht von dorsal: Markierung der Messpunkte für die Bewegungsanalyse

4.4.3. Operationsschritte

Nach der Durchführung der Messungen am Nativpräparat wird zur Prothesenimplantation eine vollständige, standardisierte Ausräumung des Zwischenwirbelraumes des Segmentes LWK4/5, lediglich unter Erhaltung lateraler Reste des Anulus fibrosus, vorgenommen. Die Wirbelkörperendplatten wurden mit Hilfe eines scharfen Löffels angefrischt.

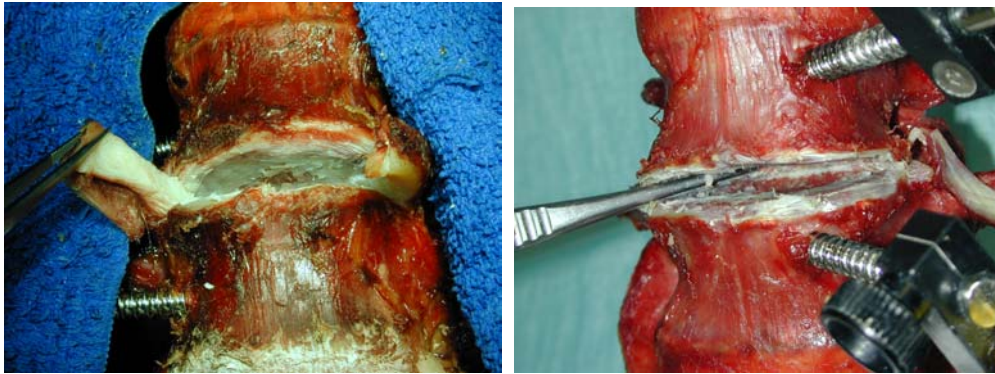


Abb.14: Präparation des Zwischenwirbelraums

Die Prothesenmodelle SB Charité und Prodisc wurden für die Versuchsschritte 2 und 3 jeweils mit den Originalinstrumentarien der Hersteller implantiert, wobei die notwendige Distraction der Segmente kraftkontrolliert und standardisiert mit 600-700N über der BASELINE Hydraulic Hand Dynamometer (Smith & Nephew®) durchgeführt wurde. Bei beiden Prothesenmodellen wurde radiologisch die individuelle Lordose ermittelt und entsprechend verschieden angulierte Grundplatten sowie dem individuellen Präparat angepasste Prothesengrößen verwendet. Um die physiologische Zwischenwirbelraumhöhe zu respektieren und die Stabilität des Präparates nicht durch Überdistraction zu reduzieren wurde jeweils der kleinste mögliche Gleitkern eingesetzt.

Nach jeder Prothesenimplantation wurde der Türflügelschnitt des Ligamentum longitudinale anterius durch eine Naht wieder verschlossen.

Der korrekte Prothesensitz wurde radiologisch kontrolliert.

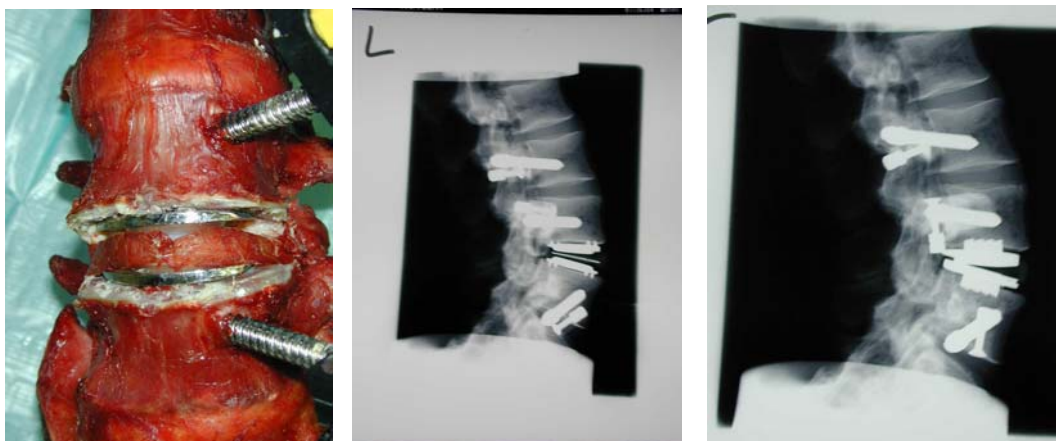


Abb.15: a) Nahtverschluß des Ligamentum longitudinale anterius nach Prothesenimplantation, Ansicht von ventral, b) Röntgen-Kontrolle nach Implantation der „unconstrained“ Prothese, seitlicher Strahlengang, c) Röntgen-Kontrolle nach Implantation der „semiconstrained“ Prothese, seitlicher Strahlengang

Nach Abschluß der Messungen mit den Prothesen wurde das Modell Prodisc als Platzhalter belassen und über der Prothese im Segment LWK4/5 eine monosegmentale, dorsolaterale Fusion mit Pedikelschrauben des USS-I-Instrumentariums® sowie der Längsstabinstrumentierung der Firma Synthes® vorgenommen. Auch hier wurde die korrekte Schraubenlage wie unter 4.3.1. beschrieben radiologisch kontrolliert und dokumentiert, bevor erneut die Bewegungs- und Druckmessung am fusionierten Segment LWK4/5 sowie am Anschlusssegment LWK3/4 durchgeführt wurde.



a b
Abb.16: a) Zustand nach Fusion des Segmentes LWK4/5, b) Röntgenkontrolle nach Fusion im p.a.- und seitlichen Strahlengang

4.4.4. Der Wirbelsäulenbewegungssimulator

An einen Bewegungs- und Belastungssimulator der Wirbelsäule müssen verschiedene Anforderungen gestellt werden.

Wie im Kapitel 3.1. gezeigt wurde, kann eine Veränderung in einem Bewegungssegment auch die benachbarten Segmente beeinflussen. Daher muss der Simulator zum einen in der Lage sein, die gesamte Lendenwirbelsäule, bzw. die gesamte lumbale Bewegungsregion aufzunehmen, da nur dann auch Aussagen über die Auswirkung von wirbelsäulen-chirurgischen Eingriffen auf das Bewegungsspiel dieser Region getroffen werden können.

Zum anderen soll ein Bewegungssimulator die möglichst freie und dennoch standardisierte, reproduzierbare und messbare Beweglichkeit in allen Bewegungsrichtungen ermöglichen, die zudem so weit als möglich den physiologischen Bewegungsrichtungen und -ausschlägen entsprechen soll.

Eine weitere Anforderung war, die Präparate standardisiert im Versuchsaufbau verankern zu können.

Zuletzt sollte der Versuchsaufbau es ermöglichen, eine standardisierte Vorlast an den Präparaten anzulegen, um auch hier der physiologischen biomechanischen Situation der Wirbelsäule möglichst nahe zu sein.

Da bei in-vitro Versuchen die reaktive Muskelanspannung zum Ausgleich der wirkenden Kräfte (Körpergewicht bzw. -haltung) fehlt, entspricht die hier anzulegende Vorlast nicht den

am lebenden Menschen bzw. in-vivo wirkenden Kräften. Die genaue Höhe der anzulegenden Vorlast wurde über die Vorversuche bestimmt.

Um alle genannten Vorgaben erfüllen zu können, wurde speziell für diese Untersuchungen im Labor für Biomechanik und experimentelle Orthopädie der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München ein Lendenwirbelsäulenbewegungs- und -belastungssimulator entwickelt und konstruiert.

Dieser Bewegungssimulator wurde so konstruiert, dass er die gesamte lumbale Bewegungsregion vom 12. Brustwirbelkörper bis zum Os sacrum aufnehmen kann (siehe auch Abb.17). Zur Verankerung der Präparate standen sowohl für den kranialen als auch für den kaudalen Teil des Präparates runde Aluminiumtöpfe (Abb.17: 1+2), welche auf quadratischen Grundplatten montiert waren, zur Verfügung.

Ein Rahmen beinhaltete den gesamten Versuchsaufbau und stabilisierte ihn (Abb.17:3). Dieser Rahmen wurde in eine Universalprüfmaschine⁴ (Abb.17: 4) eingespannt, welche die obere Halterung des Präparates aufnimmt und diese so stabilisiert. Über diese Prüfmaschine kann hierbei eine standardisierte und somit reproduzierbare Vorlast aufgebracht und laufend am angeschlossenen PC kontrolliert werden. Um eine solche Vorlast definiert aufbringen zu können, muss die Verbindung der Prüfmaschine mit der Halterung winkelstabil sein. Dies war durch ein, mit dem Aluminiumtopf verschweißtes Verbindungsstück (Abb.17: 5) möglich, welches direkt an die Halterung der Prüfmaschine winkelstabil angekoppelt werden konnte. Zur festen Verankerung des Simulatorrahmens ist dieser über 3 Schrauben am unteren Rand mit der Universalprüfmaschine fest verbunden.

Um nun eine Beweglichkeit der Versuchsanordnung zu erhalten, war der untere Aluminiumtopf dreh- und verschiebbar gelagert. Hierzu war eine Schiene (Abb.17: 6) unter dem Aluminiumtopf installiert. Über Führungsschrauben an je 2 der 4 Ecken (Abb.17: 7) der Grundplatte konnte so die untere Halterung des Präparates auf der Schiene in einer Ebene bewegt werden.

Weiterhin ist die Schiene über eine Stellschraube (Abb.17: 8) mit dem Rahmen des Simulators befestigt. Diese Stellschraube erlaubt, wenn sie gelöst wird, eine Rotation der Schiene.

Zur Sagittalflexion wurde das Präparat derart im Simulator fixiert, dass die ventrale Seite nach vorn und die dorsale Seite nach hinten zeigte. Über die Schiene und die Führungsschrauben in den entsprechenden Ecken der Grundplatte konnte nun eine Verschiebung des unteren Verankerungstopfes in einer Ebene durchgeführt werden, wobei der obere Topf seine Position beibehielt.

Für die Lateralflexion wurde das Präparat um 90° gedreht und wiederum winkelstabil über den oberen Topf mit der Universalprüfmaschine verankert. Die Führungsschrauben wurden

⁴ Fa. Zwick, Ulm

diesmal über die anderen beiden Ecken in der Schiene fixiert. In dieser Einstellung konnte die Lateralflexion durchgeführt werden.

Zur Prüfung der Rotation wurden zunächst in Neutralstellung des Präparates die Führungsschrauben an den Ecken der Grundplatte festgezogen, dass keine Verschiebung auf der Schiene mehr möglich war. Dann wurde die bis dahin feste Stellschraube, mit der die Schiene in ihrer Mitte mit dem unteren Rahmen und der Universalprüfmaschine verbunden war, gelöst und somit die isolierte Rotation der Schiene mit dem unteren Verankerungstopf ermöglicht.

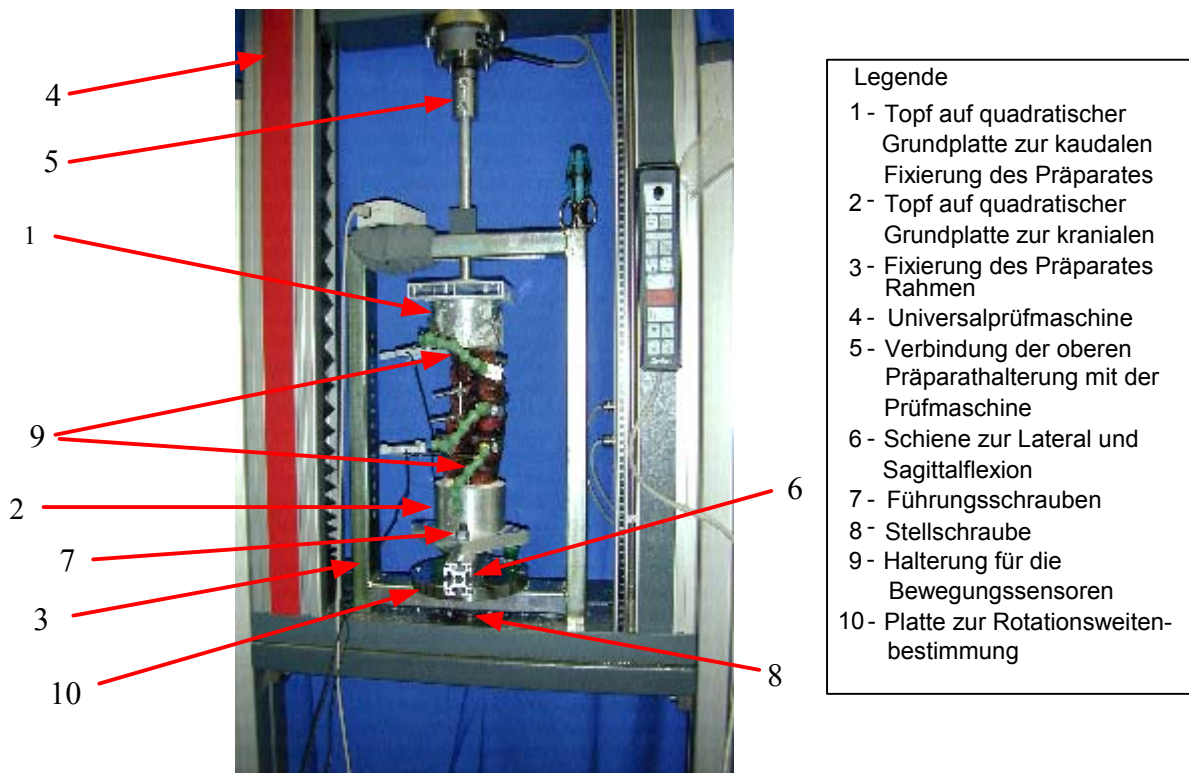


Abb.17: Wirbelsäulenbewegungssimulator mit zur Lateralflexion vorbereiteten Präparat, die Zahlen im Text beziehen sich auf diese Abbildung

Um die Bewegungen reproduzierbar durchzuführen, war es erforderlich, den Weg, welchen der untere Topf in jeder Richtung zurücklegt, zu bestimmen. Für die Rotation geschah dies durch eine, zwischen Schiene und Rahmen montierte runde Platte (Abb.17: 10), auf der in jeder Richtung ein Winkel von 30° angezeichnet war. 30° Gesamtbewegung entsprechen im lumbalen Bewegungsabschnitt einer physiologischen Rotationsmöglichkeit von 3-7° in den einzelnen Bewegungssegmenten. Um die Sagittal- und die Lateralflexion reproduzierbar durchzuführen, wurde auf der Schiene eine, von der Neutralstellung des unteren Topfes/des Präparates ausgehende Strecke von 3cm in jede Richtung aufgetragen. Dies entspricht wiederum annähernd dem physiologischen Bewegungsspiel in den Einzelsegmenten.

Alle Bewegungen wurden jeweils kraftkontrolliert, immer vom gleichen Untersucher exakt bis zur Markierung durchgeführt.

Da jedes Präparat einen unterschiedlichen Lordosewinkel aufwies und somit der untere Topf nicht bei jedem Präparat an genau der gleichen Position auf der Schiene zu liegen kam, wurden die Strecken für jedes Präparat neu ausgemessen.

Bei der Anwendung des beschriebenen Belastungssimulators muss berücksichtigt werden, dass zur Anlage einer Vorlast die obere Präparatverankerung fest und unbeweglich mit der Universalprüfmaschine verbunden sein muss, da ein Gelenk an dieser Verbindungsstelle bei Anlage einer Vorlast bereits zu einer Auslenkung führen und somit den Versuchsaufbau destabilisieren würde. Dies beruht darauf, dass bei in-vitro Untersuchungen die reaktive Anspannung der Rückenmuskulatur nicht mehr stattfindet, welche die Wirbelsäule in-vivo stabilisiert.

Um diese durch die Vorlast bedingte Auslenkung zu vermeiden, wurde die obere Präparatverankerung steif mit der Universalprüfmaschine verbunden und zum Erreichen einer Beweglichkeit die untere Verankerung dreh- und verschiebbar gelagert. Da aber in-vivo der Impuls einer Wirbelsäulenbewegung eher von kranial aus erfolgt, wurde das Präparat mit seinem kranialen Anteil in der unteren, beweglichen Verankerung befestigt, um die durchgeführten in-vitro Untersuchungen so weit als möglich den physiologischen Gegebenheiten anzupassen.

Diese Anpassung an die physiologischen Bewegungsabläufe werden jedoch in der beschriebenen Versuchsanordnung dadurch limitiert, dass der Belastungssimulator für die Lateral- und Sagittalflexion lediglich eine horizontale Verschiebung des kranialen Präparatanteils, nicht jedoch die physiologische Abkipfung der Wirbelkörper erlaubt. Die Folge hiervon ist, dass bei den hier durchgeführten Untersuchungen das Verhältnis zwischen auftretenden Kipp- und Translationsbewegungen, vor allem im Segment LWK3/4, bei Lateral- und Sagittalflexion, im Gegensatz zu den physiologischen Verhältnissen, zur Translation hin verschoben sein kann. Auf einen Vergleich der Bewegungsausschläge zwischen Nativzustand und nach Fusion hat dies jedoch keinen Einfluss, da dieser Effekt in beiden Zuständen gleichermaßen auftritt.

4.4.5. Bewegungsanalyse mit dem ZEBRIS®⁵-System

Das ZEBRIS®-System ist ein Personal-Computer gestütztes System zur dreidimensionalen Bewegungsmessung. Es arbeitet auf der Basis der Ultraschall-Laufzeitmessung. Mit Mess- und Zeigesensoren, die jeweils aus 3 kleinen sequentiell betriebenen Ultraschallsendern in einer festen Anordnung bestehen, werden dreidimensionale Raumkoordinaten mit mm als Maßeinheit aufgenommen.

⁵ Fa. Zebris Medizintechnik GmbH (Kißlegg)

Das Empfängermodul beinhaltet vier in definiertem Abstand angeordnete Ultraschallmikrophone. Im Betrieb werden von den Ultraschallsendern fortlaufend Impulse abgegeben und die Entfernung zu den Mikrofonen durch Laufzeitmessung bestimmt. Die Messwerte werden mit einer 50 Hz Frequenz aufgezeichnet. Durch Triangulation werden die absoluten Raumkoordinaten berechnet. So können Positionen und Bewegungen im Raum erfasst werden. Die Datenerfassung und Datenverarbeitung erfolgt mit der speziell entwickelten Software WINJAW®. Die Messgenauigkeit des Gesamtsystems wird seitens der entwickelnden Firma mit 1/10 mm angegeben.

Ursprünglich wurde dieses System für die Anwendung am Kiefergelenk, zu Bissregistrierung und Funktionsanalyse entwickelt, hat aber bereits auch erste Anwendung bei Fragestellungen an der Wirbelsäule gefunden (Natalis 1999).

Die Berechnung der Raumkoordinaten anhand eines dreidimensionalen Koordinatensystems ist auf das Kiefergelenk ausgelegt und muss daher für die hier vorzunehmende Bewegungsanalyse der Lendenwirbelsäule auf die Situation der zu untersuchenden Segmente LWK3-5 übertragen werden. Hierbei ist zu beachten, dass jeweils eines der zu untersuchenden Bewegungssegmente analog zum Kiefergelenk betrachtet und somit jedes Segment für sich analysiert werden muss.

Das System betrachtet weiterhin grundsätzlich einen der beiden Anteile des Bewegungssegmentes als ruhende Referenzebene, welche durch die Markierung von 3 Punkten am betreffenden Wirbelkörper definiert wird und erfasst den Bewegungsaus Schlag der zu messenden Punkte am anderen Wirbelkörper auf diese Referenzebene bezogen. Dies entspricht nicht der tatsächlichen Situation, da beide Anteile eines Bewegungssegmentes bei einer Wirbelsäulenbewegung ihre Lage verändern. Das verwendete System ist also nur in der Lage, die Bewegung der beiden Wirbelkörper zueinander als Gesamtbewegung eines der beiden Wirbelkörper bezogen auf den ruhenden Referenzwirbelkörper zu erfassen. Da aber hier nur eben diese zurückgelegten Gesamtstrecke der einzelnen Punkte am Bewegungssegment und keine tatsächlichen Positionen im Raum analysiert werden sollen, entsteht durch diese Tatsache kein Messfehler.

Weiterhin muss berücksichtigt werden, dass das Lendenwirbelsäulenpräparat, bedingt durch die Versuchsanordnung im Belastungssimulator, wie unter 4.4.4 beschrieben, mit dem kranialen Ende nach unten, also quasi „kopfüber“ fixiert ist.

Vor Beginn einer Messung werden anatomische Landmarken als Punkte in einem dreidimensionalen Koordinatensystem, definiert über die x-, y- und z-Achse, festgelegt und das System wird kalibriert. Diese Punkte bewegen sich im Raum bei den standardisiert durchgeführten Wirbelsäulenbewegungen. Die Bewegungen der Punkte können über die Änderungen der Ortskoordinaten erfasst werden. Für jeden Versuchsabschnitt wird das System neu kalibriert.

Das Koordinatensystem bezieht sich auf eine Referenzebene, definiert durch 3 Punkte am Referenzwirbelkörper (entsprechend den Punkten 1-3), die sich zwischen den Querfortsätzen und dem Processus spinosus des jeweiligen kaudalen Wirbelkörpers bei aufrechter Stellung aufspannt. Im vorliegenden Versuchsaufbau spannt sich diese Referenzebene also zwischen dem Dorn- und den Querfortsätzen des jeweils oben zu liegen kommenden Wirbelkörpers der Segmente auf. Dies ist für die Bewegungsanalyse des Segmentes LWK3/4 somit LWK4 und für die Betrachtung des Segmentes LWK4/5 der 5. Lendenwirbelkörper bei um 180° gedrehter Wirbelsäule im Wirbelsäulensimulator (siehe 4.4.4.).

Mit den oben beschriebenen Mess- und Zeigesensoren werden weitere Punkte (4-8) definiert und standardisiert bestimmt. Diese Punkte werden am Präparat mit Farbe dauerhaft markiert (Abb.13b). Damit ist eine reproduzierbare Kalibrierung und Punktedefinition für jeden Versuchsabschnitt möglich.

Die elektronische, ultraschallgesteuerte Erfassung der genannten Punkte und die Kalibrierung des Systems und der Referenzebene wird vor jedem Versuchsabschnitt erneut durchgeführt.

Die genaue Lokalisation der Punkte soll nun exemplarisch am Beispiel der Bewegungsanalyse für das Segment LWK4/5 dargestellt werden. Für die Untersuchung am Anschlusssegment gelten die genannten Lokalisationen analog um ein Segment nach kranial verschoben.

- Referenzebene: Punkt 1 und 2 befinden sich an der Spitze der Querfortsätze des kaudalen LWK5, Punkt 3 befindet sich an der Spitze des Proc. Spinosus des Wirbelkörpers
- Die Punkte 4-6 befinden sich analog zu den Punkten 1-3 an den Spitzen der Proc. Transversi und Spinosus des kranialen LWK4
- Die Punkte 7 und 8 sind über der Mitte des Facettengelenkrandes des LWK4 lokalisiert

Im Einzelnen entspricht also bei LWK5 der

- rechte Processus transversus dem Punkt 1, definiert durch die Ortskoordinaten x_1, y_1, z_1
- linke Processus transversus dem Punkt 2, definiert durch x_2, y_2, z_2
- Processus spinosus dem Punkt 3, definiert durch x_3, y_4, z_3

Diese 3 Punkte spannen die Referenzebene auf.

Bei LWK4 entspricht der

- rechte Prozessus transversus dem Punkt 4, definiert durch die Ortskoordinaten x_4, y_4, z_4
- linker Processus transversus dem Punkt 5, definiert durch x_5, y_5, z_5
- Prozessus spinosus dem Punkt 6, definiert durch x_6, y_6, z_6
- rechte Facette dem Punkt 7, definiert durch x_7, y_7, z_7
- linke Facette dem Punkt 8, definiert durch x_8, y_8, z_8 .

Diese 5 Punkte sind die zu messenden Punkte in der Bewegungsanalyse.

Damit kommen die senkrecht zueinander stehenden Achsen des Koordinatensystems unter Berücksichtigung des Präparatkopfstandes wie folgt zu liegen (Abb.18):

- z-Achse: Die z-Achse wird im Verlauf rechts nach links durch die Querfortsätze gelegt, infolge der 180°- Drehung des Präparates im Versuchsaufbau kommt der positive Teil der Achse links zu liegen.
- y-Achse: Die y-Achse verläuft von kaudal nach kranial durch das Präparat, wobei der positive Teil kranial zu liegen kommt.
- x-Achse: Die x-Achse wird im Verlauf posterior nach anterior gelegt; + x entspricht anterior, - x entspricht posterior.

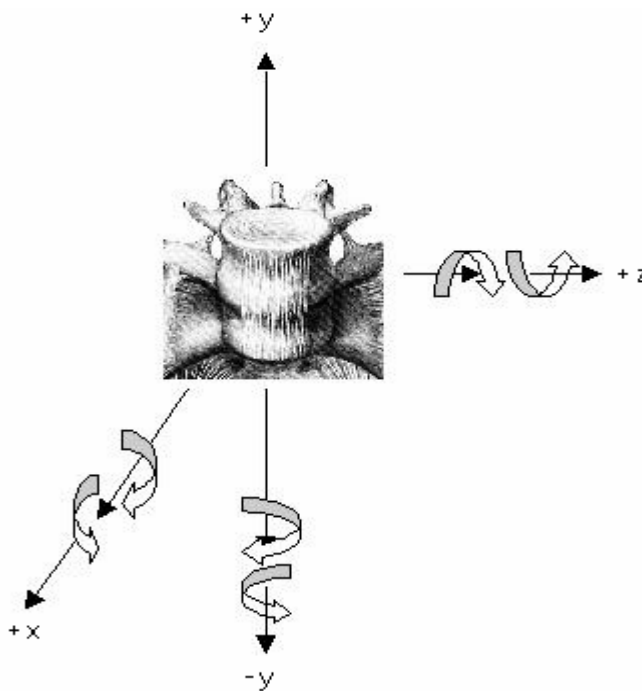


Abb.18: Lage des Koordinatensystems auf die Präparate im Versuchsaufbau übertragen

Zur Fixierung der Bewegungssensoren an den Wirbelkörpern werden die unter 4.4.2. beschriebenen Schanz'schen Schrauben verwendet. Zur Definition der Punkte wird zunächst das Empfängermodul, am kaudalen Wirbelkörper des zu untersuchenden Segmentes, also jeweils an LWK4 für das Segment LWK3/4 und an LWK5 für das Segment LWK4/5 dorsalseitig angebracht. Sodann wird der Aufnahmemodus gestartet und die Referenzebene sowie die zu messenden Punkte 4-8 werden mittels des Zeigesensors festgelegt. Nach der folgenden Kalibrierung des Systems wird der Messsensor (Sender) am kranialen Wirbelkörper (LWK3 bzw. 4) fixiert und ebenfalls nach dorsal ausgerichtet. Die Ausrichtung nach dorsal ist bedingt durch die Platzverhältnisse im Simulator. Für die korrekte Messung entscheidend ist jedoch nur, dass Empfänger und Sender so zueinander angebracht werden, dass auch bei maximalem Bewegungsaus Schlag der Empfang der Ultraschallwellen nicht durch Gewebe oder Gegenstände behindert wird. Diese Versuchsanordnung bleibt unverändert für die Untersuchung aller Bewegungsrichtungen in den einzelnen Versuchsabschnitten mit dem Nativpräparat (Nativ), nach Implantation der Prothesenmodelle und nach Fusion des Segmentes LWK4/5 für das jeweilige zu messende Segment.

Der am kaudalen Wirbelkörper befestigte Empfängersensor entspricht der Referenzebene. Projiziert man das oben beschriebene Koordinatensystem auf den Versuchsaufbau, sind für die untersuchten Bewegungsmomente folgende spezifische Veränderungen der Ortskoordinaten der einzelnen anatomischen Landmarken zu erwarten:

Segment LWK4/5

Lateralflexion:

- Im Bereich der x-Achse findet sich bei der Lateralflexion die Drehachse der Bewegung, dementsprechend sollten sich die x-Werte nur geringfügig ändern.
- Punkt 4 (Querfortsatz) ist am weitesten von der Drehachse entfernt, er sollte also die deutlichsten Änderungen zeigen.
- Da dieser Punkt in der z-Achse am weitesten von der Drehachse entfernt ist, sollten sich hier die deutlichsten Änderungen zeigen, eine geringere Änderung ist in den y-Werten zu erwarten.
- Dementsprechend sollte sich die größte Veränderung im Wert für z4 zeigen.
- Bei der Lateralflexion nach links ist eine Verringerung der y- und z-Werte des Punktes 4 zu erwarten, bei der Lateralflexion nach rechts sollten sich die Werte entsprechend umgekehrt verhalten.
- Für Punkt 5 ist bei der Lateralflexion ein genau gegensinniges Verhalten zu erwarten, daher genügt es, hier nur Punkt 4 zu betrachten.
- Dieses beschriebene Verhalten ist jedoch nur dann zu erwarten, wenn bei der Lateralflexion die Kippbewegung die Translationsbewegung überwiegt. Ist dies nicht der Fall kann das Verhalten der z-Werte abweichen.

Sagittalflexion:

- Bei der Sagittalflexion findet sich die Drehachsen der Bewegung im Bereich der z-Achse des Koordinatensystems, dementsprechend sollten sich die z-Werte nur geringfügig ändern.
- Bei dieser Bewegung ist Punkt 6 (Dornfortsatz) am weitesten von der Drehachse entfernt, somit sollte sich die Lage dieses Punktes also am deutlichsten ändern.
- Die deutlichsten Veränderungen sollten sich hierbei bei den y-Werten zeigen, die x-Werte sollten sich weniger stark aber gleichsinnig ändern.
- Bei der Anteflexion sollten sich die y- und die x-Werte zu positiveren Werten hin verschieben, bei der Retroflexion sollten sie sich umgekehrt verhalten und negativer werden.
- Entsprechend dem Versuchsaufbau mit dem Vorkommen von Kipp- und Translationsbewegungen, welche nicht den physiologischen Bewegungsausschlägen entsprechen müssen, können sich folgende Werte wie folgt verhalten: Wenn die

Translationsbewegung überwiegt, dann wird der x-Wert positiver, überwiegt jedoch die Kippbewegung, dann wird der x-Wert negativer).

Rotation:

- Bei der Rotation bewegen sich die Anteile des Bewegungssegmentes um die y-Achse, somit sollten die y-Werte bei einer reinen Rotationsbewegung keine oder nur geringfügige Lageänderungen aufweisen.
- Wie bei der Lateralflexion ist auch hier Punkt 4 (und Punkt 5, also die Querfortsätze) am weitesten von der Rotationsachse entfernt, hier sollten also die deutlichsten Bewegungsausschläge zu erkennen sein.
- Bei der Rotation nach links sollte sich der x-Wert dieses Punktes vergrößern, die z-Werte sollten gering negativer werden, bei der Rotation nach rechts sollte entsprechend der x-Wert des Punktes 4 negativer werden, während der z-Wert gering positiver wird (Punkt 5 muss sich genau umgekehrt verhalten).

Segment LWK3/4

Im Segment LWK3/4 sind die anatomischen Landmarken und deren Ortskoordinaten analog zum Segment LWK4/5 festgelegt.

Entsprechend der oben beschriebenen größten Bewegungsausschläge werden bei der Bewegungsanalyse der Segmente LWK4/5 und LWK3/4, neben den Koordinaten der jeweiligen ruhenden Achse folgende weitere Ortskoordinaten untersucht:

- Sagittalflexion: Punkt y6,
- Lateralflexion: Punkt z4,
- Rotation: Punkt x4

Diese Ortskoordinaten weisen den zu erwartenden deutlichsten Bewegungsausschlag auf und sind damit am aussagekräftigsten.

Gemessen wird eine Bewegungsdifferenz, die bei einer bestimmten Bewegung zwischen knöchernen anatomischen Landmarken zweier Wirbelkörper eines Bewegungssegmentes entsteht. Diese Bewegungsdifferenz ergibt sich aus der Differenz eines Ausgangswertes, d.h. dem Ruhewert, und dem maximalen Bewegungsausschlag am Ende der Bewegung.

Die Bewegung ist definiert über eine dokumentierte Kraft und einen standardisierten Weg (siehe Versuchsablauf unter 4.4.8.).

Diese Bewegungsdifferenzen treten in allen knöchernen Anteilen des Bewegungssegmentes gleichermaßen auf, können somit also auch auf die Veränderungen des Bewegungsspiels in den Facettengelenken übertragen werden. Durch Messung der Lageänderungen der Punkte 7 und 8 können die genauen Bewegungsausschläge in den Facettengelenken bestimmt werden.

4.4.6. Druckanalyse mit den FUJI-Druckmessfolien®⁶

Zur Anwendung kamen die FUJI-Druckmessfolien® vom Medium - Pressure - Type (Type MW) mit dem Druckbereich 10 bis 50 Mpa (N/mm²).

Die Funktion der FUJI-Druckmessung® beruht auf dem Prinzip der Abdruckverfahren, bei denen der Messkörper zwischen den Pressungspartnern liegt und die Messwertaufnahme durch Farbsignale in örtlicher Verteilung anzeigt. Die Folie weist eine Dicke von 2 x 0,1mm auf (doppelte Schreibpapierstärke), ist biegungselastisch und stark inkompressibel, hierdurch kann sie sich an Oberflächenkrümmungen anpassen und ermöglicht eine verlustarme Kraftübertragung.

Das FUJI-System® besteht aus zwei Folien, einem A- und einem C-Film, welche zweischichtig in den Gelenkspalt eingelegt werden. Die Teilfolie A beinhaltet Mikrokapseln mit einem chemischen Substrat, die Substratschicht. Diese Kapseln weisen eine unterschiedliche Größe und Wandstärke auf und sind gleichmäßig auf der Teilfolie verteilt. Unter Belastung zerspringen sie und setzen ihr Substrat frei, wobei die Größe der dazu notwendigen Kraft von Wandstärke und Durchmesser der Kapseln abhängt.

Die Teilfolie C ist die so genannte Indikatorfolie. Der Indikator reagiert mit dem unter Druck freigesetzten Substrat. Es entsteht eine monochrome Rotfärbung der weissen Teilfolie C, deren Intensität druckabhängig ist.

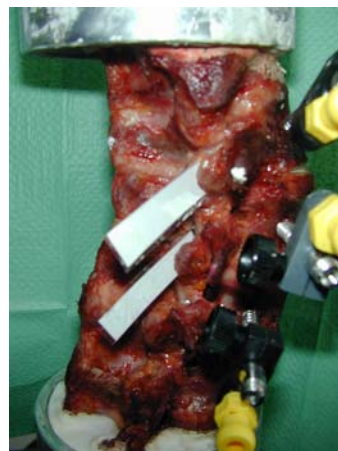
Die Intensität der Rotfärbung kann anhand einer Farbskala den entsprechenden Druckwerten optisch zugeordnet werden.

Dynamische Druckmessungen sind mit dieser Folie nicht möglich.

Diese Folie ist feuchtigkeitsempfindlich. Deshalb wurde die Folie passend für die Größe eines Facettengelenkes streifenförmig in der Größe 5 x 30mm zugeschnitten, und anschließend in eine Klarsichtfolie eingeschlagen. So wurden die Folien⁷ in die Gelenke eingeschoben. Für jede einzelne Bewegung wurde ein eigener Folienstreifen verwendet.



a



b

Abb.19: a) Beispiel einer FUJI-Druckmessfolie®, b) Versuchsanordnung mit FUJI-Druckmessfolien®

⁶ Prescale-System der Fa. Fujifilm Europe GmbH (Düsseldorf)

⁷ Typ Medium-Pressure (MW)

4.4.7. Druckanalyse mit TEKSCAN-Druckmessfolien®⁸

Die TEKSCAN-Druckmessfolie® wurde ursprünglich für die Fussdruck- und Ganganalyse entwickelt. Mittlerweile findet diese Druckmessfolie aber auch in anderen Bereichen Verwendung. So wurde beispielsweise die Druckverteilung einer Alloarthroplastik am Kniegelenk (Ostermeier 2003) mittels TEKSCAN-Folie® untersucht.

Auf der 0,10mm dicken Folie ist Tinte in fester Form aufgedampft, welche die Druckänderungen über Veränderungen des elektrischen Widerstandes als elektrisches Signal wiedergibt. Dieses Signal wird über einen Analog-Digitalumwandler im PC mit der, dem System zugehörigen F-SCAN-Software erfasst und graphisch in Form von Kurven und in Form von ASCII-Dateien dokumentiert.

Diese flexible Folie ist feuchtigkeitsbeständig. 4 Messsensoren befinden sich auf einer Fläche von einem cm². Die Druckfolie wurde streifenförmig zugeschnitten, so dass ein Sensor exakt im Facettengelenk, standardisiert bei allen Wirbelsäulen im mittleren Drittel des Gelenks, platziert werden konnte (Abb.20). Damit ließ sich im Facettengelenk ein Druckunterschied, aber keine Druckverteilung erfassen. Die Folie wurde einmalig platziert und verblieb fixiert am gleichen Ort.

Gemessen wurde eine Druckdifferenz, die bei einer bestimmten Bewegung in einem definierten Facettengelenk entsteht. Diese Druckdifferenz ergab sich aus der Differenz eines Ruhewertes und dem Maximalwert am Ende der Bewegung. Die Bewegung war über eine dokumentierte Kraft und einen standardisierten Weg (siehe 4.4.8. Versuchsablauf) definiert. Die Werte der Druckdifferenz waren Relativwerte ohne Einheit.

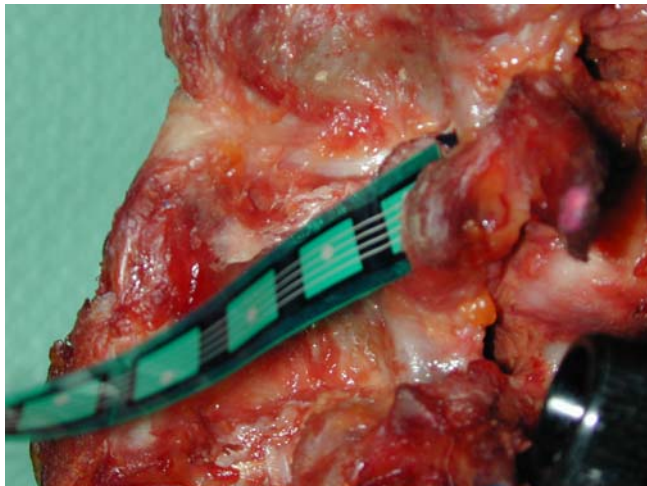


Abb.20: TEKSCAN-Druckmessfolie® in Facettengelenk eingelegt

4.4.8. Versuchsaufbau, Versuchsablauf, Testbedingungen

Versuchsaufbau

Die Bewegungsauslenkung des Präparates muss von kranial erfolgen, um der physiologischen Bewegungssituation möglichst nahe zu sein. Deshalb muss das Präparat in der oben

⁸ F-Scan-System der Fa. TEKSCAN (Boston)

beschriebenen Versuchsanordnung im Rahmen um 180° gedreht werden und „kopfüber“ fixiert werden. Die Belastungssituation ist unverändert nach dem Prinzip Actio = Reactio.

Der Gipsvorgang wurde standardisiert ausgeführt, die Positionierung der Wirbelsäule im Fixierungstopf über dem Gips wurde nach speziellen Markierungen am Aluminiumtopf anterior-posterior und zentriert ausgerichtet und mit Hilfe einer Wasserwaage orthograd unter Beachtung der individuellen Lendenlordose in der Vertikalen ausgerichtet. Im Wirbelsäulenbelastungssimulator wurde SWK1 mit Sakrumabschnitt kranial im Fixierungstopf eingebracht. BWK12 wurde entsprechend kaudal unmittelbar unter der an LWK1 angrenzenden Bandscheibe fixiert.

Nach Aushärten des Gipses wurde das Präparat im Rahmen fixiert.

Versuchsablauf

Im ersten Versuchsteil wurde das Nativpräparat untersucht. Standardisiert nach Protokoll begann der Versuch mit der Kalibrierung der Bewegungskordinaten für das Bewegungsmessgerät ZEBRIS®. Die notwendigen Messsonden wurden im LWK3, LWK4 und LWK5 über Schanz´sche Schrauben fixiert.

Nach der Kalibrierung folgt die eigentliche Bewegungsanalyse. Die Bewegungen wurden in der Reihenfolge Anteflexion > Retroflexion > Linkslateralflexion > Rechtslateralflexion > Linksrotation > Rechtsrotation durchgeführt. Jede Bewegung wurde dreimal ausgeführt.

Die Bewegungsauslenkung, händisch und immer durch die gleiche Person, wurde über 2 Federwaagen kontrolliert, die jeweils eine Kraft von maximal 120N, bzw. maximal 240N, in der Auslenkung durchgeführt (Abb.21).

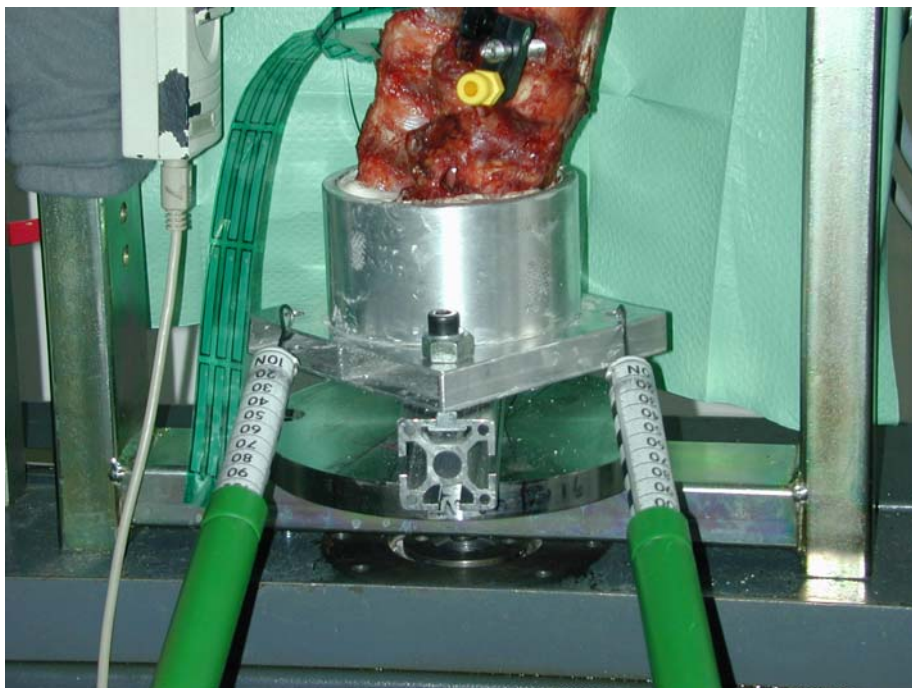


Abb.21: Versuchsanordnung mit zwei Federwaagen an der beweglichen Grundplatte

Exakt kontrolliert wurde die Bewegung über den Weg. An der beweglichen Grundplatte, über die die Bewegungen ausgeführt wurden, waren in den 6 Bewegungsrichtungen jeweils 3cm Strecke bzw. 30° für die Rotation markiert. Dieser definierte Weg entsprach in der Versuchsanordnung einem durchschnittlichen segmentbezogenen Bewegungsausschlag von 6 bis 10°. Das entspricht dem natürlichen segmentalen Bewegungsvermögen.

Daran schloss sich die Druckmessung an. Die TEKSCAN-Druckmessfolien® wurden beidseits in den Facettengelenken platziert und über Kanülen im periartikulären Bereich fixiert, ohne damit die Bewegungsmöglichkeiten des Präparates zu behindern. Der Ablauf der jeweils 3 mal durchgeführten Bewegung wurde analog zur Bewegungsmessung ausgeführt. Gleiches Procedere folgte mit den FUJI-Druckmessfolien®.

Im zweiten und dritten Versuchsteil wird die Wirbelsäule aus dem Rahmen entfernt und die zunächst „unconstrained“, später die „semiconstrained“ Prothese implantiert. Diese Implantation wird nach Einweisung durch geschulte Anwender mit dem Originalinstrumentarium vorgenommen.

Der weitere Versuchsablauf ist mit dem des Nativpräparates identisch.

Im vierten Versuchsabschnitt wird eine Segmentfusion LWK4/5 mit USS-I-Instrumentarium monosegmental durchgeführt. Die Fusion erfolgt über der liegenden „semiconstrained“ Prothese. Der sich anschließende Versuchsablauf ist identisch zum oben beschriebenen Ablauf.

Testbedingungen

Sowohl Auftauvorgang (siehe Kap. 4.1.) der tief gefrorenen Präparate wie auch der auf 36 Stunden begrenzte Gesamtversuch wurde bei kontrollierter Zimmertemperatur von 20° C nach Protokoll standardisiert durchgeführt. Die verschiedenen Versuchsteile wurden jeweils von der gleichen Person vorgenommen.

4.4.9. Reliability Testung über Vorversuche

Da der beschriebene Versuchsaufbau mit einem speziell konstruierten Wirbelsäulenbelastungssimulator durchgeführt wurde und zur Bewegungs- und Druckanalyse Methoden angewandt wurden, welche im Bereich der Wirbelsäule in einer solchen Versuchsanordnung noch nicht verwendet wurden, war es erforderlich, diesen Versuchsaufbau auf Reproduzierbarkeit zu prüfen.

Weiterhin musste geklärt werden, ob und in welcher Höhe eine Vorlast angelegt werden kann. Die Diskussion um eine Vorlast ergibt sich aus dem Anspruch, die Versuchsbedingungen so physiologisch wie möglich zu gestalten. Da bei diesen in-vitro- Versuchen die reaktive Muskelkraft fehlt, welche am Lebenden große Teile der auftretenden Kräfte aufnimmt (siehe Kap. 3.1.) würde eine Vorlast, welche in der Größenordnung der am Lebenden auftretenden Kräfte liegt, das Präparat überbelasten oder zerstören. Eine gewisse

Vorlast ist jedoch erforderlich, da die Untersuchung am unbelasteten, frei hängenden Präparat nicht den physiologischen Gegebenheiten entsprechen würde.

Daher wurden zur Prüfung der Reproduzierbarkeit, sowie zur Klärung der Höhe einer möglichen Vorlast an insgesamt drei Lendenwirbelsäulenpräparaten je 10 Vorversuche durchgeführt.

4.4.10. Datenaufbereitung

Sowohl bei der Druck-, als auch bei der Bewegungsanalyse wurden die Messdaten zunächst durch die jeweils zugehörige Software, F-SCAN und WINJAW in programmeigenen Dateiformaten als Rohdaten gespeichert. Um die Daten weiterverarbeiten zu können, wurden diese Rohdaten aus beiden Programmen in ASCII Dateien importiert.

Da beide Anwendungen jeweils die gesamten Bewegungsabläufe und Druckkurven erfassten war es zunächst nötig, die Messergebnisse in Form von Bewegungs- und Druckkurven zu visualisieren, um über die Bestimmung von Anfangs- und Endpunkten bzw. Maxima dieser Kurven Bewegungsausschläge und Druckdifferenzen zu erfassen.

Hierfür wurde im Betriebssystem LINUX eine Anwendung entwickelt, welche die Messdaten visualisiert, die Markierung der gewünschten Messpunkte zulässt und einen einfachen Export dieser neu gewonnenen Daten für die statistische Analyse ermöglicht.

Bei der ZEBRIS-Bewegungsanalyse® wurden jeweils drei Einzelmessungen jedes Bewegungsablaufes in jedem Versuchsabschnitt nacheinander durchgeführt. Somit entstanden bei der Visualisierung drei Kurven, die in je einer Grafik in Form eines zweidimensionalen Koordinatensystems dargestellt wurden.

Für jede Messung wurden die Lageveränderungen (y-Achse) der Punkte 4-8 (siehe Kap. 4.4.5.) in ihren drei Ortskoordinaten einzeln, bezogen auf den Zeitpunkt im Bewegungsablauf (x-Achse), erfasst. Somit existierten für jede einzelne Messung 15 Kurven. Da jede Bewegung dreimal gemessen wurde, mussten zur Auswertung einer einzelnen Bewegung in jedem Versuchsabschnitt insgesamt 45 Kurven betrachtet werden.

Da jeweils 3 identische Messungen durchgeführt und diese auch gemeinsam in einer Grafik dargestellt wurden, war es möglich, Artefakte, die sich lediglich in einer von drei Messungen zeigten, bereits in diesem Arbeitsschritt zu erkennen.

In jeder Einzelkurve (entspricht einer Bewegungsmessung eines Punktes in einer Ortskoordinate) wurden vier Punkte als Messpunkte definiert. Der erste Punkt wurde in der Ausgangsstellung der Bewegung, der zweite Punkt in der Endstellung einer Bewegung markiert. Die Punkte 3 und 4 standen für etwaige Maxima oder Minima im Kurvenverlauf zur Verfügung. Falls keine Maxima oder Minima im Kurvenverlauf vorhanden waren, wurden die Punkte 3 und 4 jeweils neben den Anfangs- und den Endpunkt des Kurvenverlaufs gesetzt, so dass ihr Wert nahezu identisch mit den Punkten 1 und 2 war (siehe Abb.22).

In einem nächsten Arbeitsschritt wurde die Differenz zwischen den Werten in der Nullstellung der Bewegung und ihrer Endstellung berechnet und gespeichert. Diese Daten standen dann zur statistischen Analyse zur Verfügung, wobei die Bewegungsausmaße der einzelnen Bewegungsrichtungen in Abhängigkeit vom Zustand des Präparates (Nativ/nach Fusion) untereinander verglichen werden sollten.

Die folgende Abbildung (Abb.22) zeigt exemplarisch die graphische Darstellung des Verhaltens eines Messpunktes mit dessen drei Einzelmessungen bei einer Bewegungsrichtung am Nativpräparat (Präparat Nr.16) sowie zum Vergleich im Zustand nach Fusion desselben Segmentes (Abb.23). Die Punkte zur Bestimmung des Bewegungsausmaßes sind hier bereits markiert.

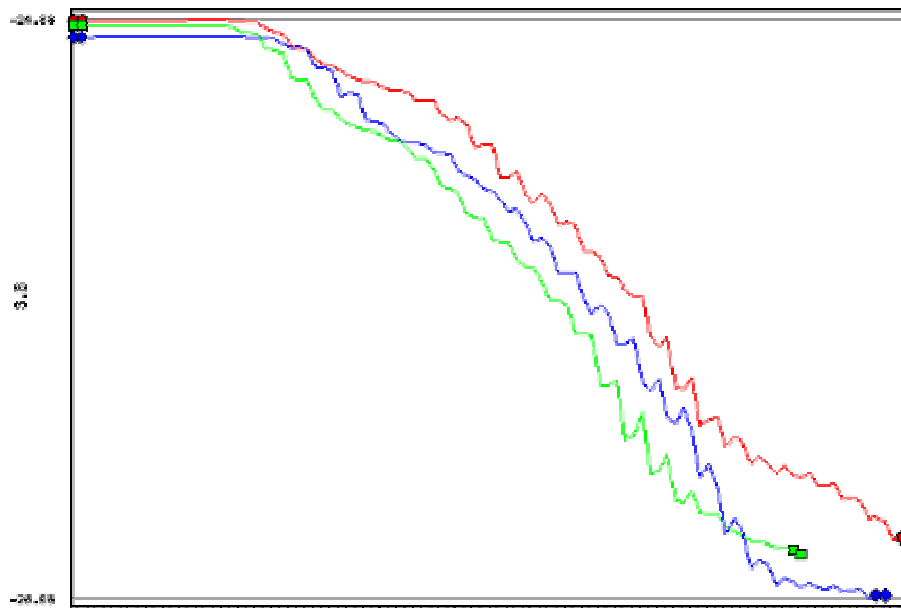


Abb.22: Ortskoordinate y6 im Segment LWK4/5 des Nativpräparates bei der Retroflexion

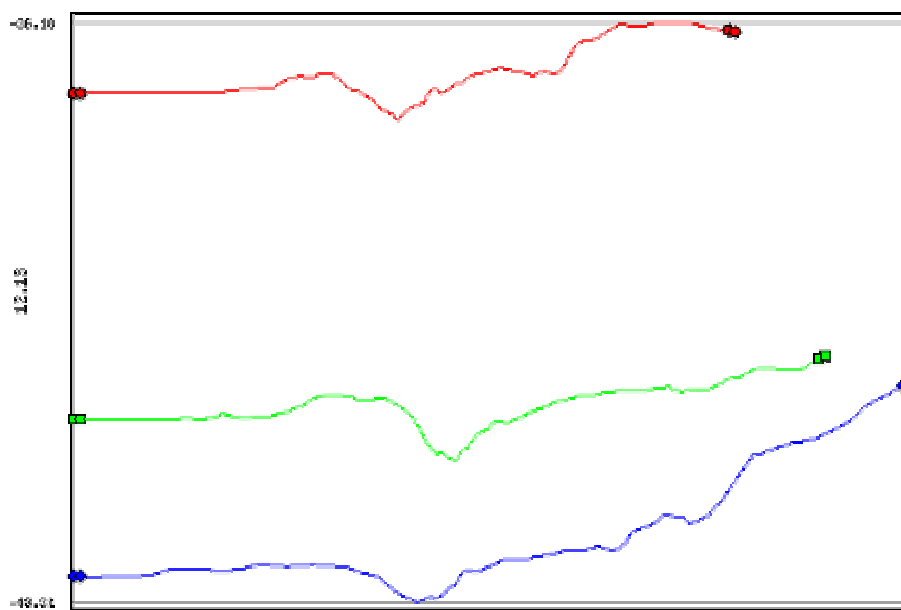


Abb.23: Ortskoordinate y6 im Segment LWK4/5 nach Fusion dieses Segmentes bei der Retroflexion mit deutlich verändertem Kurvenverlauf und Bewegungsausmaß

Die Aufbereitung der Daten aus den TEKSCAN-Druckmessungen® verlief nach dem gleichen Schema wie bei der ZEBRIS-Bewegungsanalyse®.

Ein Unterschied in der graphischen Darstellung ergab sich aus der Tatsache, dass es bei der Druckmessung nicht erforderlich war, für jede der dreimal durchgeführten Bewegung die Messung neu zu starten. Somit entsteht in der graphischen Darstellung eine Kurve mit einem dreiphasigen Verlauf, anstelle von drei Kurven mit einem einphasigen Verlauf. Auch hier erfolgt die Darstellung der Daten in einem zweidimensionalen Koordinatensystem, wobei hier der Druckverlauf (y-Achse) wiederum gegen die Zeit (x-Achse) des Bewegungsablaufes aufgetragen wurde.

Für die Markierung von Druckmaxima und -minima standen für jede der dreimal durchgeführten Präparatauslenkungen in einer Bewegungsrichtung 3 Markierungspunkte zur Verfügung. Der erste Punkt wurde in der Nullstellung der Bewegung gesetzt, der zweite Punkt im Bereich des im Bewegungsverlauf maximalen oder minimalen aufgetretenen Druckes und der dritte Punkt beim Erreichen der Neutralstellung kurz vor Beginn der nächsten Präparatauslenkung. Analog zur Bewegungsanalyse wurden hierbei wieder die Differenzen zwischen dem minimalen und dem maximalen Druck im Ablauf einer Einzelbewegung erfasst. Somit konnte auch hier in der folgenden statistischen Analyse die Druckentwicklung in den Facettengelenken in Abhängigkeit von der durchgeführten Bewegung betrachtet und ein Vergleich zwischen dem Nativpräparat und dem Zustand nach Fusion durchgeführt werden.

Die folgende Abbildung (Abb.24) zeigt exemplarisch die dreiphasige Druckentwicklung in einem Facettengelenk bei der dreimaligen Präparatauslenkung in einer Bewegungsrichtung und zum Vergleich das Druckverhalten des gleichen Facettengelenkes, bei der gleichen Bewegung im Zustand nach Fusion des Segmentes (Abb.25).

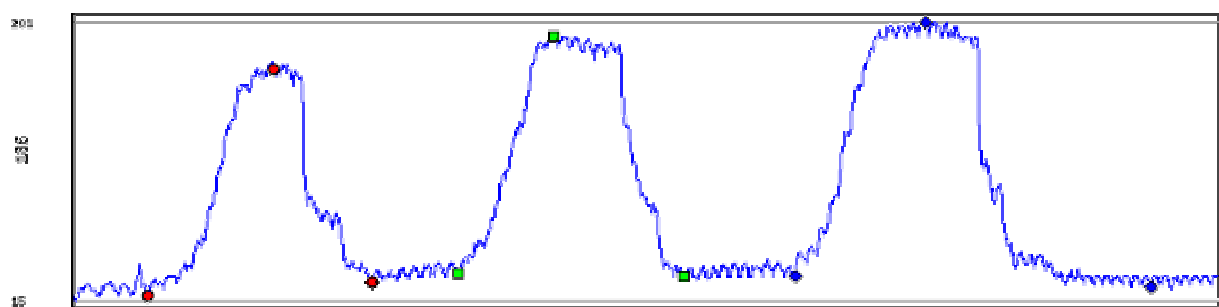


Abb.24: Druckentwicklung im rechten Facettengelenk des Segmentes LWK4/5 des Nativpräparates bei Retroflexion

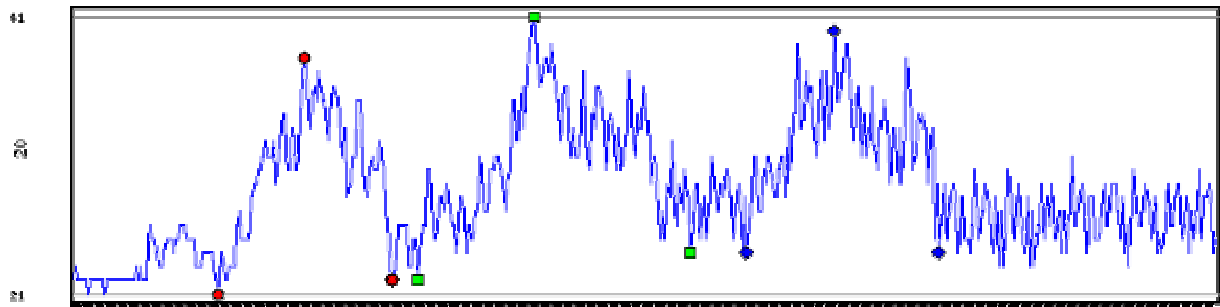


Abb.25: Druckentwicklung im rechten Facettengelenk des fusionierten Segmentes LWK4/5 bei Retroflexion mit einem ebenfalls dreiphasigen Verlauf jedoch deutlich veränderten Druckdifferenzen

Die Aufarbeitung der gewonnenen Daten aus der Bewegungs- und Druckmessung wurde durch den Import der Druck- und Bewegungsdifferenzen in eine Datenmatrix abgeschlossen. In dieser Matrix waren die einzelnen Versuchsschritte und die dazugehörigen Messwerte zur Weiterverarbeitung in Zahlen kodiert. Anhand dieser Matrix erfolgte die statistische Analyse.

4.4.11. Statistische Analyse

Im Rahmen einer univariaten Analyse wurden zunächst die Druckdifferenzen bzw. die Bewegungsdifferenzen der zehn Wirbelsäulen beschrieben. Die beiden Zielgrößen Druckdifferenz bzw. Bewegungsdifferenz wurden für die Segmente LWK3/4 und LWK4/5, für die Ortskoordinaten x4 bis z8 bzw. linkes und rechtes Facettengelenk für alle definierten Bewegungen und Zustände registriert.

Ziel der Untersuchung war zunächst eine deskriptive Analyse der Druck- bzw. Bewegungsumfänge der zehn Wirbelsäulen. Als Lokalisations- bzw. Streuungsmaße wurden jeweils der Median und der Interquartilrange (Q3 minus Q1) angegeben. Der Median ist gegenüber dem Mittelwert bei nur wenigen Messwerten zu bevorzugen, ebenso bei asymmetrischen Verteilungen und beim Verdacht auf Ausreisserwerte. Der Interquartilrange umfasst den Bereich der mittleren 50% der Werte. Die in dieser Untersuchung explorativ untersuchte Fragestellung sollte den Effekt eines wirbelsäulenchirurgischen Eingriffes wie der Fusion darstellen. Ziel war es, zu beschreiben, in welcher Art und in welcher Größenordnung sich die auftretenden Drucke in den 4 untersuchten Facettengelenken pro Präparat und die Bewegungsausmaße durch die Fusion des Segmentes LWK4/5 in den Segmenten LWK4/5 sowie im Anschlusssegment LWK3/4 veränderten. Es sollte also ein Vergleich der Druck- und Bewegungsdifferenzen zwischen dem Nativzustand und dem Zustand nach Fusion durchgeführt werden. Als Test für den Vergleich der zwei verbundenen Stichproben wurde bei den nicht normalverteilten Differenzen der Vorzeichen-Rang-Test von Wilcoxon (Signed-Rang-Test) herangezogen. Als Irrtumswahrscheinlichkeit wurde wie üblich 0,05 festgelegt. Diese bivariate Analyse war explorativ und sollte Hypothesen für nachfolgende Studien generieren. Eine Korrektur beispielsweise nach Bonferroni zur Kontrolle des multiplen Testens wurde nicht angewendet, um bei der explorativen Fragestellung ein Ansteigen des

β -Fehlers zu vermeiden. Unter β -Fehler versteht man die Situation, in der ein tatsächlich existierender Effekt mit dem statistischen Testverfahren nicht erkannt wird.

Die graphische Darstellung erfolgte in Form von Scatterplots, Histogrammen bzw. Boxplots, wobei die Zielgrößen jeweils in Abhängigkeit vom Zustand aufgezeigt wurden (Sachs 1999).

5. Ergebnisse

5.1. Radiologische Auswertung

5.1.1. Lendenwirbelsäulenpräparate

Bei den Humanpräparaten konnte mit Hilfe der konventionellen Röntgenaufnahmen eine durchschnittliche Zwischenwirbelraumhöhe (ZWRH) von 36,5% im Segment LWK4/5 ermittelt werden. Im Segment LWK3/4, dem Anschlusssegment betrug die durchschnittliche Zwischenwirbelraumhöhe 40,4%. Diese lag somit um 3,9% höher als im Segment LWK3/4.

Der mittels Computertomographie bestimmte Degenerationsgrad der Facettengelenke lag bei keinem der Präparate höher als 1.

Keines der Präparate zeigte weitergehende degenerative Veränderung in der radiologischen Bildgebung.

Die folgende Tabelle 6 gibt einen Überblick über die einzelnen Zwischenwirbelraumhöhen der Lendenwirbelsäulenpräparate.

Präparat Nummer	13	21	18	24	11	05	16	10	12	04
ZWRH in % LWK4/5	25,0	37,09	39,70	33,80	35,93	38,80	33,33	33,33	46,66	40,90
ZWRH in % LWK3/4	35,37	41,66	37,27	45,71	46,76	31,88	36,92	40,0	39,06	49,01

Tabelle 6: Zwischenwirbelraumhöhe (ZWRH) der einzelnen Humanpräparate im Segment LWK4/5 und im Anschlusssegment LWK3/4.

Die Verlaufskontrolle zwischen den einzelnen Versuchsabschnitten ergab eine durchschnittliche Erhöhung des Zwischenwirbelraumes im Segment LWK4/5 auf 51,2% nach Implantation des „unconstrained“ Prothesenmodells und auf 51,8% nach Implantation des „semiconstrained“ Prothesenmodells. Die Röntgenauswertung nach der Fusion im Segment LWK4/5 über der „semiconstrained“ Prothese ergab eine durchschnittliche Zwischenwirbelraumhöhe von 47,8%. Bedingt durch die Prothesenimplantation war also eine 10-prozentige Überdistraktion des Segmentes aufgetreten. Die Zwischenwirbelraumhöhe des Segmentes LWK3/4 blieb durch die biomechanischen Tests unbeeinflusst.

Die folgende Tabelle 7 gibt die nach der Fusion gemessene Zwischenwirbelraumhöhe im Segment LWK4/5 wieder.

Präparat Nummer	13	21	18	24	11	05	16	10	12	04
ZWRH in % LWK4/5	44,11	48,38	44,11	47,88	51,56	43,28	47,82	52,17	53,33	45,45

Tabelle 7: Zwischenwirbelraumhöhe im Segment LWK4/5 nach Durchführung der Fusion über liegender „semiconstrained“ Prothese im Segment LWK4/5

Die Verlaufsdokumentation zeigte weiterhin, dass bei 10 der 10 Humanpräparate die Zwischenwirbelendoprothese im a.p. Strahlengang zentriert ausgerichtet war. In 3 von 10 Präparaten war das Implantat im seitlichen Strahlengang zentriert implantiert, nicht wie gefordert mit dem Prothesenzentrum um 1-2 mm nach dorsal versetzt.

Nach Fusion zeigte sich in allen 10 Fällen eine korrekte Lage der Pedikelschrauben.

5.1.2. Patientenkollektiv

Die präoperative Bildgebung ergab bei den 8 Patienten mit der Erkrankung im Segment LWK4/5 eine durchschnittliche Zwischenwirbelraumhöhe von 25,3%. Hier zeigte sich also gegenüber den Humanpräparaten eine Höhenminderung um mehr als 10%. Im Anschlusssegment LWK3/4 war im Patientenkollektiv eine durchschnittliche Zwischenwirbelraumhöhe von 36,7% zu ermitteln. Diese war somit um 3,6% niedriger als bei den Humanpräparaten.

Der computertomographisch festgestellte Degenerationsgrad in den Facettengelenken betrug in den meisten Fällen 1-2, ein höherer Degenerationsgrad als 2 war in keinem Fall festzustellen.

Die folgende Tabelle 8 zeigt die einzelnen Zwischenwirbelraumhöhen im Segment LWK4/5 der 8 dort erkrankten Patienten, die Zwischenwirbelraumhöhe im Anschlusssegment und die im CT ermittelten Degenerationsgrade.

Patient, lfd. Nr.	7	12	11	5	9	2	3	10
ZWRH in %	22,44	32,55	32,63	24,00	16,32	21,70	24,44	28,00
Degenerationsgrad im CT	0-1	1-2	1-2	2	0-1	1-2	2	1-2
ZWRH in % Anschlußsegment	38,00	45,00	46,00	34,00	34,48	32,00	30,4	34,00

Tabelle 8: Übersicht über die Auswertung der Bildgebung im Patientenkollektiv: Zwischenwirbelraumhöhen im erkrankten Segment LWK4/5 sowie im Anschlusssegment LWK3/4 und Degenerationsgrade der Facettengelenke im CT.

Bei den 4 Patienten mit einer degenerativen Erkrankung im Segment LWK5/SWK1 betrug die durchschnittliche Zwischenwirbelraumhöhe 24,4% und im Anschlusssegment LWK4/5 39,5%. Der Degenerationsgrad war nie höher als 2, in den meisten Fällen 1-2.

Patient	1	6	4	8
ZWRH in %	16,32	22,72	21,56	36,95
Degenerationsgrad im CT	1-2	2	1-2	1
ZWRH in % im Anschlußsegment	34,46	36,53	41,91	45,00

Tabelle 9: Zwischenwirbelraumhöhen im erkrankten Segment LWK5/SWK1 sowie im Anschlusssegment LWK4/5 und Degenerationsgrade der Facettengelenke im CT

5.2. Biomechanische In-vitro Untersuchung

5.2.1. Vorversuche

Vorlastuntersuchung

Die Vorversuche zur biomechanischen Untersuchung zeigten, dass die Anlage einer Vorlast im physiologischen Bereich von $\frac{2}{3}$ des Körpergewichts bei einem 5-segmentigen Präparat nach Entfernung sämtlicher Muskulatur und einiger Bänder im gegebenen Versuchsaufbau nicht möglich ist. Bereits nach Ablauf von 30 Minuten begann die angelegte Vorlast kontinuierlich zu sinken, da die Stabilität des Präparates nachließ.

Dementsprechend wurde auf die Anlage einer Vorlast im physiologischen Bereich verzichtet, da der hierdurch induzierte Stabilitätsverlust die Messergebnisse verfälschen würde. Zur besseren Stabilisierung des Präparates im Versuchsaufbau wurde dennoch für jeden Versuchsabschnitt eine Vorlast von 40N über die Universalprüfmaschine angelegt.

Reproduzierbarkeitstestung der Bewegungsanalyse mit dem ZEBRIS-System®

Es wurden 10 Versuchsreihen mit dem Präparat 002 durchgeführt. Hierbei wurde in Lateralflexion die Ortskoordinate z4 exemplarisch untersucht und in ihren Maximalwerten dargestellt.

n	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Summe
Wert	60,73	60,60	60,71	61,10	60,65	60,78	60,40	60,70	60,30	61,30	602,27

Tabelle 10: Maximalwerte bei Lateralflexion im ZEBRIS-System® für die Ortskoordinate z4.

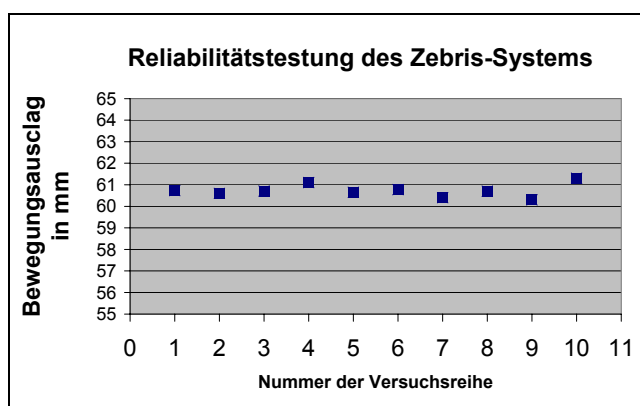


Abb.26: Graphische Darstellung der Maximalwerte der Ortskoordinate z4 bei Lateralflexion des Präparates 002

Der Mittelwert der gemessenen Maximalwerte von z4 betrug 60,73. Bei der Berechnung der einzelnen Abweichungen ergaben sich die in folgender Tabelle 11 dargestellten Werte.

n	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Abweichung	0,003	0,127	0,017	0,373	0,077	0,053	0,327	0,027	0,427	0,573

Tabelle 11: Darstellung der Abweichung der einzelnen Messwerte vom Mittelwert.

Aus den einzelnen Abweichungen der Mittelwerte lässt sich nun die Varianz dieser Stichprobe berechnen. Sie beträgt 0,087.

Aus der Varianz errechnet sich wiederum die Standardabweichung von 0,295. Der Variationskoeffizient beträgt entsprechend 0,486%.

Bei einer Streubreite (Range) von 0,44 bis 0,49% konnte somit festgestellt werden, dass eine Reproduzierbarkeit der Bewegungsmessung mit dem ZEBRIS-System® im beschriebenen Versuchsaufbau vorlag (Sachs 1999).

Reproduzierbarkeitstestung der Druckanalyse mit den TEKSCAN-Druckmessfolien®

Zur Untersuchung der Reproduzierbarkeit der Messungen mit den TEKSCAN-Druckmessfolien® wurden in 10 Versuchsreihen mit dem Präparat 001 die bei der Retroflexion entstehenden Maximaldrücke im rechten Facettengelenk des Segmentes LWK4/5 gemessen. Die Ergebnisse dieser Messungen finden sich in folgender Tabelle 12.

n	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Summe
Wert	172	189	159	171	183	175	173	186	171	174	1758

Tabelle 12: Maximalwerte bei Retroflexion im rechten Facettengelenk LWK4/5 gemessen mit den TEKSCAN-Druckmessfolien®

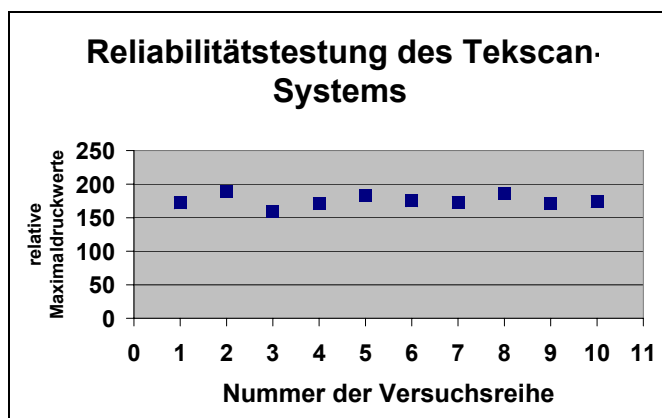


Abb.27: Graphische Darstellung der relativen Maximaldruckwerte im rechten Facettengelenk des Segmentes LWK4/5 bei Retroflexion

Bei einem Mittelwert der gemessenen Maximaldrücke von 175,8 ergaben sich folgende Einzelabweichungen.

n	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Abweichung	1,2	13,2	16,8	4,8	7,2	0,8	2,8	10,2	4,8	1,8

Tabelle 13: Darstellung der Abweichung der einzelnen Messwerte vom Mittelwert.

Bei einer sich hieraus ergebenden Varianz von 75,2 errechnete sich eine Standardabweichung von 8,67. Dies ergab einen Variationskoeffizienten von 4,93% als Ergebnis der

Untersuchung der Maximaldrücke bei Retroflexion im rechten Facettengelenk des Segmentes LWK4/5 des Präparates 001.

Die Reproduzierbarkeit der Druckanalyse mit den TEKSCAN-Druckmessfolien® bei einer Streubreite von 3,73 bis 5,89% lag somit vor (Sachs 1999).

Auslenkungskräfte der einzelnen Bewegungsrichtungen

Für die zur Präparateauslenkung erforderlichen Kräfte ergaben sich bei konstanter Auslenkungsstrecke bzw. -winkel die in folgender Tabelle dargestellten Mittelwerte.

Bewegung	Auslenkungskraft in N	
	Nativ	Fusion
Ante	163,00	166,86
Retro	185,68	175,22
Lat Links	211,04	193,40
Lat Rechts	183,26	169,10
Rot Links	222,66	203,36
Rot Rechts	216,80	194,26

Tabelle 14: Mittelwerte der zur Auslenkung des Präparates notwendigen Kräfte in Abhängigkeit von Zustand und Bewegungsrichtung bei konstanter Auslenkungsstrecke bzw. Auslenkungswinkel.

Für den Nativzustand ergaben sich somit mittlere Kräfte von 163,00 bis 222,66N. Die größten Kräfte wurden zur Rotation aufgewandt.

Vergleicht man die aufgewendeten Kräfte bei konstanter Wegstrecke bzw. Auslenkungswinkel so zeigt sich, dass im Zustand Fusion die Mittelwerte der Kräfte bei allen Bewegungen gegenüber dem Nativzustand um bis zu 11% erniedrigt waren (Abb.28). Auch nach Fusion des Segmentes LWK4/5 war für die Rotation die größten Kräfte aufzubringen.

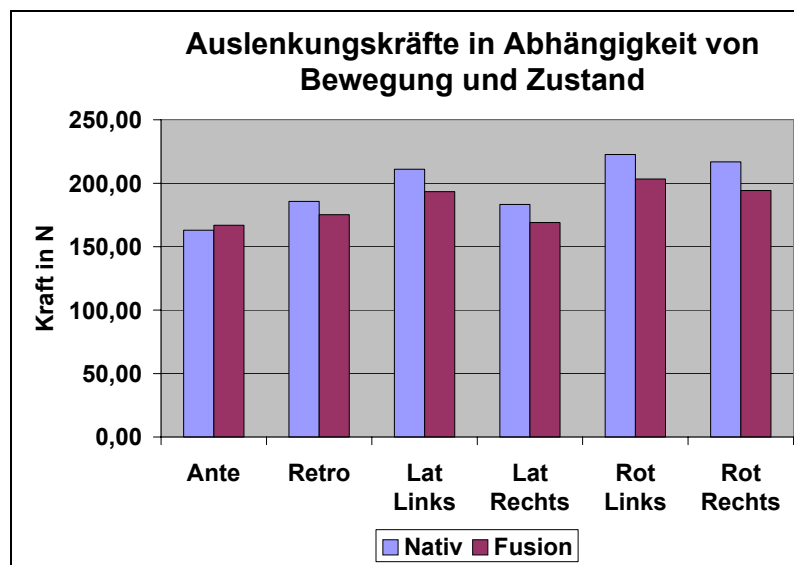


Abb.28: Vergleichende Darstellung der Auslenkungskräfte in Abhängigkeit von Bewegung und Zustand.

5.2.2. ZEBRIS®-Bewegungsanalyse

Segment LWK4/5

Zunächst sollte das Segment LWK4/5 in seinem Bewegungsverhalten untersucht werden. Dazu wurde die Bewegungsanalyse zuerst am Nativpräparat und vergleichend dazu nach Fusion dieses Segmentes LWK4/5 über liegender semiconstrained Prothese durchgeführt (siehe Versuchsablauf, Kap. 4.4.8.).

Es war zu erwarten, dass bei Ante- und Retroflexion der Processus spinosus (= Punkt 6) in der y-Achse den größten Bewegungsausschlag zeigen würde. Dementsprechend wird hier die Veränderung in der Ortskoordinate y6 dargestellt.

Bei Lateralflexion und Rotation war die größte Bewegung bei den Processi transversi (= Punkt 4) in der z-Achse (Lateralflexion) und in der x-Achse (Rotation) zu erwarten. Dementsprechend werden zur Untersuchung dieser beiden Bewegungsrichtungen die Veränderungen in den Ortskoordinaten z4 (Lateralflexion) und x4 (Rotation) aufgearbeitet.

Bezüglich der Lateralflexion ist hierbei zu bemerken, dass diese sich aus einer Translations- und einer Kippbewegung zusammensetzt. Überwiegt die Kippbewegung, findet sich der größte Bewegungsausschlag in der Ortskoordinate y4, überwiegt jedoch die Translationsbewegung ist der größte Bewegungsausschlag in der Ortskoordinate z4 zu erwarten. In der vorliegenden Studie wird zur besseren Vergleichbarkeit immer die Ortskoordinate z4 herangezogen, auch wenn y4 einen etwas größeren Bewegungsausschlag zeigen sollte.

In der folgenden statistischen Analyse der Messergebnisse und der vergleichenden bivariaten Analyse ergaben sich folgende, in Tabelle 15, dargestellte Werte für die einzelnen Bewegungsabläufe.

Bewegung im Segment LWK4/5	Nativzustand		Zustand nach Fusion		
	Median	IQR	Median	IQR	p-Wert (Signed Rang Test)
Anteflexion (Ortskoordinate y6)	3.9216667	2.0200000	1.6050000	2.3700000	0,0488
Retroflexion (Ortskoordinate y6)	-6.8100000	8.2200000	-1.3833333	1.5400000	0,0195
Lateralflexion nach links (Ortskoordinate z4)	-4.3216667	1.7966667	-1.1450000	0.9833333	0.0020
Lateralflexion nach rechts (Ortskoordinate z4)	3.1250000	3.6100000	1.4633333	0.4333333	0,0059
Rotation nach links (Ortskoordinate x4)	5.2866667	2.9800000	3.8633333	1.5433333	0,1934
Rotation nach rechts (Ortskoordinate x4)	-4.5933333	3.6400000	-3.0466667	2.2533333	0,2754

Tabelle 15: Darstellung der Mediane und Interquartilranges (IQR) der einzelnen Bewegungen in den zu untersuchenden Ortskoordinaten, sowie der p-Werte zu Signifikanzbestimmung des Vergleichs zwischen dem Nativzustand und dem Zustand nach Fusion.

Zur Untersuchung des Nativzustandes des Bewegungssegmentes waren folgende Aussagen möglich:

1. Alle Punkte zeigten das infolge der Bewegungsrichtung erwartete Verhalten.
2. Ebenfalls erwartungsgemäß zeigten die Ergebnisse der Messung zweier gegenläufiger Bewegungen (z.B. Anteflexion vs. Retroflexion) auch eine entsprechend gegenläufige Bewegung des untersuchten Punktes im Koordinatensystem.
3. Es zeigten sich, in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung, Medianwerte der zurückgelegten Wegstrecke im Koordinatensystem zwischen -6,81 und 5,287. Die deutlichste Bewegung ist hierbei in den Retroflexion zu verzeichnen.
4. Die Interquartilrange (im Folgenden mit IQR bezeichnet) zeigte eine hohe Streuung der Werte zwischen 1,797 und 8,220.
5. Bei der Lateralflexion in diesem Segment zeigte die Ortskoordinate y4 eine gleichsinnige Veränderung wie die Ortskoordinate z4. Der Median der zurückgelegten Wegstrecke war bei y4 gegenüber z4 erhöht. Im Segment LWK4/5 im vorliegenden Versuchsaufbau überwog also die Kippbewegung der Translationsbewegung.

Der Vergleich des Verhaltens des Segmentes LWK4/5 vor und nach Fusion ergab folgende Ergebnisse:

1. Die Fusion verändert das Bewegungsausmaß eines Bewegungssegmentes in allen Bewegungsrichtungen.
2. Die Richtung, in der sich ein Punkt bei einer bestimmten Bewegung im Koordinatensystem bewegt wird durch die Fusion nicht verändert.
3. In allen Bewegungsrichtungen ist ein Rückgang der Mediane des Bewegungsauschlages zu verzeichnen.
4. Der stärkste Rückgang der Mediane des Bewegungsausmaßes zeigt sich in der Retroflexion, hier verringert sich der Median auf 20% des Ausgangswertes aber auch in der Ante- und den Lateralflexionen verringern sich die Mediane um mehr als die Hälfte.
5. In den Lateralflexionsbewegung weist diese Veränderung eine hohe Signifikanz mit p-Werten $< 0,01$ auf, auch die Veränderung bei der Sagittalflexion ist mit p-Werten $< 0,05$ als signifikant zu werten.
6. In den Rotationsbewegungen ist ebenfalls eine Abnahme der Mediane im Zustand Fusion zu verzeichnen, diese fällt jedoch deutlich geringer aus, als bei den übrigen Bewegungsrichtungen. Überdies ist diese Abnahme des Bewegungsauschlages als nicht signifikant, bei p-Werten $> 0,05$ zu werten.
7. Bezüglich der Streustärke (IQR) zeigt sich in 5 von 6 Bewegungsrichtungen eine deutliche Abnahme derselben im Zustand nach Fusion.

Die folgenden Boxplots (Abb.29) stellen die Ergebnisse der vergleichenden Analyse der Bewegungsausschläge im Segment LWK4/5 in den Zuständen „Nativ“ und „Fusion“ graphisch dar.

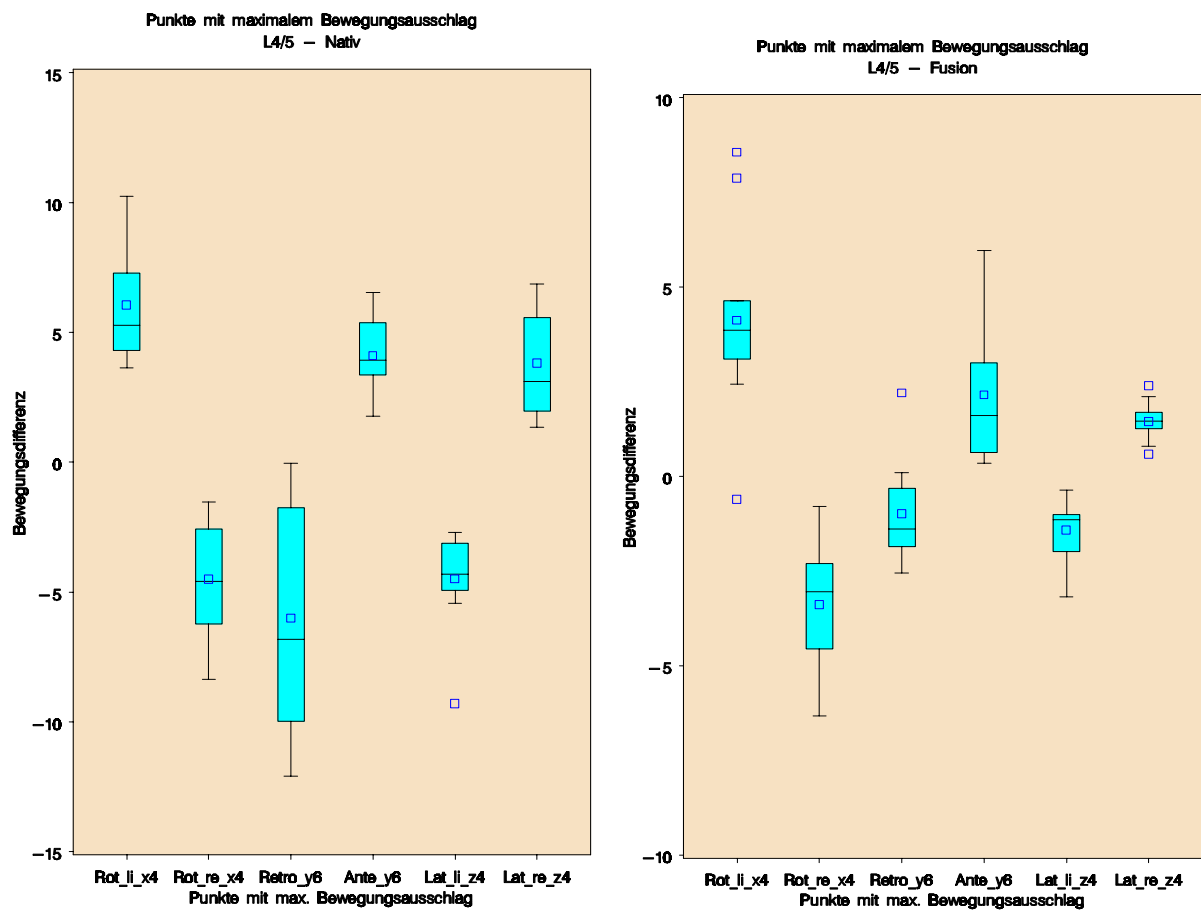


Abb.29: Vergleichende graphische Darstellung der Ergebnisse der Bewegungsanalyse der Ortskoordinaten mit dem höchsten Bewegungsausschlag im Segment LWK4/5 vor und nach Fusion dieses Segmentes in Boxplots.

Ein weiterer zu untersuchender Aspekt war das Verhalten der Punkte im Bereich der Drehachse. Entsprechend den Überlegungen zum Bewegungsablauf (Kap. 4.4.5.) sollten die Ortskoordinaten im Bereich der Drehachsen der Bewegungen den geringsten Bewegungsausschlag aufweisen.

Diese Drehachsen sollten erwartungsgemäß für die Sagittalflexion im Bereich der z-Achse, für die Lateralflexion im Bereich der x-Achse und für die Rotation im Bereich der y-Achse liegen. Um die Werte mit denen der maximalen Bewegungsausschläge vergleichen zu können, muss jeweils der gleiche Punkt (6 bzw. 4) betrachtet werden.

Die folgende Tabelle 16 zeigt dementsprechend die Veränderung dieser Ortskoordinaten in Abhängigkeit von Bewegung und Zustand.

Bewegung im Segment LWK4/5	Nativzustand		Zustand nach Fusion		
	Median	IQR	Median	IQR	p-Wert (Signed Rang Test)
Anteflexion (Ortskoordinate z6)	-0.4483333	1.0333333	0.0933333	0.4433333	0,0645
Retroflexion (Ortskoordinate z6)	0.1166667	0.7333333	0.0700000	0.6416667	0,6250
Lateralflexion nach links (Ortskoordinate x4)	-0.3650000	0.6566667	-0.4450000	0.5033333	0.3750
Lateralflexion nach rechts (Ortskoordinate x4)	-0.3366667	3.8400000	0.7616667	0.6100000	0,6250
Rotation nach links (Ortskoordinate y4)	1.8783333	2.3033333	1.2733333	2.9866667	0,9219
Rotation nach rechts (Ortskoordinate y4)	-2.2466667	1.2933333	-1.0166667	1.0333333	0,0371

Tabelle 16: Darstellung der Mediane und Interquartilranges (IQR) der einzelnen Ortskoordinaten mit dem erwarteten geringsten Bewegungsausschlag im Bewegungssegment LWK4/5 in den Zuständen Nativ und Fusion sowie des p-Wertes zur Beurteilung der Signifikanz der Unterschiede zwischen den Zuständen.

Folgende Ergebnisse konnten für den Nativzustand anhand dieser Zahlen festgehalten werden:

1. In Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung zeigten die Ortskoordinaten Mediane der Bewegungsausschläge zwischen -2,247 und 1,88.
2. In allen Bewegungsrichtungen präsentieren sich die Ortskoordinaten der „ruhenden Achse“ somit mit deutlich geringeren Medianen der Bewegungsausschläge als die übrigen 2 Ortskoordinaten eines Punktes.
3. Die geringsten Werte zeigen sich den Sagittal- und Lateralflexionen. Hier ist also tatsächlich von einer „ruhenden Achse“ der Bewegung auszugehen.
4. In der Rotation finden sich deutlich höhere Werte der Mediane der Bewegungsausschläge. Hier ist also zusätzlich zur Rotation eine weitere Bewegungskomponente zu vermuten.
5. Die IQR's zeigen Werte zwischen 0,656 und 3,840. In 5 von 6 Bewegungsrichtungen liegt die IQR niedriger als die IQR des Punktes mit maximalem Bewegungsausschlag.

Der Vergleich des Verhaltens der „ruhenden Achse“ in den Zuständen Nativ und Fusion des Segmentes LWK4/5 zeigt:

1. Der Median der Bewegungsausschläge präsentiert sich in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung mit Werten zwischen 0,07 und 1,27.
2. Bei den Sagittalflexionen und Rotationen haben sich die Werte der Mediane im Zustand Fusion gegenüber dem Nativzustand verringert. Im Falle der Lateralflexion sind die Werte gestiegen.
3. Die IQR als Maß der Streuung zeigte Werte zwischen 0,44 und 2,99. In 5 von 6 Bewegungsrichtungen hat sich die IQR nach Fusion gegenüber dem Nativzustand verringert.

4. In keinem Fall waren diese Veränderungen der Mediane und der IQR's jedoch als signifikant zu werten.

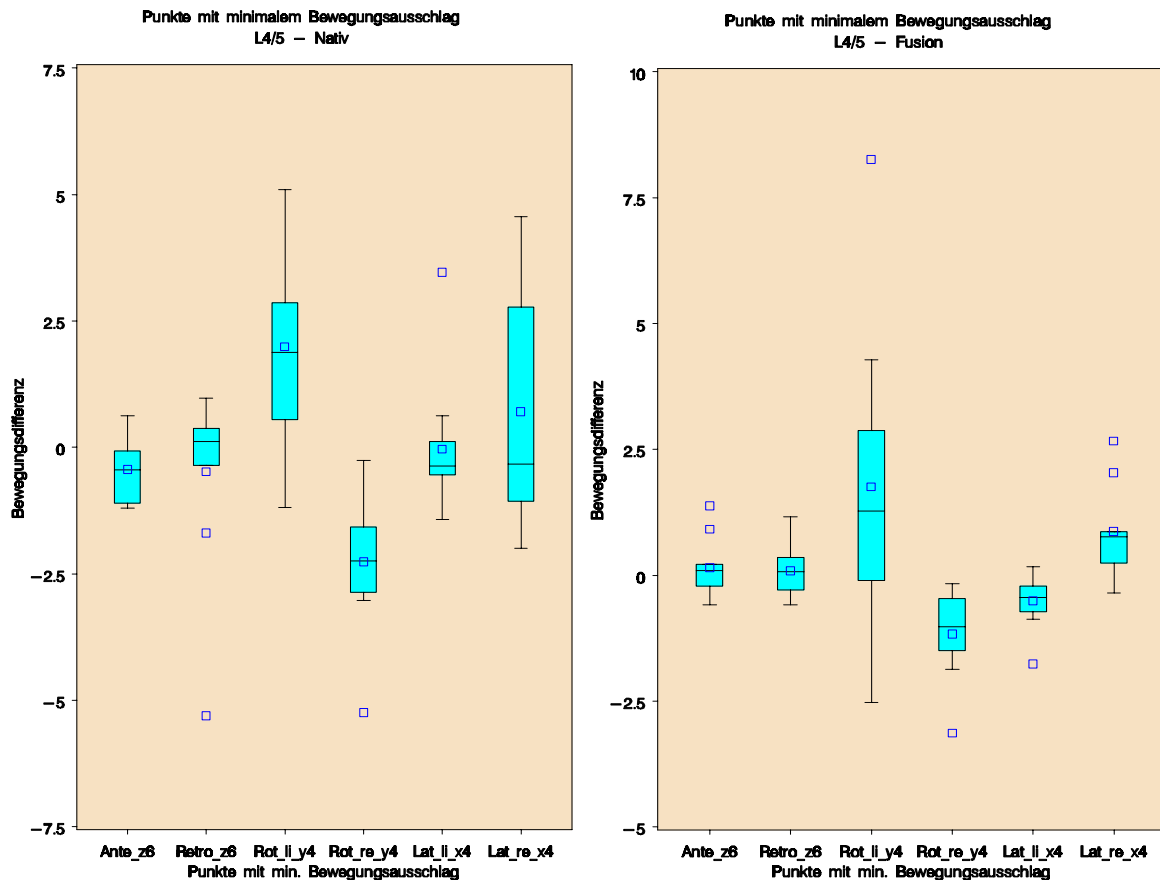


Abb.30: Vergleichende graphische Darstellung der Punkte mit dem kleinsten Bewegungsausschlag im Segment LWK4/5 vor und nach Fusion dieses Segmentes in Boxplots.

Segment LWK3/4 - kraniales Anschlusssegment

Von besonderem Interesse war im Kontext dieser Studie das Segment LWK3/4. Dieses Bewegungssegment wird bei Fusion im Segment LWK4/5, wie sie im Rahmen dieser Untersuchung durchgeführt wurde, als kraniales Anschlusssegment bezeichnet. Ziel war es, die Auswirkungen einer deutlichen Reduktion der Bewegung im Segment LWK4/5 durch Fusion auf die Bewegungsausschläge im Anschlusssegment explorativ zu untersuchen.

Zu diesem Zwecke wurden analog zum Segment LWK4/5 die Ortskoordinaten mit dem größten zu erwartenden Bewegungsmaß untersucht. Diese waren wie im Segment LWK4/5 die Ortskoordinaten y6 für die Sagittalflexion, z4 für die Lateralflexion und x4 für die Rotation.

Analog zum Segment LWK4/5 gilt auch im Segment LWK3/4 bei der Lateralflexion, dass bei Überwiegen der Kippbewegung der Median der zurückgelegten Wegstrecke in der Ortskoordinate y4 gegenüber z4 erhöht ist, wohingegen bei einem Überwiegen der Translationsbewegung z4 einen höheren Wert aufweisen sollte.

Die folgende Tabelle 17 gibt Mediane und IQR in Abhängigkeit von Bewegungsrichtung und Zustand sowie die p-Werte zur Signifikanzbestimmung wieder.

Bewegung im Segment LWK3/4	Nativzustand		Zustand nach Fusion		p-Wert (Signed Rang Test)
	Median	IQR	Median	IQR	
Anteflexion (Ortskoordinate y6)	-2.2433333	4.7266667	-0.5666667	3.0000000	0,2324
Retroflexion (Ortskoordinate y6)	3.4283333	1.5100000	0.0733333	1.6933333	0,0020
Lateralflexion nach links (Ortskoordinate z4)	-1.8850000	1.5466667	-3.5000000	2.6266667	0,0020
Lateralflexion nach rechts (Ortskoordinate z4)	1.2150000	1.5666667	2.9500000	1.5433333	0,0020
Rotation nach links (Ortskoordinate x4)	2.7500000	0.6366667	2.7950000	0.7666667	0,4922
Rotation nach rechts (Ortskoordinate x4)	-0.6816667	2.0900000	-1.8283333	1.6800000	0,0020

Tabelle 17: Vergleichende Darstellung der Mediane und IQR's der Ortskoordinaten mit dem maximalen Bewegungsausschlag im Segment LWK3/4 in den Zuständen Nativ und Fusion sowie der p-Werte zur Signifikanzbestimmung.

Die Bewegungsanalyse des Anschlusssegmentes ergab im Nativzustand folgende Ergebnisse:

1. Die Mediane des Bewegungsausschlages zeigten Werte zwischen -2,243 und 3,428 bei IQR's von 0,637 bis 4,727.
2. In diesem Segment zeigten nicht alle Werte die infolge der Bewegungsrichtung erwartete Veränderung.
3. Bei der Sagittalflexion tauschten die Ortskoordinaten im Gegensatz zu Segment LWK4/5 die Vorzeichen und somit die Richtung ihrer Bewegung im Koordinatensystem. Dies bedeutet, dass im Segment LWK3/4 in vorliegendem Versuchsaufbau die Bewegung zwischen den beiden Wirbeln einen anderen Ablauf gehabt haben muss, als im Segment LWK4/5.
4. In der Lateralflexion und Rotation zeigen alle Werte das erwartete Verhalten.
5. Im Gegensatz zum Segment LWK4/5 zeigte bei der Lateralflexion die Ortskoordinate z4 einen höheren Median des Bewegungsausmaßes an als die Ortskoordinate y4. Bei Lateralflexion im Segment LWK3/4 muss also die Translations- der Kippbewegung überwogen haben.
6. Die Mediane zweier gegenläufiger Bewegungen zeigen auch ein entsprechend gegenläufiges Verhalten, wie bereits im Segment LWK4/5 beobachtet.

Der Vergleich der Bewegung des Segmentes LWK3/4 im Nativzustand mit dem Zustand nach Fusion erbringt folgende Ergebnisse:

1. Die Fusion des Bewegungssegmentes LWK4/5 verändert auch die Bewegung im Anschlusssegment LWK3/4.
2. Die Bewegungsrichtungen der einzelnen Ortskoordinaten, erkennbar an den Vorzeichen der Mediane der Bewegungswerte, verändern sich durch die Fusion nicht.
3. Bei der Sagittalflexion ist eine deutliche Verringerung der Mediane der Bewegungsausmaße infolge der Fusion zu verzeichnen. Bei der Retroflexion kann diese Verringerung des Medians infolge eines p-Wertes $< 0,01$ als signifikant betrachtet werden.
4. Bei der Lateralflexion zeigen sich deutliche Erhöhungen der Mediane der Bewegungsausmaße um bis zu mehr als 50%. Die Veränderungen beider Lateralflexionen kann mit p-Werten $< 0,01$ als sehr signifikant gewertet werden.
5. Während sich der Median des Bewegungsausmaßes bei der Rotation nach links nur gering erhöht, verdreifacht sich sein Wert infolge der Fusion bei der Rotation nach rechts. Diese deutliche Erhöhung ist ebenfalls als sehr signifikant anzusehen.
6. Die IQR's erreichen Werte von 0,767 bis 3,0. Bei drei der Bewegungen steigt die IQR als Maß für die Streuung der Einzelwerte, bei den anderen 3 Bewegungen sinkt sie gegenüber dem Nativzustand. Ein deutlicher Trend kann hier also nicht festgestellt werden.
7. Insgesamt ist festzuhalten, dass sich die Veränderungen im Anschlusssegment weniger homogen und nach Fusion mit einer größeren Streuung als im Segment LWK4/5 präsentieren.

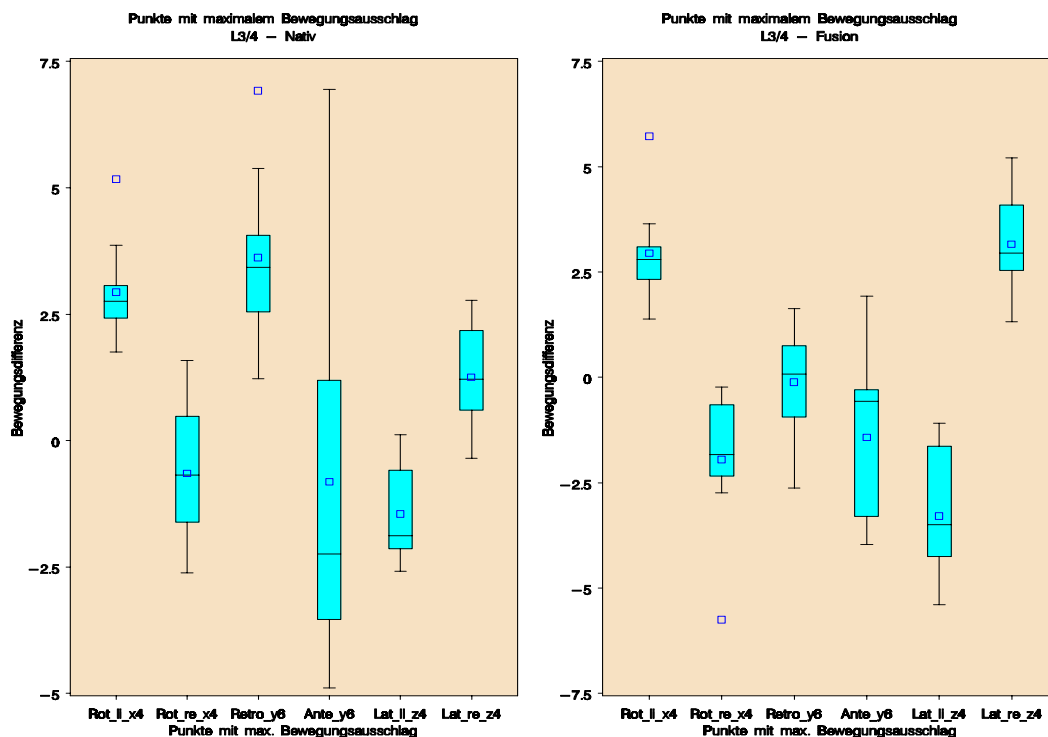


Abb.31: Vergleichende graphische Darstellung der Ergebnisse der Bewegungsanalyse der Ortskoordinaten mit dem höchsten Bewegungsausschlag im Anschlusssegment LWK3/4 vor und nach Fusion des Segmentes LWK4/5 in Boxplots.

Die Betrachtung der Ortskoordinaten mit dem geringsten Bewegungsausschlag als Zeichen der jeweils bei einer Bewegung „ruhenden Achse“ erfolgte analog zum Bewegungssegment LWK4/5. Die Ergebnisse der Analyse finden sich in folgender Tabelle 18.

Bewegung im Segment LWK3/4	Nativzustand		Zustand nach Fusion		p-Wert (Signed Rang Test)
	Median	IQR	Median	IQR	
Anteflexion (Ortskoordinate z6)	0.0583333	0.8200000	0.2783333	0.6166667	0,3750
Retroflexion (Ortskoordinate z6)	-0.2283333	0.6433333	-0.0650000	0.7366667	1,0000
Lateralflexion nach links (Ortskoordinate x4)	-0.3966667	0.7433333	-0.2833333	1.4000000	0,8457
Lateralflexion nach rechts (Ortskoordinate x4)	1.6300000	0.9766667	1.0183333	0.8333333	0,0273
Rotation nach links (Ortskoordinate y4)	-1.0850000	0.6333333	-1.4400000	1.3416667	0,9219
Rotation nach rechts (Ortskoordinate y4)	2.3283333	1.4100000	1.3683333	1.4133333	0,3750

Tabelle 18: Darstellung der Mediane und Interquartilranges (IQR) der einzelnen Ortskoordinaten mit dem erwarteten geringsten Bewegungsausschlag im Bewegungssegment LWK3/4 im Nativzustand und nach Fusion des Segmentes LWK4/5 sowie des p-Wertes zur Beurteilung der Signifikanz der Unterschiede zwischen den Zuständen.

Als Ergebnisse der Betrachtung der „ruhenden Achsen im Anschlusssegment LWK3/4 lässt sich folgendes festhalten:

1. Die Mediane des Bewegungsausmaßes der „ruhenden Achse“ zeigen im Nativzustand Werte zwischen 0,0583 und 2,3283. Die höchsten Werte finden sich jeweils bei der Lateralflexion und der Rotation nach rechts. Die IQR's präsentieren sich mit Werten zwischen 0,633 und 1,410.
2. Im Segment LWK3/4 sind anders als im Segment LWK4/5 die untersuchten Werte nicht immer die Werte mit dem geringsten Bewegungsausschlag. Bei der Lateralflexion und der Rotation nach rechts liegen die hier untersuchten Ortskoordinaten x4 und y4 deutlich über den Ortskoordinaten y4 für die Lateralflexion und z4 für die Rotation nach rechts. Dies lässt darauf schließen, dass bereits im Nativzustand in diesem Versuchsaufbau Änderungen des Bewegungsablaufes gegenüber dem Segment LWK4/5 vorliegen.
3. Auch bei der Lateralflexion nach links ist der Median des Bewegungsausmaßes der untersuchten Ortskoordinate x4 im Nativzustand etwas größer als der Median der Ortskoordinate y4. Im Zustand nach Fusion war dieses Verhältnis hingegen deutlich umgekehrt.
4. Bei 4 der 6 Bewegungsrichtungen, davon bei beiden Lateralflexionen sank der Wert der Mediane des Bewegungsausmaßes im Segment LWK3/4 nach Fusion des Segmentes LWK4/5. Bei eben diesen 4 Bewegungsrichtungen stieg der IQR als Ausdruck der Streuung im Zustand der Fusion hingegen an.

5. Genannte Veränderungen zwischen den beiden Zuständen waren jedoch nur in einem Fall, bei der Lateralflexion nach rechts als signifikant zu werten.

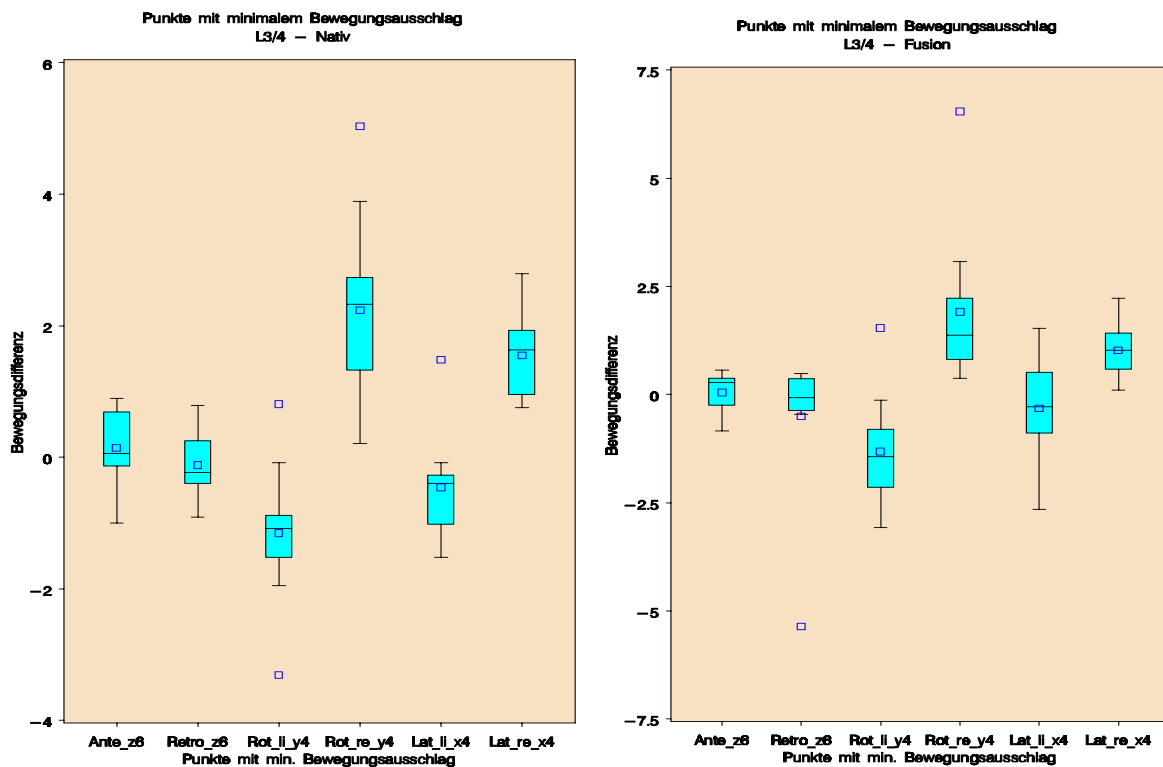


Abb.32: Vergleichende graphische Darstellung der Punkte mit dem kleinsten Bewegungsausschlag im Anschlusssegment LWK3/4 vor und nach Fusion des Segmentes LWK4/5 in Boxplots.

5.2.3. Druckmessung mit den FUJI-Druckmessfolien®

Bereits in den Vorversuchen zeigte sich, dass die FUJI-Druckmessfolien®, als etabliertes System in der wissenschaftlichen Druckmessung, im hier verwendeten Versuchsaufbau, bzw. an den Facettengelenken der Lendenwirbelsäule nur eingeschränkt verwendbar waren. Eine Schwierigkeit in der Verwendung des FUJI-Systems® lag darin, dass die Folien in feuchtem Milieu, wie dies bei frischen Lendenwirbelsäulenpräparaten vorliegt ihre Funktion einbüßen. Um eine gewisse Feuchtigkeitsbeständigkeit zu erreichen, wurde jeweils ein Folienpaar (A- und C-Film) mit Klarsichtfolie umwickelt.

Als zweites Problem erwies sich die Foliendicke. Es zeigte sich, dass eine Druckmessfolie mit einer Dicke von 0,2mm für die geringe Gelenkspaltbreite und die gekrümmten Gelenkflächen sehr ungünstig ist. Bereits beim Einführen der Folien in den Gelenkspalt war in einigen Fällen bereits eine Druckentwicklung ablesbar. Durch die zusätzliche Feuchtigkeitsabdichtung mittels Klarsichtfolien erhöht sich die Dicke des Druckmesssystems weiter und es ist davon auszugehen, dass hierdurch das Gelenkspiel in den Facettengelenken gestört wird, was eine Verfälschung der Messergebnisse zur Folge hat.

Aufgrund des mechanisch-chemischen Messprinzipes der FUJI-Druckmessfolien® ergibt sich, dass für jede Einzelmessung die Verwendung einer neuen Folie erforderlich ist. Dies

kann zu Abweichungen der Positionierung der Folie im Gelenkspalt und damit zu weiteren Messungenauigkeiten führen.

Da das FUJI-Druckmeßsystem® jedoch ein bisher häufig verwendetes und etabliertes Messsystem ist, wurden trotz der eingeschränkten Verwendbarkeit der Ergebnisse sämtliche Druckmessungen parallel mit den FUJI-Druckmessfolien® und den TEKSCAN-Druckmessfolien® durchgeführt.

In Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung ergaben sich im Nativzustand bei einer Raumtemperatur von 20°C, einer angenommenen Luftfeuchtigkeit von 60% und einer durchschnittlichen Versuchsdauer unter 5 Sekunden folgende absolute maximale Druckwerte in den Gelenken der Bewegungssegmente LWK3/4 und 4/5.

Bewegung	Bewegungssegment LWK4/5		Bewegungssegment LWK 3/4	
	Farbintensität	Druck (in MPa)	Farbintensität	Druck (in MPa)
Anteflexion	0,1	10,0	0,2	12,0
Retroflexion	0,3	16,0	0,4	19,0
Lateralflexion nach links	0,7	31,0	0,5	23,5
Lateralflexion nach rechts	0,1	10,0	0,2	12,0
Rotation nach links	0,1	10,0	0,1	10,0
Rotation nach rechts	0,8	35,5	0,8	35,5

Tabelle 19: Durchschnittliche Druckwerte in MPa im jeweils linken Facettengelenk der Bewegungssegmente LWK4/5 und 3/4 im Nativzustand in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung.

Im Zustand nach Fusion des Segmentes LWK4/5 wurden in diesem Segment bei allen Bewegungen Farbintensitäten von 0,2 und somit durchschnittliche Druckwerte von 13MPa ermittelt. Im Anschlusssegment veränderten sich die durchschnittlichen Druckwerte durch die Fusion nicht.

Die Messung der Facettengelenksdrucke mittels der FUJI-Druckmessfolien® ließ somit folgende Aussagen zu:

Die FUJI-Druckmessung® ergab vergleichbare Ergebnisse bezüglich der Tendenz der Druckentwicklung bei verschiedenen Bewegungsabläufen in den Facettengelenken der Lendenwirbelsäule.

5.2.4. Druckmessung mit den TEKSCAN-Druckmessfolien®

Segment LWK4/5

Zunächst sollte untersucht werden, wie sich die Drucke in den Facettengelenken des Segmentes LWK4/5 in Abhängigkeit von der Bewegung im Nativzustand verhalten und inwiefern sich die Druckverhältnisse infolge einer Fusion dieses Segmentes verändern.

Hierzu wurden analog zur Bewegungsmessung jeweils die Differenzen zwischen dem Facettengelenksdruck in Neutralstellung und der maximalen bzw. minimalen Druckentwicklung am Ende einer Bewegung gebildet. Auch hier war die Maximalauslenkung über die Wegstrecke von 3cm für die Flexionsbewegungen bzw. 30° für die Rotation definiert. Die folgenden Tabellen 20 und 21 stellen die Mediane der Druckdifferenzen im Nativzustand und im Zustand nach Fusion sowie die Interquartilranges als Maß der interindividuellen Streuung dar. Die angegebenen Werte sind Relativwerte ohne Einheit. Ein positiver Zahlenwert zeigt einen Druckanstieg, ein negativer Zahlenwert einen Druckabfall an.

Bewegung	Nativ		Fusion		p-Wert
	Median	IQR	Median	IQR	
Anteflexion	-15,67	18,00	-8,17	11,67	0,3910
Retroflexion	31,33	53,66	12,50	5,67	0,0840
Lateralflexion nach links	136,17	132,00	34,33	52,33	0,0371
Lateralflexion nach rechts	-10,50	4,67	-5,00	5,67	0,3750
Rotation nach links	-37,17	84,00	-6,83	7,67	0,0020
Rotation nach rechts	211,17	7,33	32,67	199,67	0,0371

Tabelle 20: Darstellung der Mediane und IQR's der Druckdifferenzen im Nativzustand und nach Fusion im linken Facettengelenk des Segmentes LWK4/5 bei den einzelnen Bewegungsrichtungen.

Bewegung	Nativ		Fusion		p-Wert
	Median	IQR	Median	IQR	
Anteflexion	-8,67	39,67	-8,67	5,33	0,6950
Retroflexion	24,67	76,00	16,00	12,33	0,0195
Lateralflexion nach links	-15,50	15,00	-6,83	3,66	0,1602
Lateralflexion nach rechts	139,00	102,00	31,00	161,33	0,1934
Rotation nach links	207,33	50,67	186,50	155,00	0,8457
Rotation nach rechts	-21,50	9,33	-5,67	6,00	0,0020

Tabelle 21: Darstellung der Mediane und IQR's der Druckdifferenzen im Nativzustand und nach Fusion im rechten Facettengelenk des Segmentes LWK4/5 bei den einzelnen Bewegungsrichtungen.

Zur Druckentwicklung im Nativzustand lassen sich für die Facettengelenke des Segmentes LWK4/5 folgende Ergebnisse festhalten:

1. Die Mediane der Druckdifferenzen zeigen im linken Facettengelenk Druckabfälle im Bewegungsverlauf bis zu 37,17 und Druckanstiege bis 211,17 an, im rechten Facettengelenk finden sich Druckabfälle bis 21,50 und Anstiege bis 207,50.

2. Erwartungsgemäß verhalten sich die Druckverläufe in beiden Facettengelenken bei den jeweils entgegen gesetzten Bewegungsrichtungen in einer Ebene gegensätzlich, beispielsweise zeigen beide Gelenke einen Druckabfall bei Ante- und einen Druckanstieg bei Retroflexion.
3. Ebenfalls erwartungsgemäß zeigen beide Facettengelenke bei der Lateralflexion und bei der Rotation ein spiegelbildliches Druckverhalten.
4. Die stärksten Druckanstiege und -abfälle treten in beiden Gelenken bei der Rotation auf.
5. Betrachtet man die Interquartilranges fällt auf, dass bei allen Bewegungen die Streubreite sehr hoch ist. Die im Verhältnis zur Druckdifferenz geringsten Streubreiten zeigen im Segment LWK4/5 die Rotationsbewegungen bei denen starke Druckanstiege zu verzeichnen waren (IQR = 7,33 bei einem Median der Druckdifferenz von 211,17 im linken Facettengelenk bei Rotation nach rechts). Verhältnismäßig hohe IQR's finden sich bei den Sagittalflexionen (IQR = 76,00 bei einem Median der Druckdifferenz von 24,67 im rechten Facettengelenk bei Retroflexion).

Vergleicht man nun die Druckentwicklung in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung im Nativzustand und im Zustand nach Fusion lassen sich folgende Aussagen treffen:

1. Im linken Facettengelenk war bei 6 von 6 untersuchten Bewegungsrichtungen, im rechten Facettengelenk bei 5 von 6 Bewegungsrichtungen ein verschieden hoher Abfall der Mediane der Druckdifferenzen im Zustand nach Fusion gegenüber dem Nativzustand zu verzeichnen. Bei der Anteflexion war der Median vor und nach Fusion im rechten Facettengelenk identisch.
2. Der Druckverlauf in einem Facettengelenk bei einer Bewegungsrichtung im Sinne von Druckabfall oder -anstieg wurde durch die Fusion nicht verändert.
3. Bei 8 der 12 Mediane der Druckdifferenzen war ein Absinken um mehr als 50% im Zustand der Fusion zu verzeichnen.
4. Die größten Unterschiede zwischen den beiden Zuständen zeigten sich im linken Facettengelenk bei der Rotation nach rechts und im rechten Facettengelenk bei der Lateralflexion nach rechts.
5. Bei der Betrachtung der IQR's vor und nach Fusion zeigte sich ein inhomogenes Bild, in einigen Fällen war eine Verkleinerung, in anderen Fällen eine deutliche Vergrößerung der IQR's zu beobachten. Die IQR's im Zustand der Fusion bewegten sich zwischen 3,66 und 199,67.
6. Bezüglich der Aussagekraft des Vergleiches der beiden Zustände ist festzuhalten, dass in 5 der 12 untersuchten Druckverläufe eine Signifikanz bei einem p-Wert $< 0,05$ vorlag. Dies waren im linken Facettengelenk die Retroflexion und beide Rotationsbewegungen, im rechten Facettengelenk ebenfalls die Retroflexion und die Rotation nach rechts.

Die Abbildungen 33-35 zeigen exemplarisch die Boxplots der Druckverläufe des linken Facettengelenkes in Abhängigkeit vom Zustand.

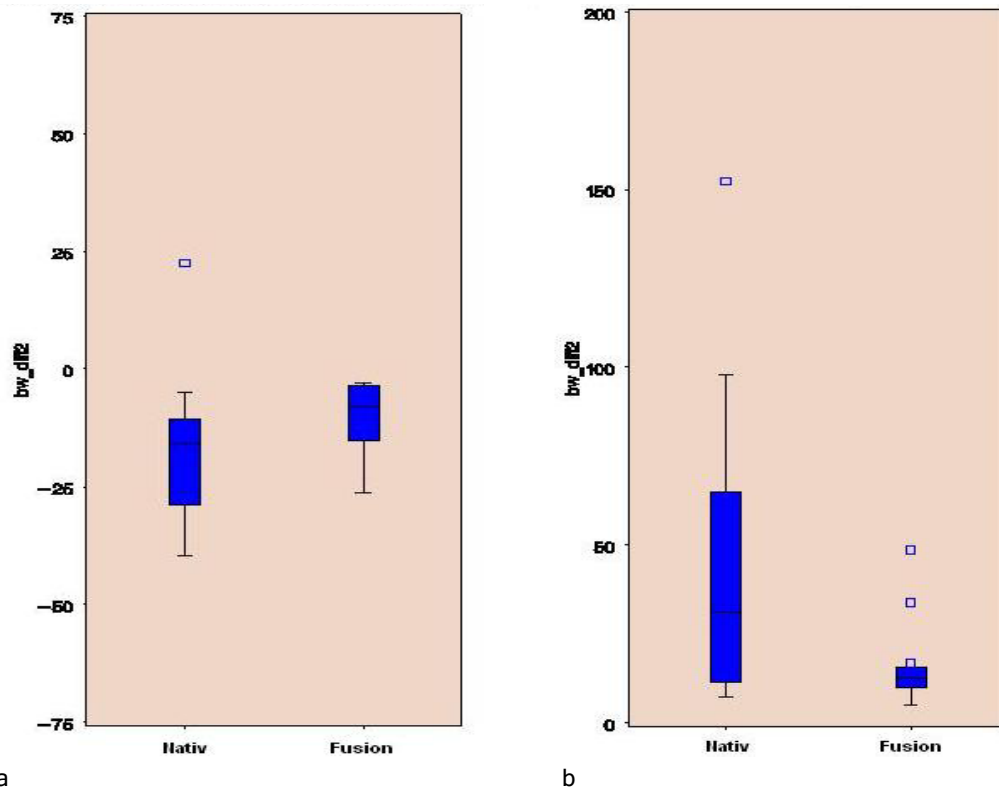


Abb.33: Vergleichende Darstellung der Druckentwicklung in Abhängigkeit von der Variable Zustand im linken Facettengelenk des Segmentes LWK4/5 im Nativzustand und nach Fusion bei der Sagittalflexion in Boxplots. a) Anteflexion, b) Retroflexion

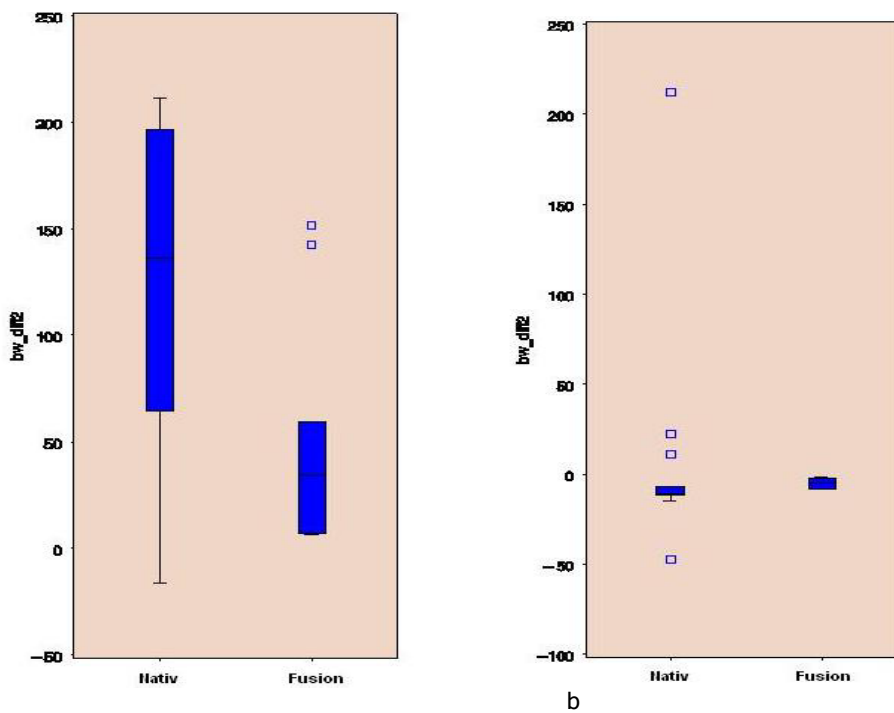


Abb.34: Vergleichende Darstellung der Druckentwicklung in Abhängigkeit von der Variable Zustand im linken Facettengelenk des Segmentes LWK4/5 bei der Lateralflexion im Nativzustand und nach Fusion in Boxplots. a) Lateralflexion nach links, b) Lateralflexion nach rechts

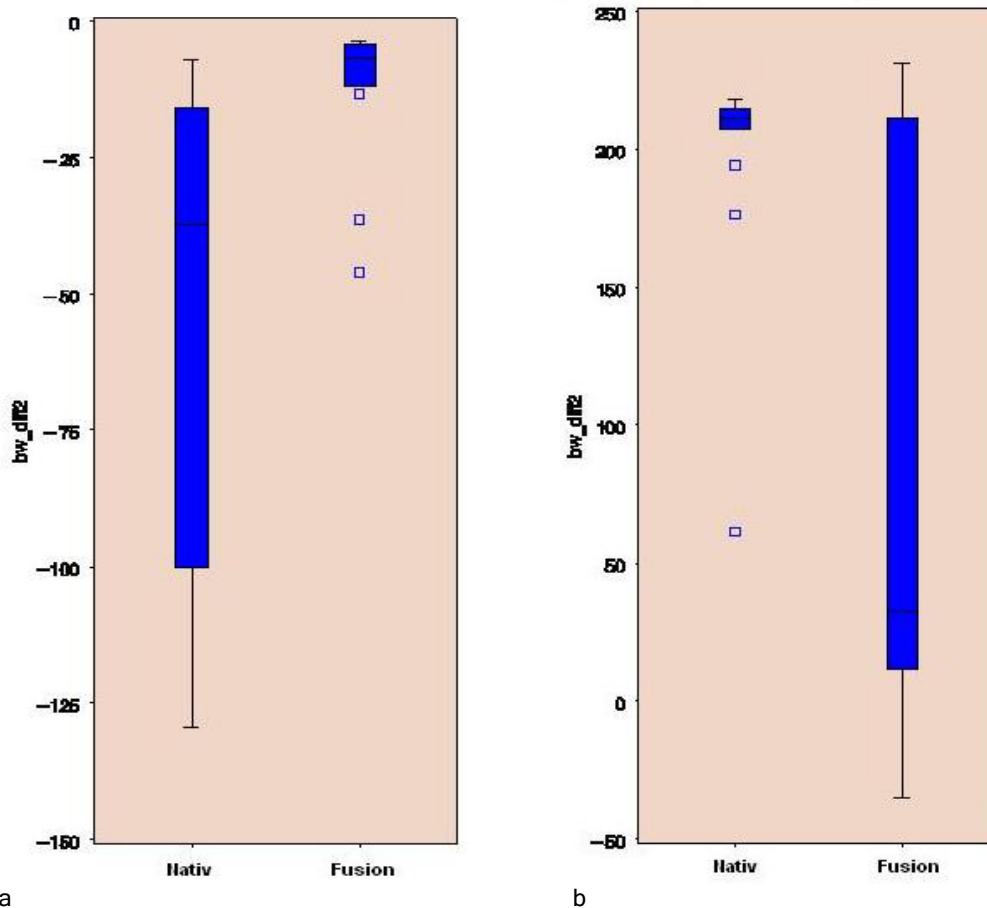


Abb.35: Vergleichende Darstellung der Druckentwicklung in Abhängigkeit von der Variable Zustand im linken Facettengelenk des Segmentes LWK4/5 im Nativzustand und nach Fusion bei der Rotation. a) Rotation nach links, b) Rotation nach rechts

Segment LWK3/4

Bei der Betrachtung der Druckentwicklung in den Facettengelenken des Segmentes LWK3/4 war von besonderem Interesse, inwiefern sich eine Fusion des Segmentes LWK4/5 auf die Druckentwicklung in diesem kranialen Anschlusssegment auswirkt.

Die folgenden Tabellen 22 und 23 zeigen die Mediane der Druckdifferenzen und die Interquartilranges, als Ausdruck der Streubreite, für den Nativzustand und den Zustand nach Fusion des Segmentes LWK4/5 sowie den p-Wert als Parameter der Signifikanz des Vergleiches der beiden Zustände.

Bewegung	Nativ		Fusion		p-Wert
	Median	IQR	Median	IQR	
Anteflexion	-9,33	10,67	-10,33	10,67	0,6250
Retroflexion	15,67	14,00	15,00	52,67	0,7340
Lateralflexion nach links	194,17	72,67	195,50	80,00	0,6250
Lateralflexion nach rechts	-10,00	9,33	-6,00	6,33	0,8398
Rotation nach links	-27,00	57,67	-33,17	78,00	0,9219
Rotation nach rechts	214,83	13,33	202,67	46,33	0,3223

Tabelle 22: Darstellung der Mediane der Druckdifferenzen im linken Facettengelenk des Segmentes LWK3/4 in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung im Nativzustand und im Zustand nach Fusion des Segmentes LWK4/5.

Bewegung	Nativ		Fusion		p-Wert
	Median	IQR	Median	IQR	
Anteflexion	-17,17	16,33	-19,00	11,00	0,8270
Retroflexion	54,67	91,00	21,50	40,33	0,1600
Lateralflexion nach links	-14,67	16,33	-15,17	37,00	0,0898
Lateralflexion nach rechts	207,50	187,33	183,33	78,67	0,6953
Rotation nach links	206,00	30,33	217,33	10,67	0,0371
Rotation nach rechts	-25,67	21,67	-22,83	35,33	0,5762

Tabelle 23: Darstellung der Mediane der Druckdifferenzen im rechten Facettengelenk des Segmentes LWK3/4 in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung im Nativzustand und im Zustand nach Fusion des Segmentes LWK4/5.

Zur Analyse der Druckverläufe der Facettengelenke des Segmentes LWK3/4 im Nativzustand lassen sich folgende Ergebnisse festhalten:

1. Wie bereits im Segment LWK4/5 beobachtet, sind bei gegenläufigen Bewegungen in einer Ebene auch entgegen gesetzte Druckverläufe zu beobachten. Ebenso finden sich auch hier bei den Rotationen und Lateralflexionen im rechten und linken Facettengelenk spiegelbildliche Druckverhältnisse.
2. Die Höhe der Relativwerte der Mediane der Druckdifferenzen ist denen im Segment LWK4/5 ähnlich, auch hier im Segment LWK3/4 zeigt sich im linken Gelenk die höchste Druckdifferenz bei der Rotation nach rechts.
3. Im Gegensatz zum Segment LWK4/5 weisen die Facettengelenke bei Lateralflexion deutlich höhere Mediane der Druckdifferenzen auf, im rechten Facettengelenk liegt dieser für die Lateralflexion nach rechts höher als der Median der Rotation nach links.

4. Betrachtet man die IQR's als Maß der Streubreite zeigen sich im Segment LWK3/4 ähnlich hohe Werte wie im Segment LWK4/5. Auch hier finden sich die im Verhältnis zum Betrag der Druckdifferenz höchsten Werte bei der Ante- und Retroflexion, die im Verhältnis niedrigsten IQR's liegen erneut bei den Rotationsbewegungen vor.

Bei einem Vergleich der Druckverhältnisse der Facettengelenke des Segmentes LWK3/4 des Nativzustandes mit dem Zustand nach Fusion des kaudalen Segmentes LWK4/5 lassen sich folgende Feststellungen treffen:

1. Eine klare Tendenz der Druckverhältnisse in den Facettengelenken des kranialen Anschlusssegmentes im Sinne einer deutlichen und regelhaften Erhöhung oder Erniedrigung der Mediane der Druckdifferenzen infolge der Fusion war nicht festzustellen.
2. In beiden Gelenken war eine minimale Erhöhung der Mediane bei der Anteflexion, der Lateralflexion nach links und bei der Rotation nach links festzustellen. Der Betrag dieser Erhöhung lag zwischen 0,5 und 11,33 Druckeinheiten. Eine Signifikanz dieser Erhöhung im Sinne eines p-Wertes $< 0,05$ lag jedoch nur bei der Rotation nach links im rechten Facettengelenk vor.
3. Bei den übrigen untersuchten Bewegungsrichtungen fanden sich in beiden Gelenken gering oder stärker erniedrigte Mediane der Druckdifferenzen.
4. Die Streubreite, ausgedrückt in den IQR's zeigte sich, ähnlich wie schon im Segment LWK4/5 beobachtet, in beiden Zuständen sehr inhomogen, meist mit hohen Werten. Eine klare Tendenz der Veränderung der IQR's infolge der Fusion ist nicht erkennbar. Wie bereits in den Nativzuständen beobachtet, zeigt sich auch im Zustand der Fusion bei der Rotation nach links im rechten Gelenk und bei der Rotation nach rechts im linken Gelenk die im Verhältnis zum Median der Druckdifferenz geringste Streuung der Messwerte.
5. Zu beachten ist im Segment LWK3/4 im Gegensatz zum Segment LWK4/5 ein deutlich verringertes Signifikanzniveau. Nur bei 1 von 12 durchgeführten Vergleichen ergab sich ein p-Wert $< 0,05$ nach dem Signed-Rank-Test.

Die folgenden Abbildungen 36-38 zeigen exemplarisch die Druckentwicklung im linken Facettengelenk des Segmentes LWK3/4 vor und nach Fusion des Segmentes LWK4/5 bei den einzelnen Bewegungsrichtungen vergleichend in Boxplots.

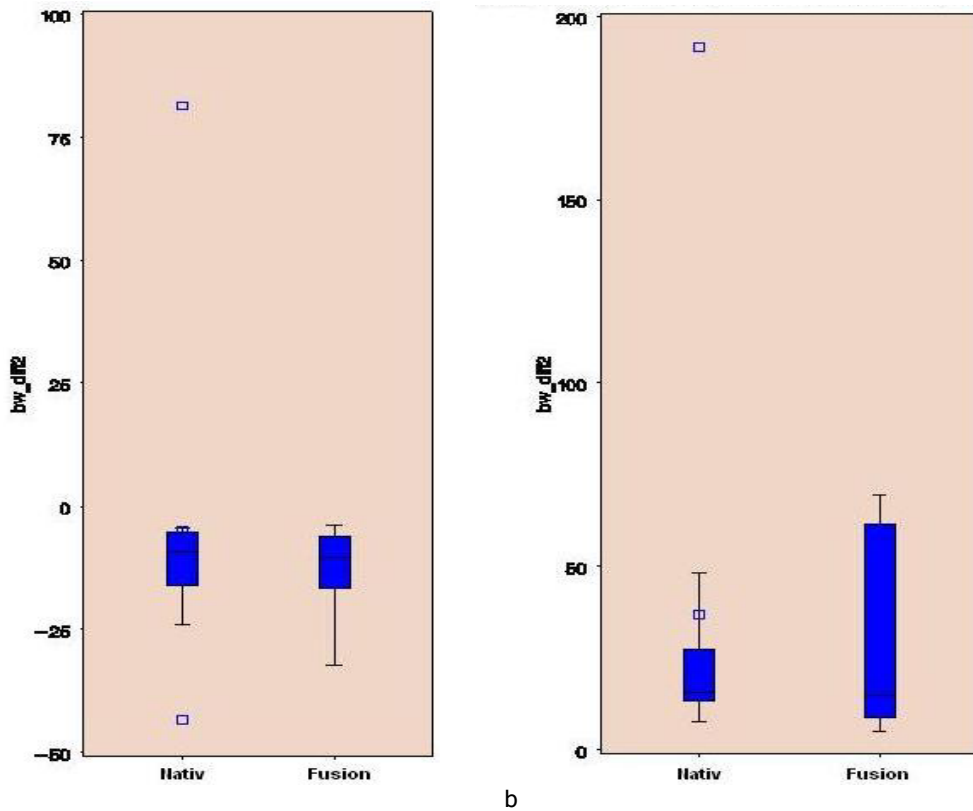


Abb.36: Vergleichende Darstellung der Druckverhältnisse im linken Facettengelenk des Segmentes LWK3/4 vor und nach Fusion der Segmentes LWK4/5 in Sagittalflexion. a) Anteflexion, b) Retroflexion

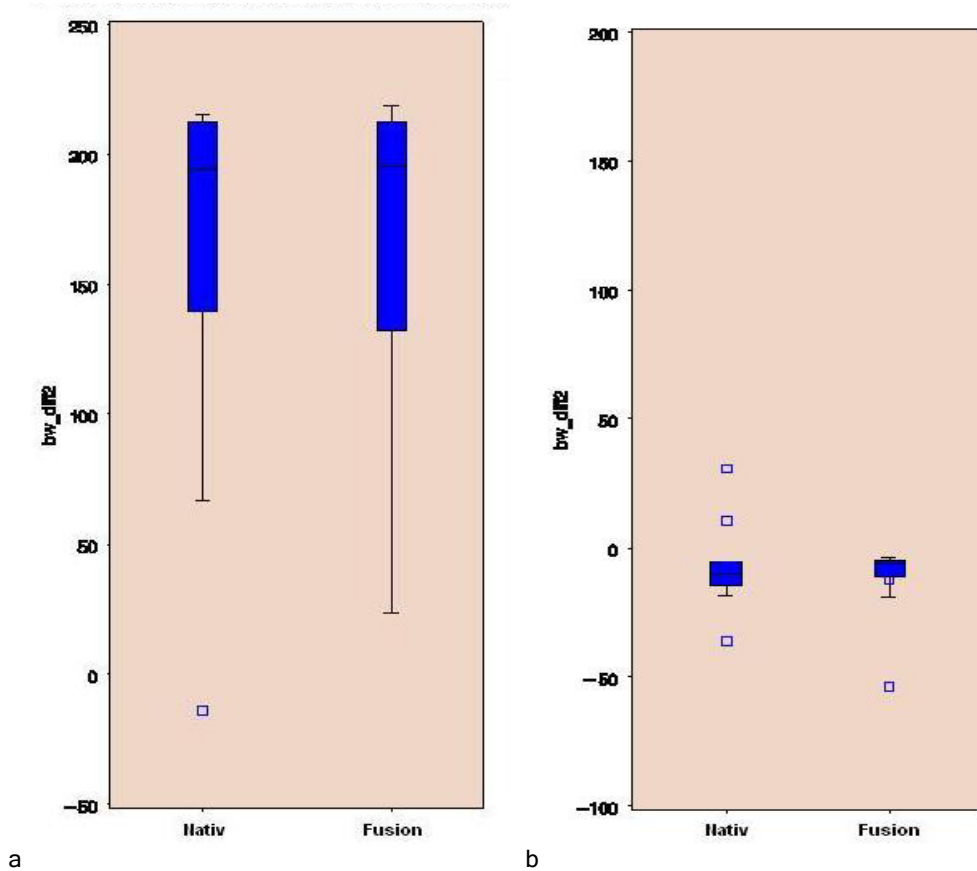


Abb.37: Vergleichende Darstellung der Druckverhältnisse in Abhängigkeit von der Variable Zustand im linken Facettengelenk des Segmentes LWK3/4 vor und nach Fusion der Segmentes LWK4/5 in Lateralflexion. a) Lateralflexion nach links, b) Lateralflexion nach rechts

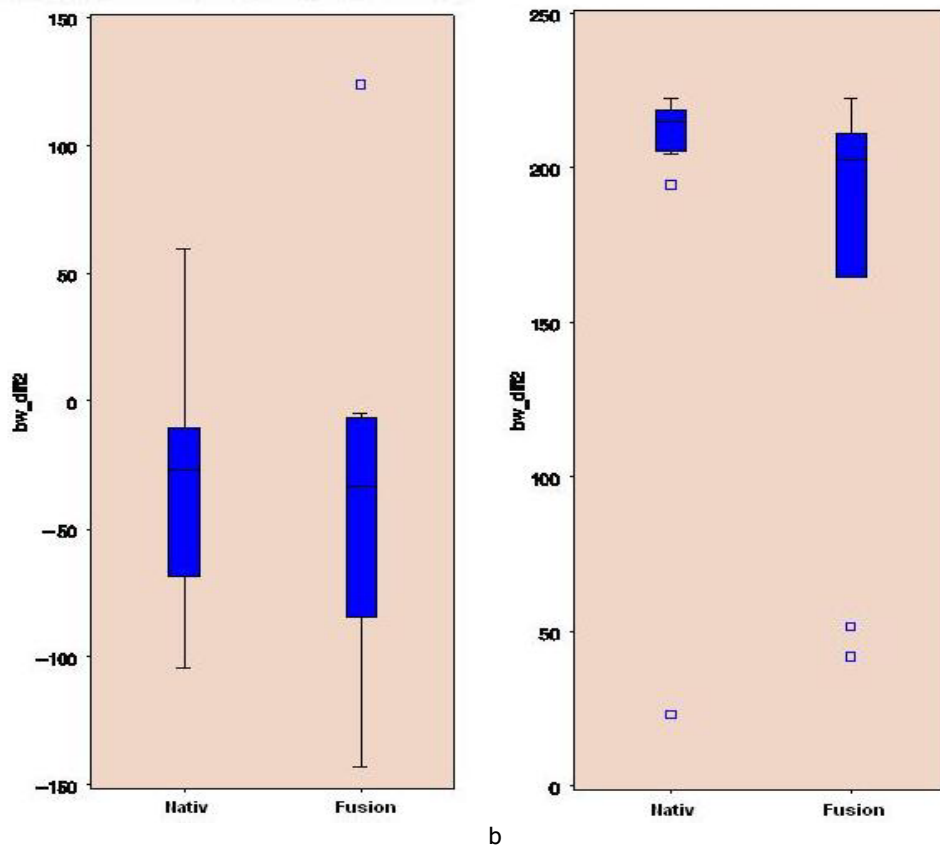


Abb.38: Vergleichende Darstellung der Druckverhältnisse in Abhängigkeit von der Variable Zustand im linken Facettengelenk des Segmentes LWK3/4 vor und nach Fusion der Segmentes LWK4/5 in Rotation. a) Rotation nach links, b) Rotation nach rechts

6. Diskussion der biomechanischen Untersuchungen

Bislang existieren kaum Studien zu den biomechanischen Grundlagen und Auswirkungen wirbelsäulenchirurgischer Eingriffe, wie der Fusion oder der Zwischenwirbelendoprothese.

Eine Basis für solche Studien soll der biomechanische Teil der vorliegenden Untersuchung darstellen, welcher zum Ziel hatte, die biomechanischen Eigenschaften der Lendenwirbelsäule in Bewegungsablauf und Druckentwicklung der Facettengelenke darzustellen und die Auswirkungen der Fusion auf diese Parameter zu erfassen. Hierbei wurde darauf geachtet, dass im vorliegenden Versuchsaufbau vergleichende Untersuchungen mit verschiedenen Operationsmethoden durchgeführt werden können.

6.1. Versuchsaufbau und Vorversuche

In der vorliegenden Studie wurden die Ergebnisse von 10 untersuchten Präparaten verglichen. Dies entspricht den derzeit anerkannten Standards bei Untersuchungen an Wirbelsäulenpräparaten. (Dunlop 1984, Glazer 1997, Rathonyi 1998, Pitzen 1999, Xiao 2003, Schmoelz 2003, Phillips 2004, Harris 2004, Eichholz 2004, Wiseman 2005)

Der Versuchsablauf mit den Zeiten zwischen Exitus letalis und Entnahme der Präparate, dem Vorgehen beim Einfrieren und Auftauen sowie die Lagerung der Präparate, die Fixierung, die Präparation, die Mehrfachnutzung und auch die Versuchsdauer ist mit dem Design der anderen Untersuchungen vergleichbar und entspricht, soweit wissenschaftliche Daten hierzu existieren, auch den Empfehlungen einschlägiger Studien⁹.

Die Präparate wurden mittels eines eigens hierfür konstruierten Wirbelsäulen-simulators untersucht, welcher definierte Bewegungen in 6 Freiheitsgraden zuließ, wie dies von Panjabi gefordert wird (Panjabi 1984,1992). Auf die Anlage einer Vorlast von 2/3 des Körpergewichts, wie sie in einigen Studien vor allem mit einsegmentalem Versuchsaufbau verwendet wurde, wurde in diesem Fall verzichtet, da diese keinen Einfluss auf die Ergebnisse hat¹⁰. In anderen Studien (Wilke 1998) wird der Verzicht auf eine Vorlast zur allgemeinen Vergleichbarkeit und Standardisierung sogar gefordert.

Diese Bewegungen waren über den Weg und die Kraft der Auslenkung definiert. Aufgrund der manuellen Auslenkung war eine zeitliche Komponente im Bewegungs- und Druckverlauf nicht erfassbar. Somit konnten in der folgenden statistischen Analyse keine Bewegungs- und Druckverläufe, sondern lediglich die zurückgelegte Wegstrecke eines definierten Punktes im Raum und die Richtung der Bewegung, bzw. die Druckdifferenz zwischen dem Ausgangs- und dem Endzustand überprüft werden.

Trotzdem war eine Abschätzung des Bewegungs- bzw. Druckverlaufes in der graphischen Darstellung anhand der Kurvenverläufe deskriptiv möglich.

Durch das Fehlen der zeitlichen Komponente wird die Vergleichbarkeit mit anderen, im Untersuchungsaufbau und -ablauf ähnlichen Studien erschwert. In diesen Studien an Wirbelsäulenpräparaten oder im Finite-Element-Modell wurde die Auslenkung motorisch standardisiert durchgeführt und somit die Bewegung im zeitlichen Ablauf erfasst (Dunlop 1984, Panjabi 1994, Wilke 1994, 1997, 1997, Shiradzi-Adl 1994a, 1994b, Gilbertson 2000, Lange 2002, Cunningham 2003, Moumene 2005, Dooris 2005).

Zur Messung des Bewegungsablaufes zweier Wirbelkörper zueinander wurde das ultraschallgesteuerte System ZEBRIS® verwendet.

Dieses Messsystem wurde bereits in anderen vergleichbaren Studien angewendet und zeigte dort eine gute Anwendbarkeit und hohe Messgenauigkeit (Natalis 1999, Schmözl 2003, Ostermeier 2003).

In den eigenen Vorversuchen wurde ein Variationskoeffizient von 0,486% bei einer Streubreite von 0,44-0,49 ermittelt. Somit erscheint es im vorliegenden Versuchsaufbau als geeignetes und genaues Instrument zur Bewegungsmessung.

⁹ Geläufige Methoden zur Konservierung von Knochengewebe zur in-vitro-Testung mechanischer Parameter. Merkblatt des Labors für Biomechanik und Experimentelle Orthopädie der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München, o.J.

¹⁰ Prof. Dr. R. Putz, Anatomische Anstalt München 2002, persönliche Mitteilung

Zur Messung der auftretenden Drucke in den Facettengelenken kam zunächst das Druckmesssystem der Firma FUJI® zum Einsatz, eine genauere Betrachtung des Verlaufes der Druckentwicklung konnte unter Einsatz der elektronischen Druckmessung der Firma TEKSCAN® vorgenommen werden.

Zur Beantwortung der vorliegenden Fragestellungen erwies sich im Verlauf der Studie die Druckmessung mit den FUJI-Druckmessfolien® als weniger geeignet, obwohl sie in verschiedenen Studien bereits zur Druckmessung verwendet wurde (Dunlop 1984). Beim Spezialfall eines Facettengelenkes ergaben sich mehrere Probleme.

Eine Schwierigkeit in der Verwendung der FUJI-Druckmessfolien® lag darin, dass die Folien in feuchtem Milieu, wie dies bei frischen Lendenwirbelsäulenpräparaten vorliegt, ihre Funktion einbüßen. Daher war es erforderlich, die Folien mittels Klarsichtfolie zu umwickeln, um eine gewisse Feuchtigkeitsbeständigkeit zu erreichen.

Weiterhin ist anzunehmen, dass die Dicke der Folien mit 0,2mm die Gelenkmechanik in den sehr engen Gelenkspalten der Facettengelenke derart stört, dass eine physiologische Bewegung und demzufolge auch Druckentwicklung nicht mehr möglich ist.

Da das vorliegende Messsystem aufgrund des Messprinzips nur einmal verwendet werden kann, ergibt sich, dass für jede Einzelmessung die Verwendung einer neuen Folie erforderlich ist. Dies kann zu Abweichungen der Positionierung der Folie im Gelenkspalt und damit zu weiteren Messungenauigkeiten führen. Dazu kommt, dass ein Verlauf der Druckentwicklung nicht beurteilt werden kann, da immer nur der jeweilige Maximaldruck angezeigt wird. In der bereits existierenden Studie zur Druckmessung in den Facettengelenken mit Hilfe der FUJI-Druckmessfolien® (Dunlop 1984) wurde auf diese Probleme nicht näher eingegangen.

Die TEKSCAN-Druckmessfolien®, welche bislang nicht bei Untersuchungen an der Wirbelsäule verwendet wurden, erwiesen sich hinsichtlich oben genannter Kritikpunkte des FUJI-Systems® als eher geeignet, eine standardisierte und genaue Untersuchung der Drucke in den Facettengelenken durchzuführen. Neben der deutlich geringeren Dicke und der Feuchtigkeitsbeständigkeit bietet das System auch die Möglichkeit, die gemessenen Daten elektronisch zu erfassen und graphisch darzustellen. Eine gute Eignung des Messsystems wurde auch in anderen Studien gezeigt (Ostermeier 2003).

In den hier durchgeführten Vorversuchen wurde ein Variationskoeffizient von 4,93% bei einer Streubreite von 3,73% bis 5,89% ermittelt, welcher die Anwendbarkeit dieses Messsystems bestätigt.

Anhand der Literatur und der eigenen Vorversuche zeigt sich hier die Eignung des in dieser Untersuchung verwendeten Versuchsaufbaues, -ablaufes sowie der verwendeten Systeme zur Beantwortung der biomechanischen Fragestellung nach Bewegungsablauf in der Lendenwirbelsäule und Druckentwicklung in den Facettengelenken (Sachs 1999).

6.2. Bewegungsanalyse mittels ZEBRIS®-System

In der deskriptiven Analyse der graphischen Darstellung der Bewegung der Messpunkte mit dem jeweils größten Bewegungsausschlag waren durchwegs sigmoide Kurvenverläufe, für die verschiedenen Bewegungsrichtungen sowohl im Nativzustand als auch im Zustand nach Fusion zu beobachten. Derartige Ergebnisse lieferten auch vorangegangene Studien (Panjabi 1994, Wilke 1994, 1997, Gilbertson 2000).

Die Messpunkte, für die im Sinne einer Drehachse die geringsten Bewegungen zu erwarten waren, zeigten hingegen, wie prognostiziert, horizontale Kurvenverläufe mit entsprechend geringen Ausschlägen.

Weiterhin zeigte sich bei allen Bewegungen, mit Ausnahme der Sagittalflexion im Segment LWK 3/4, dass die Bewegungsrichtung, erkennbar am Vorzeichen, reproduzierbar war und ebenfalls dem erwarteten Verhalten der einzelnen Punkte entsprach.

Betrachtet man nun die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung im Zusammenhang mit der derzeitigen Studienlage, ist festzustellen, dass die Auslenkung der Präparate oder Finite-Element-Modelle in den Vergleichsstudien mehrfach motorisiert und somit mit einem standardisierten zeitlichem Ablauf erfolgte (Wilke 1994, Gilbertson 2000, Cunningham 2003). Im Gegensatz dazu wurde die Präparateauslenkung in der vorliegenden Arbeit manuell vorgenommen. Dies verhindert eine Beurteilung des Bewegungsablaufes in Abhängigkeit von der Zeit als linearem Parameter und somit auch die Durchführung einer Regressionsanalyse.

Um das in der Fragestellung der Arbeit geforderte Ausmaß der Bewegung beurteilen zu können, ist jedoch nicht der zeitliche Ablauf sondern die standardisierte Feststellung der Anfangs- und Endpunkte dieser Bewegung zur Ermittlung der Differenz, im Sinne des zurückgelegten Weges, gefordert. Dies ist im vorliegenden Versuchsaufbau in vergleichbarer und standardisierter Weise möglich.

Ein weiterer Unterschied zu den vorliegenden Studien findet sich in der Definition der Auslenkung.

Während in den Untersuchungen von Panjabi (1988,1991), Gilbertson (2000), Lange (2002), Cunningham (2003) und Schmölz (2003) eine definierte Kraft aufgewendet wurde, um die Präparate in immer gleicher Weise zu bewegen, wurde in der vorliegenden Arbeit eine bestimmte Wegstrecke (3cm) bzw. Winkel (30°) als Endpunkt der Bewegung definiert und die für diese Auslenkung erforderliche Kraft gemessen.

Betrachtet man nun die zur Auslenkung erforderliche Kraft bei den einzelnen Bewegungen und Zuständen der Präparate, zeigt sich, dass zur Rotation im Nativzustand die größte Kraft aufzuwenden war. Der geringste Kraftaufwand war im Nativzustand für die Sagittalflexion erforderlich. Interessant erscheint in diesem Zusammenhang die Beobachtung, dass nach Fusion der LWK4 und 5 der Kraftaufwand bei 5 von 6 Bewegungsrichtungen geringer war. Bei der Anteflexion wurden in beiden Zuständen annähernd gleiche Kräfte gemessen.

Dies erscheint zunächst nicht logisch, jedoch unter Einbeziehung der bis zum Zeitpunkt der Messung nach Fusion verstrichenen Versuchszeit und der damit verbundenen Alterung der Präparate, sowie unter Beachtung der zwischen beiden Messungen liegenden Manipulationen bei der Einbringung der Zwischenwirbelendoprothesen (siehe Kap. 4.4.) könnte sich diese Beobachtung als Alterungsprozess der Präparate erklären lassen. Diese Vermutung wird zudem durch die Ergebnisse der Messungen mit den beiden Prothesen im gleichen Versuchsaufbau unterstrichen, bei welchen sich zeigte, dass der Kraftaufwand auch hier bei der zuerst getesteten Prothese grundsätzlich höher war als bei der im zeitlichen Ablauf zweiten Prothese (Salzmann 2005).

Dieser Alterungsprozess wirkt sich zwar auf die aufzuwendende Kraft zur Auslenkung des gesamten Präparates aus, spiegelt sich jedoch nicht in den Ergebnissen der Bewegungsmessung wider, da Anfangs- und Endpunkte der Bewegungen im Versuchsablauf standardisiert festgelegt waren.

Insgesamt erschwert die unterschiedliche Definition der Auslenkung über den Weg/Winkel bzw. über die aufgewendete Kraft die Vergleichbarkeit mit anderen Studien, jedoch ist zu vermuten, dass sich eine Veränderung der Gelenkmechanik in ihrer Wirkung auf das Bewegungsausmaß bei beiden Studiendesigns in ähnlicher Tendenz zeigt.

Aus den Anfangs- und Endpunkten der Raumkoordinaten der Messpunkte an den benachbarten Wirbelkörpern wurde die Differenz als zurückgelegte Wegstrecke berechnet. Im Quervergleich der 10 untersuchten Präparate wurde der Median¹¹ der Wegstrecken und die dazugehörige Interquartilrange (IQR) berechnet. Die IQR dient hierbei als Maß für die Streuung der Werte um den Mittelwert. Bezogen auf das vorliegende Design der Studie und die Fragestellung nach den biomechanischen Auswirkungen einer fusionierenden Operation an der Lendenwirbelsäule auf die Wirbelsäulenkinematik dient die IQR als Anhalt für die Vorhersagbarkeit des biomechanischen Effektes. Im Nativzustand gibt die IQR einen Hinweis auf die Wertigkeit des interindividuellen Unterschiedes zwischen den einzelnen Präparaten. Verkleinert sich die IQR nach Fusion, kann die Veränderung des Bewegungsausmaßes als eher sicher eintretender Effekt angenommen werden, vergrößert sich jedoch die IQR wird die Auswirkung der Fusion auf die Gelenkmechanik schlechter vorhersagbar.

Der Median selbst gibt in diesem Zusammenhang das arithmetische Mittel der gemessenen Wegstrecken wieder, das Vorzeichen (- oder +) die Richtung in der die Bewegung abgelaufen ist. Vergrößert sich also der Median infolge der Fusion, würde dies eine erhöhte Segmentmobilität bedeuten, bei einer Verkleinerung des Medians wäre die Segmentmobilität verringert, eine Vorzeichenänderung hingegen spräche für eine Veränderung des Bewegungsablaufes.

Bei der Betrachtung des Nativzustandes im Segment LWK4/5 zeigten die Messpunkte ausnahmslos das erwartete Verhalten in den einzelnen Bewegungsrichtungen und bezüglich der

¹¹ im folgenden auch als Range of Motion (ROM) oder Bewegungsausmaß bezeichnet

Koordinate des zu erwartenden größten Bewegungsausschlages. Der größte Bewegungsausschlag war bei der Retroflexion zu finden.

Die Betrachtung der Ortskoordinaten der Drehachsen der Bewegungen zeigte ebenfalls das erwartete Verhalten mit den jeweils geringsten Lageänderungen im Koordinatensystem.

Die IQR`s zeigten bei der Untersuchung des Nativzustandes hohe Werte wobei die IQR`s der Punkte der ruhenden Achse gegenüber den Punkten mit dem maximalen Bewegungsausmaß erniedrigt waren. Diese Beobachtung lässt darauf schließen, dass trotz sorgfältiger Auswahl der Präparate hinsichtlich Alter, Geschlecht und Degenerationsgrad der Facettengelenke sowie standardisierten Versuchsbedingungen, die interindividuellen Unterschiede zwischen den einzelnen Präparaten einen deutlichen Einfluss auf die Messergebnisse haben könnte¹².

Die Ortskoordinaten der Drehachse wiesen tendenziell niedrigere IQR`s auf, was als Zeichen der standardisierten Durchführung und der Reproduzierbarkeit der einzelnen Bewegungen im vorliegenden Versuchsaufbau gewertet werden kann.

Im Segment LWK3/4 wurden im Nativzustand ähnliche Beobachtungen wie im betroffenen Bewegungssegment gemacht. Insgesamt finden sich hier etwas geringere Bewegungsausschläge.

Im direkten Vergleich des Bewegungsausmaßes vor und nach dem fusionierenden Eingriff am Segment LWK4/5, zeigte sich in diesem Segment bei allen durchgeführten Bewegungen eine deutliche Abnahme des Range of Motion, jedoch ohne eine Veränderung des Verhaltens der Messpunkte und ihrer Bewegungsrichtung im Koordinatensystem. Hieraus ist zu folgern, dass im vorliegenden Versuchsaufbau eine Abnahme der Segmentmobilität, jedoch keine Änderung des Bewegungsablaufes durch die Fusion stattfand.

Die Abnahme des Bewegungsausmaßes liegt bei 59% für die Anteversion, 80% für die Retroflexion, um 74% bei der Lateralflexion nach links, um 53% bei der Lateralflexion nach rechts, um 27% bei der Rotation nach links und um 34% bei der Rotation nach rechts. Diese Veränderungen waren mit Ausnahme der Rotationsbewegungen als signifikant zu werten.

Die IQR`s waren in 5 von 6 untersuchten Bewegungsrichtungen nach Fusion verringert. Somit ist eine deutliche und signifikante Abnahme der Segmentbeweglichkeit nach einer fusionierenden Operation trotz bestehender interindividueller Unterschiede im vorliegenden Versuchsaufbau als wahrscheinlich anzunehmen.

In Bezug auf die jeweilige Drehachse der Bewegungen im betroffenen Segment LWK4/5 ist festzuhalten, dass bei Sagittalflexion und Rotation die geringen Bewegungsausschläge durch die Fusion weiter verringert wurden, bei der Lateralflexion fand sich eine Erhöhung der Bewegungsausschläge. Diese Änderungen im Bereich der Drehachsen sind im Unterschied zu den Punkten mit dem maximalen Bewegungsausschlag jedoch deutlich geringfügiger und

¹² Prof. Dr. M. Müller-Gerbl, Anatomische Anstalt München, 2003, persönliche Mitteilung

in keinem Fall als signifikant zu werten. Die IQR's, als Maß der Vorhersagbarkeit, verringerten sich hier ebenfalls im Zustand nach Fusion.

Somit kann im vorliegenden Versuchsaufbau der Schluss gezogen werden, dass die Beweglichkeit nach Fusion in diesem Segment signifikant und trotz interindividueller Unterschiede vorhersagbar um 27-80% verringert wird, sich der Ablauf der einzelnen Bewegungen nach Fusion jedoch nicht signifikant verändert.

Bezüglich der hier gefundenen Aussagen lassen sich die Ergebnisse anderer Studien zum Vergleich heranziehen.

Einer Untersuchung von Philips (Philips 2004) zufolge wurden nach Fusion des Bewegungssegmentes LWK5/SWK1 mittels Cage und Fixateur interne Verringerungen des Range of Motion in der Sagittalflexion um 71-74% verzeichnet. Die Lateralflexion und die Rotation wurden in der Arbeit von Philips allerdings nicht untersucht. Die übrigen Versuchsbedingungen waren mit der Untersuchung der gesamten Lendenwirbelsäule und Mehrfachnutzung jedoch vergleichbar.

Auch eine Studie von Huang (Huang 2003) zeigt ähnliche Ergebnisse. Hier stieg die Stabilität der untersuchten Lendenwirbelsäulenpräparate in Abhängigkeit von der Stabilisierungsmethode um 51%-64% an.

Betrachtet man nun das Anschlusssegment LWK3/4 zeigen sich im Nativzustand zunächst grundsätzlich geringere Bewegungsausschläge als im Segment LWK4/5.

Ein weiterer prinzipieller Unterschied zum Segment LWK4/5 findet sich im Ablauf der Sagittalflexion. Hier präsentieren sich die Mediane der Bewegungsrichtung mit umgekehrtem Vorzeichen. Daraus ist zu folgern, dass im vorliegenden Versuchsaufbau die Sagittalflexion im Segment LWK3/4 einen anderen Bewegungsablauf aufweist als im Segment LWK4/5. Dieser Unterschied war jedoch sowohl im Nativzustand, nach Fusion, sowie bei Untersuchung nach Prothesenimplantation (Salzmann 2005) nachweisbar, weswegen hierdurch ein Fehler bei der Messung des Bewegungsausmaßes nicht zu erwarten ist.

Die IQR's sind in diesem Bewegungssegment gegenüber dem Nachbarsegment etwas niedriger, die Streubreite im untersuchten Kollektiv ist also geringer.

Eine Auffälligkeit zeigt sich weiterhin bei der Lateralflexion: hier ändert sich die Ortskoordinate des Punktes mit dem höchsten Bewegungsausschlag und zeigt damit nicht das erwartete Verhalten. Wie bereits in den Kapiteln 4.4.5. und 5.2.2. erläutert, bedeutet dies, dass im vorliegenden Versuchsaufbau bei Lateralflexion einer Lendenwirbelsäule im Segment LWK3/4 die Translations- der Kippbewegung überwiegt. Im Segment LWK4/5 zeigt sich dieses Verhältnis umgekehrt.

Nach Fusion des Bewegungssegmentes LWK4/5 zeigen sich bei 4 der 6 durchgeführten Bewegungen hochsignifikante Veränderungen.

Sowohl bei der Lateralflexion als auch bei der Rotation findet sich nach der fusionierenden Operation eine Erhöhung der Range of Motion im Nachbarsegment.

Bei der Lateralflexion nach links erhöht sich die ROM um 86,0%, bei der Lateralflexion nach rechts sogar um 142,8%, bei der Rotation nach links um 1,6% und bei der Rotation nach rechts um 168,0%.

Bei der Sagittalflexion hingegen findet sich eine Erniedrigung des Bewegungsausmaßes, bei der Retroflexion ist diese Verringerung um 98,0% als signifikant anzusehen.

Bezüglich der IQR's ist keine deutliche Tendenz zu deutlich erhöhten oder verringerten Werten festzustellen. Dies lässt die Schlussfolgerung zu, dass die Vorhersagbarkeit des biomechanischen Einflusses auf die Gelenkmechanik durch die Fusion nicht deutlich verändert wird.

In diesem Punkt findet sich eine Abweichung von der aktuellen Studienlage, welche mit wenigen Untersuchungen zu diesem Thema Vergleiche möglich macht.

In Untersuchungen von Lange und Bastian (Lange 2002) wurde ein Vergleich vor und nach 2-Etagen-Fusion im thorakolumbalen Übergang geführt. Hierbei zeigte sich ein signifikanter Anstieg der Mobilität im kranial angrenzenden Segment bei der Sagittalflexion.

Eine Untersuchung von Chow (Chow 1996) zeigt ebenfalls eine erhöhte segmentale Mobilität in der Anteflexion im direkt angrenzenden Segment nach monosegmentaler Fusion von LWK4/5 sowie eine erhöhte Mobilität in Ante- und Retroflexion in allen kranialen lumbalen Segmenten nach bisegmentaler Fusion von LWK4-SWK1. In dieser Untersuchung wurde jedoch nur die Sagittalflexion getestet, die anderen 4 Bewegungsrichtungen blieben unberücksichtigt. Chow konstatiert in diesem Zusammenhang jedoch auch, dass trotz der erhöhten Segmentmobilität nach Fusion keine unphysiologisch hohen Belastungen auftreten. Auch eine dritte Studie (Akamaru 2003) belegt eine gegenüber dem Zustand der intakten Lendenwirbelsäule um 2° erhöhte Segmentmobilität des kranialen Anschlusssegmentes nach Pedikelschraubenfusion von LWK4/5. Hier wurden allerdings ebenfalls nur Ante- und Retroflexion, nicht jedoch die 4 anderen möglichen Bewegungsrichtungen der Lendenwirbelsäule untersucht. Ein weiterer Unterschied zum vorliegenden Studiendesign findet sich in der Verwendung nur eines Teilabschnittes (LWK3-SWK1) der Lendenwirbelsäule. Die von Akamaru gefundene Erhöhung der Mobilität war in dieser Untersuchung als nicht signifikant anzusehen (Akamaru 2003).

Bezüglich der Drehachsen der durchgeführten Bewegungen waren im Segment LWK3/4 vergleichsweise höhere Streuungen und ein inhomogeneres Bild zu verzeichnen. Nicht immer war die erwartete Ortskoordinate jene mit dem geringsten Bewegungsausmaß, was wiederum darauf schließen lässt, dass im vorliegenden Versuchsaufbau der Ablauf der Bewegungen im Segment LWK3/4 anders vorlag als im Segment LWK4/5.

Vergleichbare Studien zum Verhalten von möglichen Drehachsen existieren in dieser Genauigkeit nicht, da bei anderen kinematischen Untersuchungen wie bereits oben erwähnt mittels einer definierten Kraft ausgelenkt und der Winkel der Verkipfung der zu beobach-

tenden Wirbelkörper zueinander gemessen wurde. Daher wurde in diesen Untersuchungen keine klare Aussage zu den Bewegungsachsen möglich.

6.3. Facettengelenksdruckmessung mittels FUJI-Druckmessfolien®

Aufgrund der in Kapitel 4.4.6. und 6.1. beschriebenen Einschränkungen der Einsetzbarkeit der FUJI-Druckmessfolien® konnte die in dieser Arbeit gestellte Fragestellung nach der Druckentwicklung im Facettengelenk mit diesem System nicht erschöpfend beantwortet werden.

Bei der durchgeführten Messung wurden Absolutwerte des maximalen Druckes ermittelt, welche in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung sowohl für das Segment LWK4/5 als auch für das Anschlusssegment zwischen 10 und 35,5Mpa lagen.

In der bisher vorliegenden Studie (Dunlop 1984) wurde ein monosegmentaler Versuchsaufbau mit Anlage einer Vorlast von 1000N verwendet. Die Arbeit beschränkt sich auf die Bewegungen Ante- und Retroflexion. Im Vergleich zum monosegmentalen Versuch mit axialer Last mit Werten für Flexion zwischen 24 und 68Mpa und für Extension zwischen 30 und 84 Mpa ergaben sich in der eigenen Studie mit polysegmentalem Aufbau ohne axiale Last geringere Werte von 10-12Mpa für die Anteflexion und 16-19Mpa für die Retroflexion. Weiterhin wurde ersichtlich, dass mittels FUJI-Druckmessfolien® nach Fusion im betroffenen Segment ein Maximaldruck von 12Mpa nicht mehr überschritten wurde und sich die Druckverhältnisse im Anschlusssegment infolge der Fusion nicht veränderten.

Die Verwertbarkeit derartiger Werte ist jedoch aufgrund beschriebener Fehlerquellen als sehr eingeschränkt anzusehen.

6.4. Facettengelenksdruckmessung mittels TEKSCAN-Druckmesssystem®

Für alle untersuchten Bewegungen konnten in der graphischen Darstellung monophasische Druckverläufe mit einem Ausgangswert in Ruhestellung und einem Druckmaximum bzw. -minimum beobachtet werden.

Absolutwerte der auftretenden Drucke, wie bei den FUJI-Druckmessfolien® wurden mit diesem System nicht gemessen, das System lieferte Relativwerte des Druckverlaufes. Ähnlich wie bei der Bewegungsanalyse konnten mit Hilfe der TEKSCAN-Druckmessfolien® Druckdifferenzen aus dem jeweiligen Anfangs- und Endwert erfasst werden.

Analog zur Bewegungsmessung, war auch bei der Druckanalyse der Endpunkt der Bewegung, in deren Verlauf die Druckentwicklung gemessen wurde, durch den Weg bzw. den Winkel und nicht durch die Auslenkungskraft definiert.

Sowohl das Fehlen von Absolutwerten, die unterschiedliche Definition der Auslenkung des Präparates sowie die auch hier manuell durchgeführte Präparateauslenkung schränkt die Vergleichbarkeit der hier gefundenen Ergebnisse mit anderen Untersuchungen ein.

In der aktuellen Literatur liegen nur wenige Untersuchungen zur Druckmessung in den Facettengelenken vor. Wesentlich häufiger finden sich hier intradiscale Druckmessungen zur Beurteilung der Belastungsverteilung im Bereich des Dreipunktgelenkes in der Wirbelsäule (Lin 1978, Nachemson 1981, Wilke 1999).

Eine Vergleichsstudie ist die bereits im vorangegangenen Kapitel erwähnte Messung absoluter Druckwerte in den Facettengelenken mittels der FUJI-Druckmessfolien® (Dunlop 1984). Hier kam jedoch ein monosegmentaler Versuchsaufbau zur Anwendung, in welchem nur Sagittalflexion nicht jedoch die anderen Freiheitsgrade untersucht wurden.

Untersuchungen im mehrsegmentalen Versuchsaufbau vor und nach Fusion wurden im Bereich des thorakolumbalen Übergangs durchgeführt (Lange 2002).

In anderen Studien wurde versucht, den Facettengelenksdruck im Bereich von HWS und LWS indirekt, durch Messung der Gelenkkapselspannung der Gegenseite zu beurteilen (Cripton 2000, Cripton 2001, Dooris 2005).

Die überwiegende Anzahl der Studien basieren jedoch auf Finite-Element-Analysen (Shiradzi-Adl 1994a, 1994b, Moumene 2005).

Die eigene Untersuchung ergab für das Bewegungssegment LWK4/5 im Nativzustand einen Druckabfall bei Anteflexion, welcher sich in den anderen Studien ebenfalls zeigte (Dunlop 1984, Shiradzi-Adl 1994a, Lange 2002, Dooris 2005). Makroskopisch betrachtet, vollführen die Facettengelenke bei der Anteflexion eine translatorische, aufklappende Bewegung. Die Limitation der Bewegung bei der Anteflexion wird also durch den Bandapparat und nicht durch die Facettengelenke gewährleistet (Bogduk 1997). Der hier gemessene Abfall des intraartikulären Druckes entspricht somit den biomechanischen Erwartungen.

Bei der Anteflexion nach Fusion zeigt sich ein im Median vergleichbarer Druckabfall wie im Nativzustand, jedoch mit einer verringerten IQR. Die Fusion führt also zu keiner signifikanten Änderung des Druckniveaus bei der Anteflexion. Die Verringerung des IQR als Ausdruck des Druckprofils in seiner Homogenität kann als Zeichen einer guten Vorhersagbarkeit der kaum veränderten Druckentwicklung nach Fusion bei Anteflexion gewertet werden.

In der Retroflexion zeigte sich im Nativzustand zunächst ein deutlicher Druckanstieg gegenüber der Neutralstellung. Dieser Anstieg entsteht, da bei Retroflexion die Facettengelenke im Gegensatz zur Anteflexion die Bewegung limitieren (Bogduk 1997), indem gemäß Untersuchungen bei dieser Bewegung die Unterränder der Processus articularis inferiores des kranialen Wirbelkörpers an den Unterrändern der Processus articularis superiores des kaudalen Wirbelkörpers aufschlagen (Putz 1981, Yang 1984). Dadurch entsteht bei degenerativen Veränderungen der Gelenke der klassische von den Facettengelenken ausgehende Rückenschmerz.

Ein Anstieg des intraartikulären Druckes konnte auch in anderen Studien sowohl in direkter Messung als auch über die Erfassung der Gelenkkapselspannung und in Finite-Element-

Analysen nachgewiesen werden (Dunlop 1984, Shiradzi Adl 1994, Lange 2002, Dooris 2005, Moumene 2005).

Im Vergleich des Nativzustandes mit dem Zustand nach Fusion zeigte sich ein deutlich geringerer Druckanstieg. Die Veränderung des Druckanstieges ist in der vorliegenden Untersuchung als signifikant anzusehen. Erklärt werden kann dieser verringerte Anstieg durch das verringerte Bewegungsausmaß und somit eine weniger durch die Facettengelenke als durch das Implantat limitierte Bewegung. Ein durch die Facettengelenke provoziertes Rückenschmerz bei Retroflexion könnte hierdurch also verringert werden. Wie schon bei der Antelexion war auch hier eine geringere IQR nachweisbar, was als gute Vorhersagbarkeit des durch die Fusion entstehenden Effektes interpretiert werden kann.

Betrachtet man nun die Rotation, zeigt sich hier ebenfalls im Nativzustand das erwartete und in den anderen Studien (Shiradzi Adl 1994, Lange 2002, Dooris 2005, Moumene 2005) in ähnlicher Art gefundene Verhalten. Im linken Facettengelenk findet bei der Rotation nach rechts ein deutlicher Druckanstieg statt, während bei der Rotation nach links ein geringfügiger Druckabfall zu verzeichnen war. Biomechanisch betrachtet limitiert das linke Facettengelenk die Rotationsbewegung nach rechts und klappt bei Rotation in die Gegenrichtung auf.

Im Vergleich der beiden Zustände Nativ und nach der Fusion zeigte sich besonders im Falle des linken Facettengelenkes ein deutlich verringerter Druckanstieg bei Rechtsrotation sowie ein ebenfalls deutlich verringerter Druckabfall bei Linksrotation. Beide Veränderungen waren als signifikant anzusehen. Dies entspricht wiederum dem zu erwartenden Verhalten der Druckverläufe bei einem verringerten Bewegungsausmaß nach Fusion. Die IQR hingegen zeigte bei der Rotation nach links, analog zur Sagittalflexion, zwar ebenfalls einen geringeren Wert nach Fusion, bei der Rotation nach rechts resultiert hier jedoch ein höherer Wert. Diese Veränderung der IQR in Folge der Fusion findet sich in gleicher Art für das rechte Facettengelenk bei der Linksrotation. Hier ist also eine schlechtere Vorhersagbarkeit der Druckentwicklung im jeweils die Drehbewegung limitierenden Gelenk nach fusionierender Operation zu vermuten.

In der Lateralflexion zeigte sich im Nativzustand erneut das vermutete Druckprofil mit einem Druckabfall im linken Facettengelenk, bei Lateralflexion nach rechts sowie einem Druckanstieg bei Lateralflexion nach links. Auch hier werden die Ergebnisse aus den Finite-Element-Analysen, der Kapselspannungsmessung und der Druckmessung im thorakolumbalen Übergang bestätigt (Shiradzi Adl 1994, Lange 2002, Dooris 2005, Moumene 2005). Nach fusionierender Operation in diesem Segment ergab sich auch für diese Bewegung ein deutlich verringertes Druckniveau. Dies entspricht, wie bei allen anderen Bewegungsrichtungen, den Erwartungen an das Druckprofil in den Facettengelenken bei verringertem Bewegungsausmaß nach Fusion.

Betrachtet man nun die Höhe der Druckzu- bzw. -abnahme bei den verschiedenen Bewegungsrichtungen wurden in der vorliegenden Studie die höchsten Differenzen im Bereich der axialen Rotation gemessen, die zweithöchsten Differenzen fanden sich bei der Lateralflexion. In diesem Punkt findet sich ein Unterschied zu den geschätzten absoluten Druckwerten der Finite-Element-Analyse (Dooris 2005). Hier wurden ebenfalls in der axialen Rotation die höchsten Drucke ermittelt, die Retroflexion stand hier jedoch an zweiter Stelle.

Aus den Ergebnissen der TEKSCAN-Druckmessung® im betroffenen Bewegungssegment LWK4/5 lassen sich nun Tendenzen ableiten. Wie bereits eingangs beschrieben, ist aufgrund der geringen Fallzahl und der, bereits im Nativzustand teilweise sehr hohen interindividuellen Unterschiede, die Ableitung klarer Richtlinien aus den genannten Ergebnissen nicht möglich. Eine grundsätzliche tendenzielle Beurteilung der biomechanischen Auswirkungen auf die Druckentwicklung in den Facettengelenken ist jedoch durchaus möglich und legitim.

In allen untersuchten Bewegungsrichtungen war eine deutliche Verringerung der Höhe der durch die Bewegung entstehenden Druckdifferenzen zu verzeichnen, in der Mehrheit der Fälle war diese Reduktion der entstehenden Drücke gleichzeitig gepaart mit einer Verringerung der IQR, welches auf eine gute Vorhersagbarkeit des jeweils nach Fusion eintretenden biomechanischen Effektes schließen lässt. Dieser Umstand begründet die schmerzlindernde Wirkung der fusionierenden Operation im betroffenen Segment bei Patienten, welche in erster Linie an chronischen Rückenschmerzen, ausgehend von den Facettengelenken leiden.

Angesichts dieser Ergebnisse, welche den Einsatz der Fusion als schmerzlindernde Operationsmethode bei der richtigen Indikationsstellung unterstützen, stellt sich nun die Frage nach der biomechanischen Auswirkung dieser Operation im kranialen Anschlusssegment. Die Bewegungsanalyse hatte hier bereits gezeigt, dass im vorliegenden Versuchsaufbau erhöhte Bewegungsausmaße in diesem Segment nach Fusion zu verzeichnen waren. Zu untersuchen war nun, ob und inwiefern sich dieses erhöhte Bewegungsausmaß in der Druckentwicklung widerspiegelt. Besonders im Hinblick auf die Problematik einer möglichen Überlastung und folgender Degeneration des Anschlusssegmentes und im Hinblick auf den von den Facettengelenken ausgehenden Rückenschmerz ist diese Fragestellung ein wichtiger prognostischer Faktor beim Einsatz der fusionierenden Operation. Vergleichbare Messungen zu dieser Fragestellung existieren bislang nicht, einzig Studien mit intradiscaler Druckmessung im angrenzenden Segment sowohl nach Ein- wie auch nach Zweietagenfusion liegen vor (Chow 1996).

Zunächst zeigten sich im Segment LWK3/4 ähnliche Druckverhältnisse im Nativzustand wie im Segment LWK4/5. Die höchsten Druckdifferenzen wurden bei der axialen Rotation gemessen, gefolgt von Lateralflexion und Sagittalflexion. Wie im darunter liegenden Segment kam es auch hier zu Druckanstiegen bei Retroflexion und -abfällen bei Anteflexion sowie im

Hinblick auf das linke Facettengelenk zu Anstiegen bei Rotation nach rechts sowie Lateral-flexion nach links und jeweils zu Druckabfällen bei der Bewegung in die Gegenrichtung.

Nach Fusion des Segmentes LWK4/5 war im kranialen Anschlusssegment wider Erwarten kein klarer Trend erkennbar. Ausgehend von den erhöhten Bewegungsausmaßen, welche in der Bewegungsanalyse auftraten, wären auch höhere Druckunterschiede zu erwarten gewesen. Dies war jedoch nicht der Fall. Sofern überhaupt eine Erhöhung des Medians der Druckdifferenz vorlag, war diese nur geringfügig und zumeist nicht als signifikant anzusehen. In der Vergleichsstudie mit intradiscaler Druckmessung (Chow 1996) zeigt sich hingegen ein erhöhter intradiscaler Druck nach Einetagenfusion sowie ein weiterer Druckanstieg nach Zweietagenfusion. In dieser Studie wurde jedoch ausschließlich die Sagittalflexion geprüft. Vom Autor wird konstatiert, dass aus der Untersuchung kein Hinweis hervorgeht, dass infolge der Fusion unphysiologisch hohe Belastungen auftreten.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass im Nativzustand bei allen Bewegungen das erwartete Druckniveau, entsprechend dem biomechanischen Verhalten der Facettengelenke vorlag und dass nach Fusion des Segmentes LWK4/5 niedrigere Drucke im versorgten Segment auftraten. Im Anschlusssegment zeigte sich hingegen keine Tendenz zur Entwicklung deutlich höherer Drucke infolge der Fusion. Somit kann diese Studie keinen Beleg erbringen, dass die Fusion des Bewegungssegmentes LWK4/5 im kranialen Anschlusssegment zu einer erhöhten Druckbelastung der Facettengelenke führt, welche eine verfrühte Arthrose verursachen könnte.

6.5. Fehlerbetrachtung

Der vorliegende Versuchsaufbau mit mehrsegmentalem Präparat im Wirbelsäulensimulator entsprach, ebenso wie Anzahl der untersuchten Präparate, Entnahme und Vorbereitung derselben, den derzeitigen wissenschaftlichen Standards. Bewusst war für diese Studie die Auswahl der Präparate mit dem Ziel erfolgt, eine in Bezug auf Lebensalter und Facettengelenksdegeneration möglichst homogene Gruppe von Präparaten zu erhalten, um den interindividuellen Unterschied so weit als möglich zu reduzieren.

Die Vorversuche zeigten, dass sowohl die Bewegungs- wie auch die Druckanalyse reproduzierbare Ergebnisse lieferten.

Die Druckanalyse mittels der FUJI-Druckmessfolien® erwies sich im Verlauf der Studie als ungeeignet zur Facettengelenksdruckmessung, sie diente in der Folge vor allem zur Überprüfung der Richtigkeit der Ergebnisse der Druckmessung mit dem TEKSCAN-System®.

Mit dem vorliegenden Versuchsaufbau wurde aufgrund der manuellen Präparateauslenkung kein linearer Parameter erfasst, was die Durchführung einer Regressionsanalyse und somit eine Beurteilung des Bewegungsablaufes unmöglich machte. Es konnten ausschließlich Differenzen der Messungen im Nativzustand bzw. im Zustand nach Fusion ermittelt werden.

Für die Fragestellungen dieser Studie waren allerdings auch nur diese Differenzen gefordert, die Vergleichbarkeit mit anderen, ähnlichen Studien wurde dadurch jedoch deutlich reduziert. Im Verlauf der Untersuchungen zeigte sich, dass bereits im Nativzustand ein erheblicher interindividueller Unterschied zwischen den einzelnen Präparaten bestand, obwohl eine bezüglich des Lebensalters und dem Degenerationszustand sehr homogene Gruppe vorlag. Dies war auch an den teilweise hohen IQR's erkennbar. Ergebnisse, welche entsprechend dem p-Test signifikant waren, konnten nur in einem Teil der Versuche gefunden werden.

Als Ursache kommt hier trotz gezielter Präparateauswahl vor allem ein hoher interindividueller Unterschied¹³ und eine, obwohl in anderen Studien ähnliche, zu geringe Fallzahl in Frage. Beide Punkte schränken die statistische Aussagekraft der hier gefundenen Ergebnisse derart ein, dass diese lediglich als Tendenzen sowie als Ausgangspunkt für weitere Studien gewertet werden können.

Ein weiterer Punkt, welcher die Aussagekraft der Ergebnisse einschränken könnte, betrifft die Präparatealterung im Verlauf eines Versuches, deren Einfluss bisher nicht klar messbar sondern nur zu vermuten ist.

Weiterhin gilt es jedoch auch zu beachten, dass eine Übertragung der Ergebnisse aus dem Kadaversuch auf den Menschen nicht ohne weiteres möglich ist, da in-vivo weitere Einflussfaktoren wie beispielsweise Muskelkraft, Körpergewicht, Lebensumstände sowie die Compliance nach operativen Eingriffen eine Rolle spielen, welche im vorliegenden Versuch nicht berücksichtigt werden konnten.

7. Ausblick

Angesichts o.g. Ergebnisse welche zwar Tendenzen aufzeigen, jedoch keinen klaren Beweis für eine pathologische Mehrbelastung durch eine Einetagenfusion erbringen können, diese jedoch auch nicht ausschliessen und auch angesichts der Tatsache, dass bisher in der aktuellen Literatur diese Frage noch nicht erschöpfend geklärt werden konnte, sind weitere Studien erforderlich.

Der vorliegende Versuchsaufbau erscheint zwar geeignet, jedoch zeigte vor allem der große interindividuelle Unterschied bei den hier vorliegenden Ergebnissen, welche Anforderungen an zukünftige Studien gestellt werden müssen.

Um diesen interindividuellen Unterschied so gering wie möglich zu halten, ist eine genügend große Fallzahl bei gleichbleibend genauer Präparateauswahl erforderlich.

Die Wahl des Weges, bzw. Auslenkungswinkels als Endpunkt der Bewegung erscheint angesichts der im Verlauf des Versuchs immer geringer werdenden erforderlichen Auslenkungskraft, bedingt durch Präparatealterung und Manipulation sinnvoll. Eine motorische Auslenkung ist für künftige Versuche wünschenswert um einerseits die Vergleich-

¹³ Prof. Dr. M. Müller-Gerbl, Anatomische Anstalt München, 2003, persönliche Mitteilung

barkeit mit anderen Studien zu verbessern und andererseits eine Regressionsanalyse zu ermöglichen und die Bewegung im zeitlichen Ablauf beurteilen zu können.

Weiterhin könnten vergleichende Untersuchungen zwischen Ein- und Mehretagenfusion und auf verschiedenen Segmenthöhen im vorliegenden Versuchsaufbau Aufschluss darüber geben, inwiefern eine hypothetisch auftretende unphysiologische Belastung des Nachbarsegmentes erst bei einer Fusion über mehrere Segmente oder bei bestimmten Segmenthöhen stärker ausgeprägt auftritt.

III - Morphometrische Untersuchung mittels computertomographischer Osteoabsorptiometrie

8. Material und Methoden

8.1. Lendenwirbelsäulenpräparate und Patientenkollektiv

Zur Untersuchung kamen die im Kapitel 4.1. beschriebenen Lendenwirbelsäulenpräparate sowie die Daten des in Kapitel 4.2. beschriebenen Patientenkollektivs. Zur Untersuchung wurden die in Kapitel 4.3.3. beschriebenen Computertomogramme verwendet.

8.2. Computertomographische Osteoabsorptiometrie

Die computertomographische Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) ist eine von Müller-Gerbl (Müller-Gerbl 1992a) entwickelte Methode zur Darstellung der Mineralisierungsdichte der subchondralen Knochenplatte. Wie bereits eingangs erwähnt ist die subchondrale Knochen-dichte Ausdruck der Beanspruchungsanamnese bzw. der loading history eines Knochens bzw. Gelenks. Somit sollen hier im Bereich der Gelenkflächen der Facettengelenke der Lendenwirbelsäule Zonen dargestellt werden, welche einer stärkeren Belastung über einen längeren Zeitraum ausgesetzt waren. Weiterhin soll die Höhe der subchondralen Mineralisierung in mg Calcium/Milliliter bestimmt werden.

Hierzu werden die bereits angefertigten Dünnschicht-Computertomogramme der Präparate-gruppe sowie des Patientenkollektivs verwendet (siehe auch Kap. 4.3.3.).

Die gewonnenen CT-Rohdaten werden am Siemens VOLUME ZOOM 4c+ selbst durch Software der Firma Siemens® zu Sagittalschnitten rekonstruiert.

Im nächsten Arbeitsschritt werden die Sagittalschnitte auf eine spezielle, unter dem Betriebssystem UNIX® laufende Workstation (IBM RISC System/6000) überspielt, wo sie mit der Software ANALYZE® weiterbearbeitet werden.

Im Folgenden werden mehrere Bearbeitungsschritte an jedem Sagittalschnitt vollzogen. Zunächst muss festgelegt werden, aus welchen Bildern sich jeweils ein Bewegungssegment, also jeweils ein rechtes und ein linkes Facettengelenk mit den korrespondierenden, vom oberen und unteren Wirbelkörper stammenden Processus articulares und Gelenkflächen zusammensetzt. Im Anschluss werden dann die Bewegungssegmente einzeln bearbeitet. Hierbei wird zur Darstellung der oberen Gelenkanteile bei jedem Sagittalschnitt zunächst der gesamte untere Gelenkanteil inklusive der zur Darstellung gekommenen Teile des unteren Lendenwirbelkörpers herausgeschnitten.

Im Weiteren werden die neu entstandenen Sagittalschnitte dem „Voxel Gradient Shading“-Rechenalgorithmus unterzogen, welcher aus diesen Schnitten ein dreidimensionales Bild (b-Bild) des gesamten oberen Anteils eines Bewegungssegmentes rekonstruiert.

Anhand dieses dreidimensionalen Bildes wird die Orientierung erleichtert und dadurch kann entschieden werden, um wieviel Grad in der Sagittal-Ebene das Bild rotiert werden muss um eine möglichst optimale Aufsicht auf alle Anteile der Gelenkfläche zu erhalten.

Nun werden erneut die ursprünglichen Schnitte herangezogen, diesmal wird ausschließlich die subchondrale Knochenschicht des oberen Gelenkanteiles ausgeschnitten und dem „Maximum Intensity Projection“ - Rechenalgorithmus unterzogen, welche jedem Bildpunkt den maximalen Dichtewert der darunter liegenden Knochenplatte zuteilt (c-Bild). Im Folgenden wird das entstandene c-Bild in Richtung und Betrag identisch dem b-Bild rotiert und die dargestellten Hounsfield Einheiten in Gruppen von je 100 Einheiten eingeteilt und entsprechend ihrer Höhe mit einem Falschfarbendiagramm belegt (Abb. 39).



Abb.39: Falschfarbendiagramm

In einem letzten Arbeitsschritt werden die dreidimensionale Rekonstruktion und die „Maximum Intensity Projection“ übereinander projiziert und es entsteht ein farbkodiertes Bild der subchondralen Dichteverteilung der gesamten Gelenkfläche.

Zur Darstellung der unteren Anteile des Facettengelenkes werden diese Schritte wiederholt, wobei diesmal die oberen Gelenkanteile in den Sagittalschnitten entfernt werden.

Auf diese Weise wurden alle 5 Lendenwirbelkörper der Präparate sowie die vorliegenden Bewegungssegmente der Patienten untersucht.

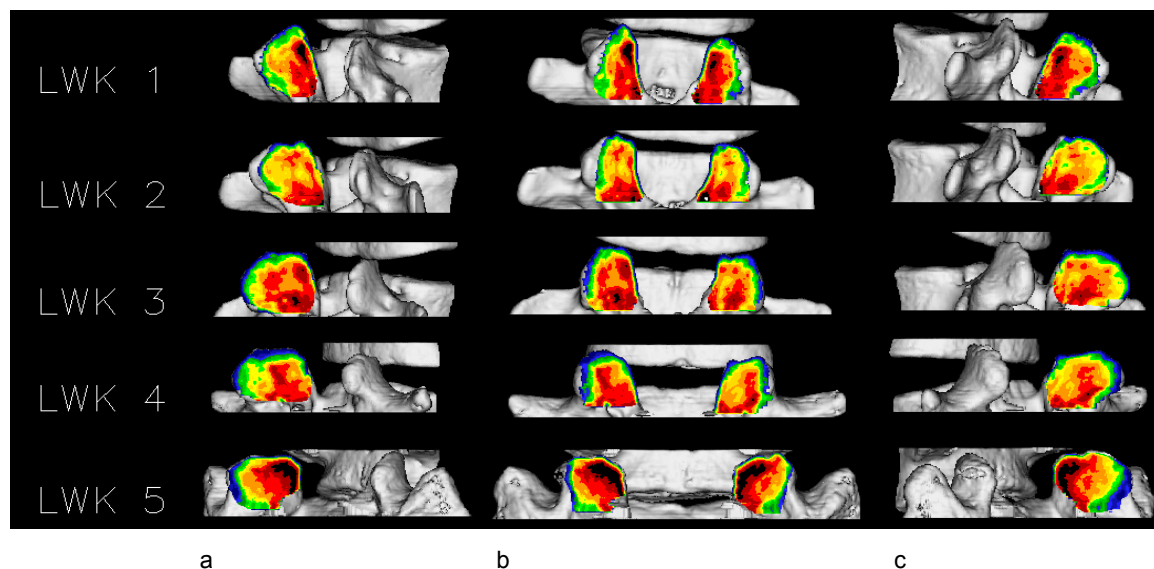


Abb.40: Darstellung der Facettengelenksflächen der Processus articulares superior eines Lendenwirbelsäulenpräparates (Nr.24): a) direkte Aufsicht auf die linke Gelenkfläche, b) mittige Ansicht, c) direkte Aussicht auf die rechte Gelenkfläche

Qualitative Rasteranalyse der farbkodierten subchondralen Dichteverteilung

Aufgrund der stark variierenden Form und Größe der einzelnen Gelenkflächen wurden diese zur Auswertung in das Programm COREL DRAW 9 importiert und hier mit einem 5 mal 5 Einheiten umfassenden Raster belegt, welches an den jeweils äußersten Rändern der Gelenkflächen anlag. Hierdurch wurden alle Gelenkflächen in 25 gleiche Teile aufgeteilt, was eine bessere, von der individuellen Form und Größe der Gelenkfläche unabhängige Beurteilung erlaubte. Auf dieser Grundlage wurde nun die Lage der einzelnen Dichtemaxima auf den Gelenkflächen untersucht und im Rahmen einer deskriptiven, qualitativen Rasteranalyse geprüft. Hierbei sollte zunächst geklärt werden, inwieweit Gelenkflächen der gleichen Segmenthöhe aber unterschiedlicher Präparate ein ähnliches Muster in der Maximaverteilung aufwiesen und ob sich die potentiell gesunde Gruppe der Lendenwirbelsäulen von der potenziell kranken Gruppe der Patienten in ihrem Dichtemuster unterscheiden (Quervergleich).

Weiterhin wurde untersucht, ob sich die Maximaverteilung im Verlauf der einzelnen Lendenwirbelsäule von LWK1 bis LWK5 deutlich verschiebt (Längsvergleich).

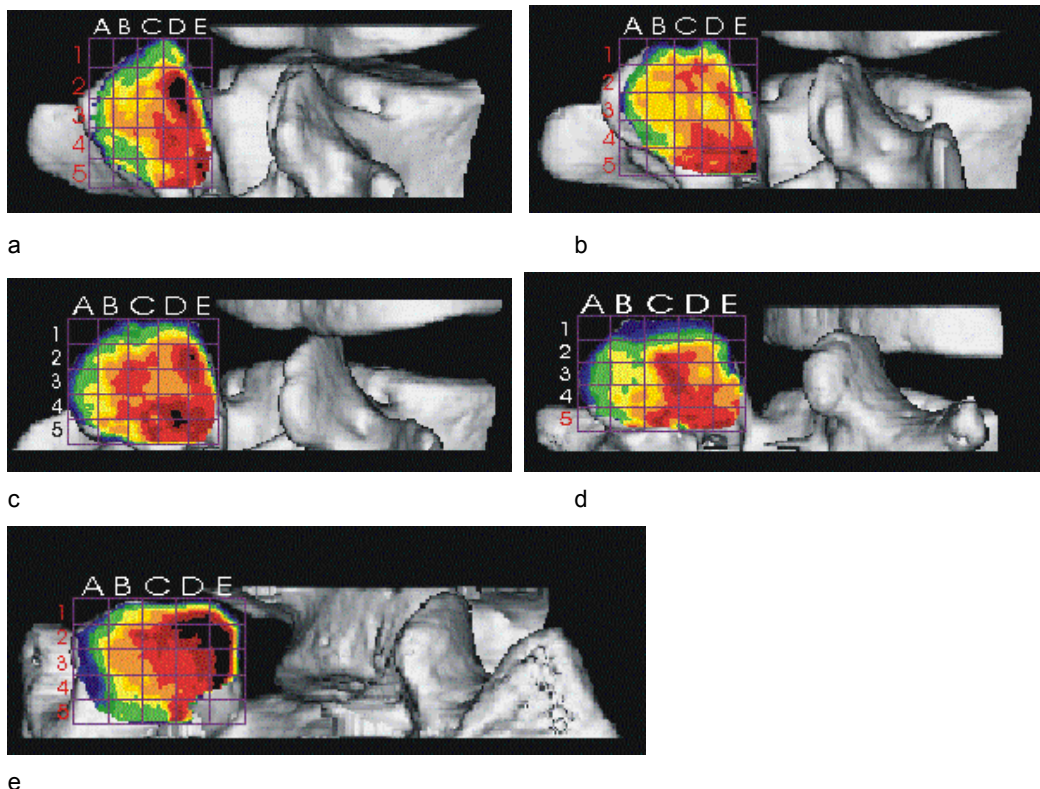


Abb.41: Ansicht der linken Gelenkfläche mit dem Raster zur qualitativen Rasteranalyse
a) LWK1, b) LWK2, c) LWK3, d) LWK4, e) LWK5

Quantitative Bestimmung der subchondralen Mineralisierungsdichte

Zur quantitativen Bestimmung der Calciumkonzentration in der subchondralen Knochenlamelle wurde mit Hilfe des oben genannten Programmes ANALYZE® eine Pixelmessung der mit Falschfarben belegten Gelenkfläche (Densitogramm) durchgeführt.

Die Ergebnisse dieser Pixelmessung wurden in das Tabellenkalkulationsprogramm EXCEL® als Rohdaten importiert, aus denen anhand einer vorgefertigten Datei mit den entsprechenden Formeln die Größe und der absolute Kalziumgehalt der untersuchten Gelenkfläche, ebenso wie das untersuchte subchondrale Volumen und daraus letztendlich die subchondrale Kalziumkonzentration in mg/ml berechnet wurde.

Die hierbei erhaltenen Werte wurden analog zur qualitativen Rasteranalyse der Maximaverteilung einerseits innerhalb der Gruppe der Lendenwirbelsäulenpräparate verglichen, um mögliche typische segmentbezogene Mineralisierungshöhen zu identifizieren. Andererseits wurde diese Gruppe der Lendenwirbelsäulen insgesamt und segmentbezogen mit den Werten aus dem Patientenkollektiv verglichen, um mögliche, durch die degenerativen Prozesse bedingte Unterschiede im Patientenkollektiv zu erkennen (Quervergleich).

Weiterhin wurde, ebenfalls analog zur qualitativen Rasteranalyse auch der Verlauf der subchondralen Kalziumkonzentration innerhalb einer Lendenwirbelsäule von LWK1-5 deskriptiv untersucht und beschrieben (Längsvergleich).

9. Ergebnisse

9.1. Lageverteilung der Maxima

9.1.1. Lendenwirbelsäulenpräparate

Beim Vergleich der rechten und linken Facettengelenksfläche eines Wirbelkörpers eines Präparates zeigte sich, dass die Lageverteilung der Maxima bei 8 der 11 untersuchten Präparate sowohl im Bereich der Proc.art.sup. als auch der Proc.art.inf. auf allen Wirbelkörperhöhen auf beiden Seiten einander völlig gleich (siehe Abb.42). Bei den verbleibenden 3 Präparaten fand sich ein leicht verändertes Muster auf jeweils einer Wirbelkörperhöhe zwischen der linken und der rechten Gelenkfläche.

Somit zeigten von 108 untersuchten Gelenkflächenpaaren nur 6 Paare kein völlig gleiches Verteilungsmuster. Unterschiede in der Höhe der optischen Gesamtmineralisierung der Gelenkflächen fanden sich ebenfalls nur bei 5 Gelenkflächenpaaren. Im Folgenden soll daher nur noch auf die Gelenkflächenpaare der Processus articulares superiores und inferiores, nicht jedoch auf die jeweils linke und rechte Gelenkfläche eingegangen werden.



Abb.42: Dieses Gelenkflächenpaar der Proc.art.sup. des 3.Lendenwirbelkörpers zeigt exemplarisch, die gleiche Lageverteilung der Dichtemaxima der jeweils linken und rechten Gelenkflächen.

Zunächst wird nun die Lageverteilung der Dichtemaxima der Gelenkflächen nach Segmenthöhe betrachtet. Anhand der unter 8.2. beschriebenen qualitativen Rasteranalyse mit einer Erfassung und Beschreibung der im Einzelnen vorkommenden Dichtemaxima wurden für jede Segmenthöhe Muster der am häufigsten vorkommenden Maximaverteilung verifiziert

und schematisch dargestellt. Die detaillierte Beschreibung der Gelenkflächenmineralisierung, die entsprechenden zugehörigen Abbildungen und die Auswertung anhand der Raster finden sich in den Anlagen 2 und 3.

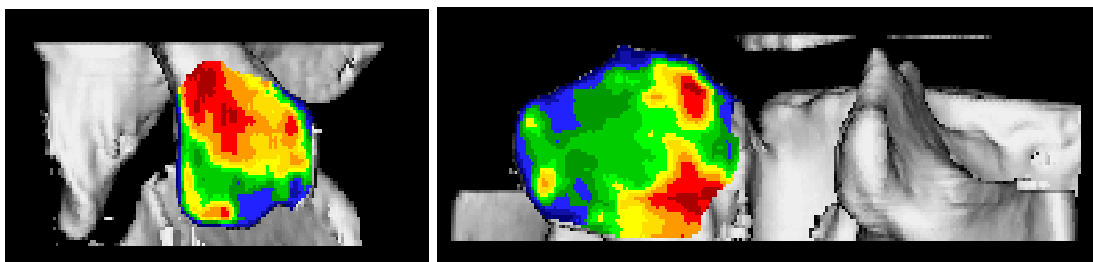
Zusammenfassend lässt sich bezüglich der Dichteverteilung der oberen Facetten sagen, dass sich auf allen Segmenthöhen bei allen Präparaten eine maximale Dichteerhöhung im Bereich des kranialen Gelenkflächenrandes findet (= Maximum 1). Dieses Maximum kann eher medial oder eher lateral zu liegen kommen, teilweise findet sich sowohl medial, als auch lateral eine Erhöhung der Dichte, häufig ist der gesamte kraniale Gelenkflächenrand höher mineralisiert als der Rest der Gelenkfläche. Bei den unteren Gelenkanteilen findet sich in gleicher Regelmäßigkeit und Ausprägung ein Maximum im Bereich des kaudalen Gelenkflächenrandes (= Maximum 1). In seiner Variabilität gleicht es dem Maximum 1 der oberen Gelenkanteile.

Ein zweites Maximum findet sich bei fast allen untersuchten oberen Gelenkflächen im Bereich der mediokaudalen Gelenkfläche (= Maximum 2), auch dieses Maximum kann in seiner Höhe und Ausdehnung variieren. Dieses zweite Maximum ist an den unteren Gelenkflächen im Bereich der mediokraniellen Gelenkfläche zu finden.

Somit stellen die Maxima 2 der unteren Gelenkflächen die korrespondierende Dichteerhöhung zum Maximum 1 der oberen Gelenkflächen dar und die Maxima 2 der oberen Gelenkflächen stellen sich analog zu den Maxima 1 der unteren Gelenkflächen dar.

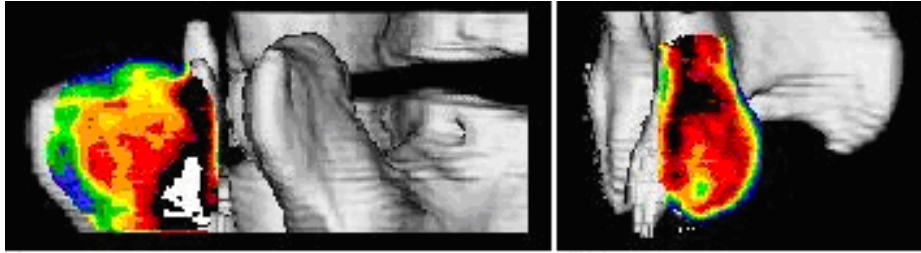
Eine dritte Dichteerhöhung (= Maximum 3) findet sich bei allen Präparaten sowohl bei den oberen, wie auch bei den unteren Gelenkanteilen im Bereich des Gelenkflächenrandes. Hier lassen sich die Präparate in zwei Gruppen einteilen, wobei bei einer Gruppe die Dichte im medialen, bei der zweiten Gruppe die Dichte im lateralen Randbereich deutlich erhöht ist.

Häufig sind zusätzlich zur Dichteerhöhung an einem der Ränder kleinere Maxima unregelmäßiger Lage und Anzahl im Bereich des gegenüberliegenden Randes anzutreffen.



a) b)
Abb.43: Exemplarische Darstellung der Maxima 1-3 an der oberen Gelenkfläche (a, Präparat 13) und an der unteren Gelenkfläche (b, Präparat 10)

Betrachtet man nun die jeweils zusammengehörenden oberen und unteren Gelenkflächen zeigt sich, dass in der Regel korrespondierende Gelenkflächenbereiche hoch mineralisiert sind. Dies hat zur Folge, dass beispielsweise in der Gruppe der Präparate, dessen oberen Gelenkflächen das Maximum 3 am medialen Gelenkflächenrand aufweist, dieses Maximum im unteren Gelenkflächenbereich ebenfalls am medialen Rand präsentiert (siehe Abb.44).



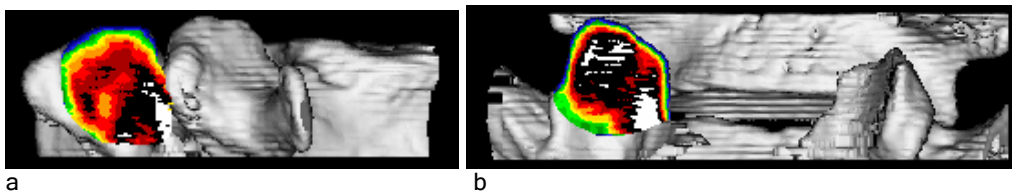
a) b)
 Abb.44: exemplarische Darstellung der korrespondierenden Maxima an den oberen und unteren Gelenkflächen eines Bewegungssegmentes eines Präparates (Präparat 17), a) untere Gelenkfläche b) obere Gelenkfläche

Die optisch feststellbare Höhe der Mineralisierung der Gelenkflächen stellt sich interindividuell sehr unterschiedlich dar, es zeigt sich jedoch, dass innerhalb eines Präparates auf allen Segmenthöhen eine ähnliche Mineralisierungshöhe vorzufinden ist.

Betrachtet man die Segmente LWK1/2 bis LWK5/SWK1 im Verlauf von kranial nach kaudal, zeigt sich, dass bei allen Präparaten die Gelenkflächen des Segmentes LWK5/SWK1 höher mineralisiert erscheinen als die übrigen Segmente.

Ein klar ansteigender Verlauf der Mineralisierungshöhe von kranial nach kaudal findet sich jedoch nur bei einem Teil der untersuchten Präparate (7 von 11 bei den unteren und 5 von 11 bei den oberen Gelenkanteilen). Die anderen Präparate weisen zunächst einen Abfall der Mineralisierungshöhe von LWK1/2 nach LWK2/3 auf und zeigen dann erst einen Anstieg nach kaudal.

In Bezug auf die Dichteverteilung sind zunächst im Verlauf von kranial nach kaudal ähnliche Muster und Maxima in vergleichbaren Lokalisationen zu finden. Bei der genaueren Betrachtung ist jedoch hier eine ansteigende Inhomogenität in Bezug auf kleine Maxima und eine weniger klare und deutliche Trennung der Maxima durch Bereiche geringerer Mineralisierungshöhe zu finden. Besonders deutlich wird dieser Trend bei den unteren Gelenkanteilen (siehe Abb.45).

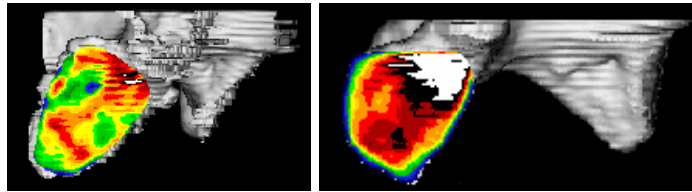


a) b)
 Abb.45: untere Facettengelenksanteile der Segmente LWK1/2 und LWK5/SWK1 (Präparat 21) im Vergleich, während im kranialen Segment mehrere Einzelmaxima zur Darstellung kommen zeigen sich im kaudalen Segment nur noch große Bereiche hoher Dichte. Die Einzelmaxima lassen sich hier, trotz ähnlicher Lageverteilung nicht mehr klar und deutlich abgrenzen. a) Segment LWK1/2; b) Segment LWK5/SWK1

Vergleicht man die Präparate bezüglich ihres Alters finden sich keine klaren Unterschiede. Generell lässt sich jedoch sagen, dass die Präparate jüngeren Lebensalters häufig eine klarere Trennung der einzelnen Maxima durch Bereiche niedrigerer Dichte zeigen, während bei den Präparaten höheren Alters häufiger die Trennung der Einzelmaxima undeutlicher zur Darstellung kommt. In dieser Gruppe findet sich regelhaft das Vorherrschen von Bereichen mittlerer oder hoher Dichte in denen die Maxima liegen, während bei den jüngeren

Präparaten die Maxima extrem hoch, die Umgebung hingegen deutlich niedriger mineralisiert erscheint.

Grundsätzlich präsentiert sich die Lageverteilung der Dichtemaxima bei allen Präparaten unabhängig von ihrem Lebensalter gleich (siehe Abb.46).



a) b)
Abb.46: LWK1/2 obere Facette a) Präparat 16 (Lebensalter 24 Jahre), b) Präparat 21 (Lebensalter 44 Jahre)

9.1.2. Patientengruppe

Von den insgesamt 60 untersuchten Facettengelenkspaaren entfielen jeweils 18 Paare auf die Segmente LWK3/4 und LWK5/SWK1 und 24 auf das Segment LWK4/5. Bei 4 der 12 untersuchten Patienten war die degenerative Erkrankung im Segment LWK5/SWK1 vorzufinden, die übrigen 8 Patienten zeigten klinisch und radiologisch die Symptome einer Erkrankung im Segment LWK4/5. Dementsprechend wurde der funktionelle Bandscheibenersatz in 8 Fällen in diesem Segment, in 4 Fällen im Segment LWK5/SWK1 durchgeführt.

Untersucht man die 60 Facettengelenkspaare auf die Ähnlichkeit der Dichteverteilungsmuster zwischen der jeweils linken und rechten Gelenkfläche so finden sich in 9 Fällen Abweichungen. 5 mal sind die Abweichungen im Segment LWK5/SWK1, 3 mal im Segment LWK4/5 und einmal auf Höhe LWK3/4 lokalisiert.

In 3 der 9 Fälle zeigte sich auf der linken Gelenkfläche ein völlig anderen Dichteverteilungsmuster als rechts (Abb.47.a), in den übrigen 6 Fällen fehlte auf einer Seite lediglich ein Maximum, teilweise waren lediglich Größe und optische Höhe der ähnlich angeordneten Maxima unterschiedlich (siehe Abb.47.b).

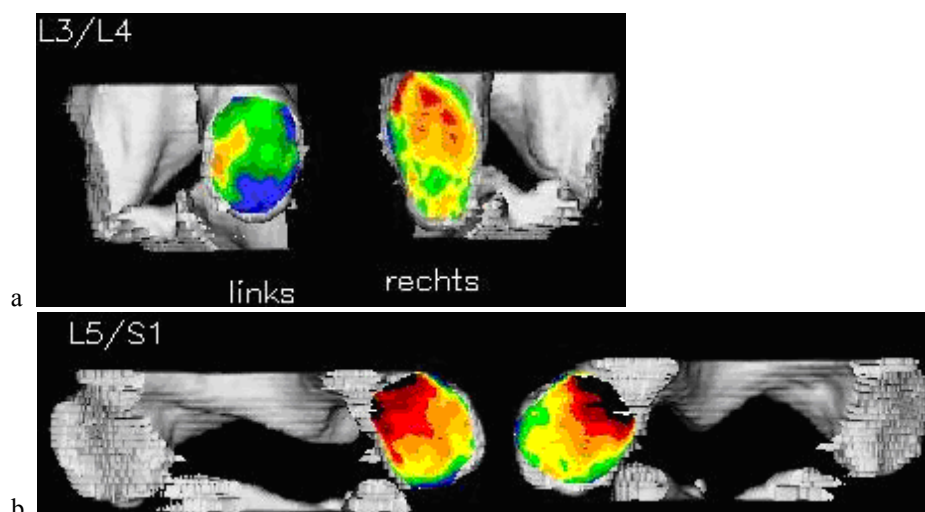


Abb.47: Vergleichende Darstellung der jeweils linken und rechten Gelenkfläche eines Facettengelenkspaars. a) bei Patient 11 zeigt Segment LWK3/4 auf der rechten und linken Gelenkfläche zwei völlig verschiedene Dichteverteilungsmuster; b) Patient 5 zeigt im Segment LWK5/SWK1 ein ähnliches Dichteverteilungsmuster, rechts fehlt jedoch die stärkere Mineralisierung des medialen Randes.

Weiterhin fanden sich im Seitenvergleich bei 8 Gelenkflächenpaaren deutliche, in weiteren 2 Fällen geringere Unterschiede der maximalen Dichtestufen der gesamten Gelenkfläche.

Das Vorkommen von Unterschieden zwischen der jeweils rechten und linken Gelenkfläche eines Paares ist bei der Patientengruppe zwar höher als bei der Gruppe der Präparate aber immer noch als recht gering einzustufen, so dass im Folgenden bei der Analyse der Dichteverteilung analog zu der Präparategruppe ebenfalls nur auf die jeweils linke Gelenkfläche eines Paares eingegangen werden soll.

Die detaillierte Beschreibung der Gelenkflächenmineralisierung, die entsprechenden zugehörigen Abbildungen und die Auswertung anhand der Raster liegen in den Anlagen 4 und 5 vor. Nach Betrachtung aller untersuchten Facettengelenksflächen der Patientengruppe sind einige zusammenfassende Aussagen über die Art der subchondralen Mineralisierung in dieser Gruppe möglich.

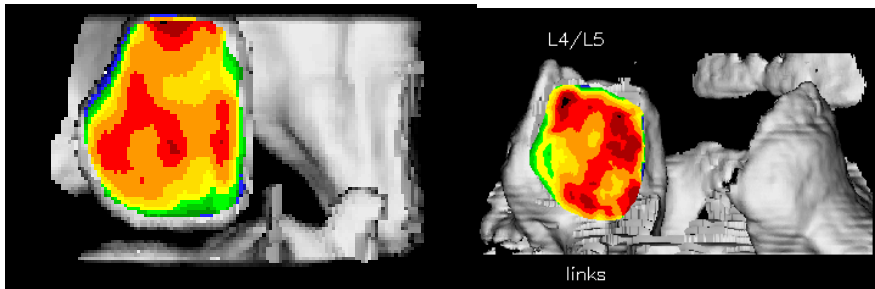
Zunächst ist bei den oberen Gelenkanteilen ein erstes Maximum (= Maximum 1) der Mineralisierung im Bereich des kranialen Gelenkflächenrandes auszumachen. Dieses Maximum tritt mit Ausnahme von 2 Gelenkflächenpaaren bei allen untersuchten Patienten und Segmenten auf. Es ist in vielen Fällen in der lateralen Hälfte des kranialen Randes gelegen, findet sich jedoch auch häufig lediglich in der lateralen, kranialen Ecke der Gelenkfläche. In vielen Fällen stellt es kein Einzelmaximum dar sondern bildet den Ausgangspunkt für die hohe Mineralisierung des lateralen Randes. In keinem Fall liegt das Maximum 1 mediokranial.

Ein solches Maximum 1 findet sich auch kaudal auf den Gelenkflächen der unteren Facettengelenksanteile. Hier ist dieses Maximum jedoch nur unregelmäßig vorhanden, häufig nur sehr klein, weniger stark mineralisiert und in seiner Lage sehr variabel.

Ein zweites Maximum (= Maximum 2) findet sich bei einigen der untersuchten Gelenkflächen im kaudalen (obere Gelenkanteile) oder kranialen Gelenkflächenbereich (untere Gelenkanteile). Dieses Maximum 2 ist bei den unteren Gelenkanteilen oft sehr stark ausgeprägt, dehnt sich über den gesamten kranialen Gelenkflächenbereich aus und überwiegt alle anderen Maxima in Größe und Ausdehnung regelmäßig.

Sowohl bei den oberen wie auch bei den unteren Gelenkflächenanteilen findet sich meist ein drittes Maximum (= Maximum 3). Während dieses Maximum bei den unteren Gelenkanteilen ausschließlich am medialen Rand zu finden ist, erscheint es bei den oberen Gelenkanteilen teilweise medial, teilweise auch lateral. Maximum 3 ist nicht bei allen Gelenkflächen vorhanden und sehr unterschiedlich in seiner optischen Mineralisierungshöhe und Ausdehnung. Häufig, sowohl bei den unteren wie auch bei den oberen Gelenkanteilen, kommt dieses Maximum jedoch wesentlich stärker zur Darstellung als Maximum 1 und stellt teilweise sogar den Ort der stärksten Mineralisierung der Gelenkfläche dar.

Zusätzlich zu diesen regelmäßiger vorkommenden Maxima finden sich bei einem großen Teil der Gelenkflächen, oben wie unten kleinere Maxima im Randbereich, deren Lokalisation sehr variabel ist.



a) b)
 Abb.48: Exemplarische Darstellung der Maxima 1-3 am oberen Facettengelenksanteil des Patienten 2(a) und am unteren Anteil des Patienten 1(b)

Betrachtet man die jeweils zusammengehörigen oberen und unteren Gelenkanteile, ist erkennbar, dass in vielen Fällen korrespondierende Gelenkflächenanteile hoch mineralisiert sind, wie die Abbildung 49 zeigt.

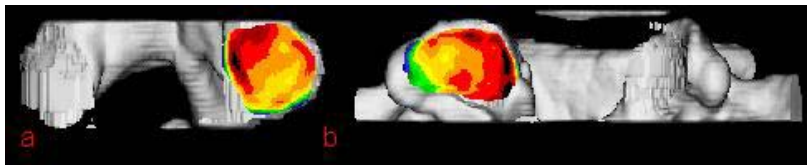


Abb.49: Darstellung der subchondralen Mineralisierung korrespondierender Gelenkflächenareale der oberen (a) und unteren (b) Facettengelenksanteile am Beispiel des Segmentes LWK3/4 des Patienten 5

Diese Korrespondenz ist jedoch nicht bei allen untersuchten Segmenten zu finden, bei einigen Patienten finden sich deutliche Abweichungen der Verteilungsmuster oder sogar komplett verschiedene Muster an den oberen und unteren Facettengelenksanteilen (Abb.50).

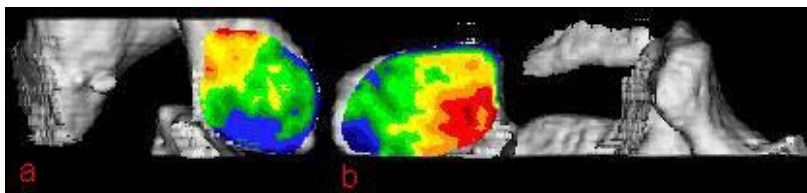


Abb.50: a) Oberer Anteil des Segmentes LWK4/5 des Patienten 11; b)Unterer Gelenkanteil des Segmentes LWK4/5 des Patienten 11. Hier findet sich eine deutlich geringere Korrelation der Verteilungsmuster der korrespondierenden Gelenkflächenbereiche.

Die Höhe der subchondralen Mineralisierung präsentiert sich optisch bei den verschiedenen Patienten interindividuell verschieden, innerhalb der verschiedenen Segmenthöhen eines Patienten ist die Mineralisierungshöhe jedoch meist sehr ähnlich.

Eine klare Veränderung der Mineralisierungshöhe im erkrankten Bewegungssegment ist nicht erkennbar, lediglich bei einem der Patienten, dessen Symptome und radiologischen Befunde dem Segment LWK5/SWK1 zuzuordnen waren (Patient 8) fiel eine optisch deutlich erhöhte Mineralisierung dieses Facettengelenkes im Vergleich zu den übrigen Segmenten auf.

Auffällig bei der Betrachtung der Gesamtmineralisierungshöhe der Gelenkflächen ist, dass bei einigen Patienten große Areale mittelhoch und relativ homogen mineralisiert erscheinen. Auf diesen Flächen kommen die nur wenig höher mineralisierten Maxima weniger klar zu

Darstellung da sie von der Umgebung und von einander weniger deutlich durch Bereiche niedrigerer Mineralisierung getrennt sind (Abb.51).

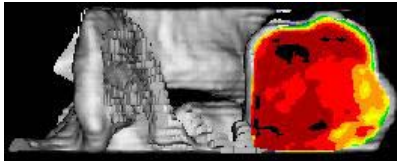


Abb.51: Unterer Gelenksanteil des Segmentes LWK4/5 des Patienten 3: Nahezu die gesamte Fläche erscheint recht homogen rot angefärbt, die Maxima sind nur wenige Farbabstufungen dunkler.

Generell waren in der Patientengruppe die Charakteristika der Mineralisierungsverteilung im Verlauf von LWK3-LWK5 eines Patienten weniger gut beurteilbar, da jeweils maximal 3 Segmente, häufig jedoch nur 2 Segmente untersucht werden konnten. Auffällig war jedoch, dass in vielen Fällen im Segment LWK4/5 eine deutlich höhere Gesamtmineralisierung vorlag als im Segment LWK5/SWK1. Eine klare Korrelation zwischen der erhöhten Gesamtmineralisierung und der erkrankten Segmenthöhe konnte hierbei jedoch nicht nachgewiesen werden.

Trotz der eingeschränkten Beurteilbarkeit konnte weiterhin festgestellt werden, dass sich bei 3 Patienten die Dichteverteilungsmuster im Verlauf von kranial nach kaudal deutlich voneinander unterscheiden (Abb.52).

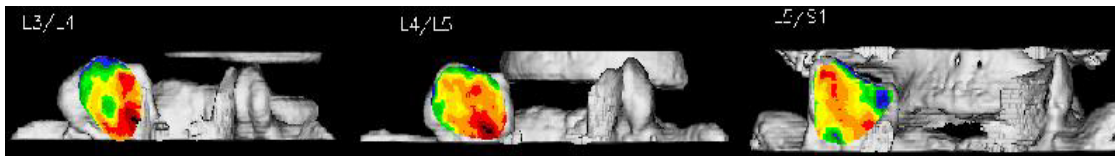


Abb.52: Der Patient 6 zeigt im Verlauf von LWK3/4 bis LWK5/SWK1 deutlich unterschiedliche Dichteverteilungsmuster der unteren Facettengelenksanteile.

9.1.3. Vergleich des Patientenkollektives mit der Präparategruppe

Vergleicht man nun die Erkenntnisse aus der qualitativen Rasteranalyse der Dichteverteilung der „gesunden“ Präparategruppe mit der „kranken“ Patientengruppe lassen sich verschiedene Aussagen treffen.

Betrachtet man zunächst die optische Gesamtmineralisierungshöhe der Facettengelenksflächen lässt sich hier kein klarer Unterschied zwischen den beiden Gruppen feststellen. Dies liegt in erster Linie an der großen interindividuellen Variabilität der Mineralisierungshöhen, welche in beiden Gruppen ähnlich hoch zu sein scheint. Dazu kommt die Schwierigkeit der Beurteilbarkeit, da von einigen Patienten nur 2 Bewegungssegmente vorliegen von denen eines bekanntermaßen erkrankt ist und man daher keine sicheren Rückschlüsse auf die gesamte Lendenwirbelsäule des jeweiligen Patienten ziehen kann.

Bei der vergleichenden Untersuchung der Verläufe der Mineralisierungshöhe von kranial nach kaudal ist jedoch festzustellen, dass in der Präparategruppe immer ein Anstieg der Mineralisierungshöhe von kranial nach kaudal festzustellen war, welcher nur bei einem Teil der Patienten zu beobachten ist. Bei den oberen Gelenkflächenanteilen zeigt sich hingegen in 3 Fällen eine Abnahme der Mineralisierungshöhe von LWK5/SWK1 im Vergleich zu

LWK4/5, in weiteren 3 Fällen erscheint die optische Mineralisierungshöhe auf beiden Segmenten annähernd gleich.

Wesentlich deutlicher wird dieser Unterschied bei der Betrachtung der unteren Gelenkanteile, hier zeigt sich die beschriebene Abnahme der Mineralisierungsdichte in 8 der Fälle (Abb.53).

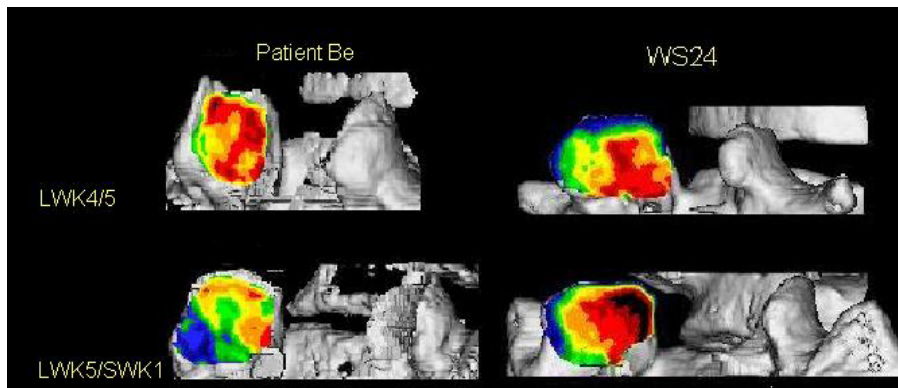


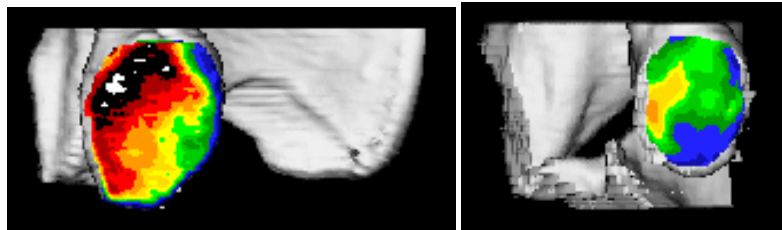
Abb.53: Vergleichende Darstellung des Verhältnisses der Mineralisierungshöhe zwischen den Segmenten LWK4/5 und LWK5/SWK1: Patient 1 zeigt einen deutlichen Abfall der Mineralisierungshöhe von kranial nach kaudal; Präparat 24 zeigt exemplarisch den in der gesamten Präparategruppe typischen Anstieg der Mineralisierungsdichte von kranial nach kaudal.

Bezüglich der Dichteverteilungsmuster fanden sich ebenfalls Unterschiede zwischen der Patientengruppe und der Gruppe der Präparate.

Zunächst fiel bei der Erstellung der Dichteverteilungsschemata eine größere Inhomogenität in der Patientengruppe auf, welche die Identifikation zutreffender Verteilungsmuster stark erschwerte. Dieser Eindruck der Inhomogenität bestätigte sich in der Folge sowohl in der Auswertung der Raster sowie in der detaillierten Beschreibung von Lage und Anzahl der im Einzelnen vorkommenden Maxima (siehe Anlage 5). Es zeigte sich, dass grundsätzlich zwar in der Patienten- wie auch in der Präparategruppe ähnliche Areale der Gelenkflächen maximal mineralisiert erschienen, dass deren Gewichtung, absolute Mineralisierung, genaue Lokalisation und Größe in den beiden Gruppen jedoch erheblich voneinander abwichen. Weiterhin fiel auf, dass auch bei der Betrachtung einzelner Maxima die Variabilität im Patientenkollektiv erheblich höher war als in der Präparategruppe.

Zunächst wurde deutlich, dass das als Maximum 1 bezeichnete Maximum der Präparategruppe, welches hier vor allem mediokranial (obere Gelenksanteile) bzw. mediokaudal (untere Gelenksanteile) zur Darstellung kam, nicht selten aber auch den gesamten kranialen bzw. kaudalen Rand umfasste, bei der Patientengruppe deutlich verändert vorlag. Dieses Maximum 1 stellte mit wenigen Ausnahmen bei allen Präparaten und auf allen Segmenthöhen das Hauptmaximum sowohl bezüglich seiner Größe und seiner optischen Mineralisierungshöhe dar. In der Patientengruppe hingegen trat dieses Maximum in seiner Wertigkeit häufig hinter den anderen Dichteerhöhungen zurück. Teilweise war ein Maximum am mediokranielen bzw. -kaudalen Rand, welches dem Maximum 1 der Präparategruppe

entsprochen hätte in der Patientengruppe gar nicht vorhanden (Abb.56, grüne Markierungen und Abb.54).

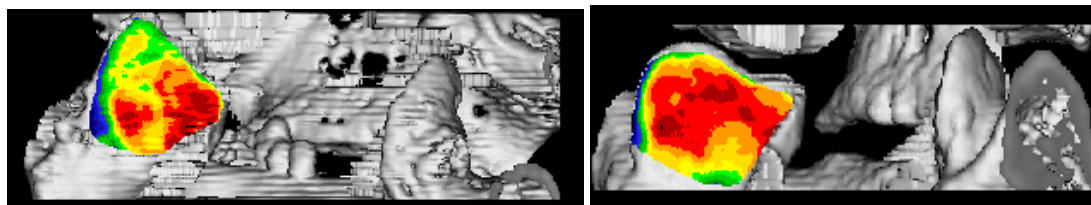


a) b)

Abb.54: exemplarisch, vergleichende Darstellung der verschiedenen starken Ausprägung des Maximum 1 a) in der Präparategruppe (Präparat 17) und b) im Patientenkollektiv (Patient 11) am oberen Facettengelenksanteil der gleichen Segmenthöhe

Weitere Unterschiede fanden sich auch beim Vergleich des Maximum 2 der Präparategruppe mit dem ähnlich vorhandenen Maximum 2 der Patientengruppe.

Hierbei fiel auf, dass im Gegensatz zu den Verteilungsmustern der Präparate, das Maximum 2 bei den Patienten sehr häufig die Wertigkeit eines Hauptmaximums annimmt. Während die Mineralisierung in diesem Bereich bei den Präparaten eher auf den mediokranialen (untere Gelenkanteile) bzw. auf den mediokaudalen, bzw. -kranialen Randbereich beschränkt und mittelhoch sind, präsentiert sich dieses Maximum bei der Patientengruppe wesentlich höher mineralisiert und nimmt häufig nahezu die gesamte kraniale bzw. kaudale Gelenkflächenhälfte in Anspruch (Abb.56 blaue Markierungen und Abb.55).



a) b)

Abb.55: exemplarisch vergleichende Darstellung der verschiedenen starken Ausprägung des Maximum 2 a) in der Präparategruppe (Präparat 16) und b) im Patientenkollektiv (Patient 2)

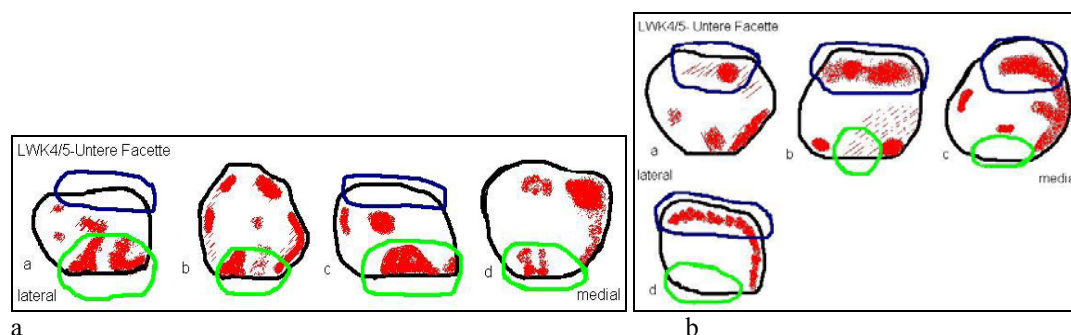


Abb.56: Vergleichende schematische Darstellung der Verteilungsmuster der Präparategruppe mit dem Patientenkollektiv am Beispiel der unteren Gelenkanteile des Segmentes LWK4/5 a) Präparategruppe; b) Patientenkollektiv: Die grünen Markierungen bezeichnen die Unterschiede in Bezug auf das Maximum 1 der beiden Gruppen, die blauen Markierungen beziehen sich entsprechend auf das Maximum 2. Dieses Maximum 2 kommt im Patientenkollektiv in 12 von 12 Fällen sehr ausgeprägt, in der Präparategruppe in 6 Fällen gar nicht zur Darstellung.

Auch in Bezug auf das Maximum 3, welches grundsätzlich in ähnlicher Art und Weise bei beiden Gruppen zur Darstellung kam, zeigten sich unter anderem im Segment LWK5/SWK1 bei Betrachtung der oberen Gelenkanteile Unterschiede in Größe, Ausprägung, Wertigkeit und Vorhandensein dieses Maximums (Abb.57 und 58).

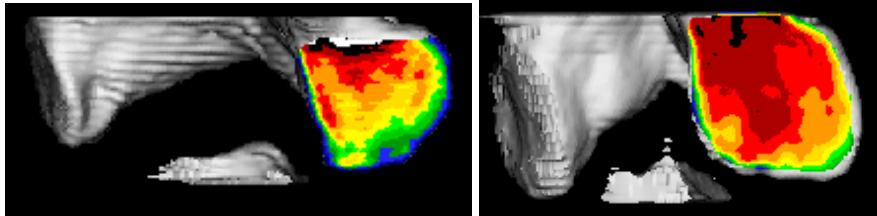


Abb.57: exemplarisch vergleichende Darstellung der unterschiedlichen Ausprägung des Maximum 3 a) in der Präparategruppe (Präparat 5) und b) im Patientenkollektiv (Patient 3)

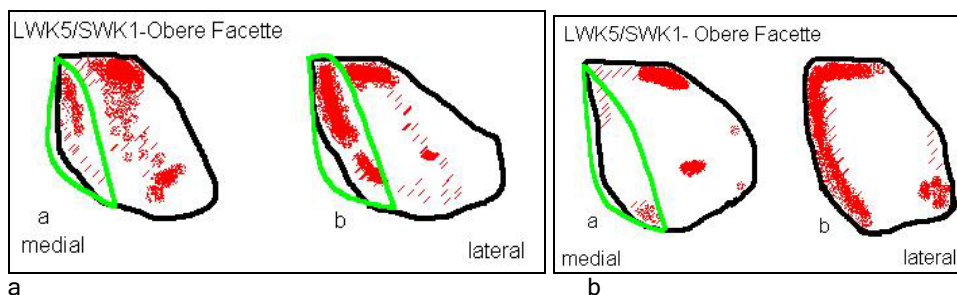


Abb.58: Vergleichende, schematische Darstellung der Unterschiede bezüglich Maximum 3 zwischen Präparate- und Patientengruppe; a) Präparategruppe; b) Patientenkollektiv; Die grüne Markierung bezeichnet den beschriebenen Bereich des Maximums 3, welches bei der Patientengruppe in 7 von 9 Fällen kaum zur Darstellung kommt.

Ähnliche Unterschiede in den Verteilungsmustern wie in den Abbildungen 56 und 58 fanden sich auf allen untersuchten Segmenthöhen und in Bezug auf einen Großteil der einzelnen Maxima.

Somit kann man feststellen, dass zwar grundsätzlich die „kranke“, wie auch die „gesunde“ Gruppe Dichteerhöhungen in vergleichbaren Lokalisationen aufweisen, diese jedoch zum einen bei der Patientengruppe eine geringere Regelmäßigkeit ihres Vorhandenseins aufweisen und zum anderen sich vor allem in Größe und Gewichtung aber auch die Kombination der einzelnen Maxima zu Verteilungsmustern zum Teil erheblich anders darstellt als in der Präparategruppe. Vor allem bezüglich der Gewichtung der einzelnen Maxima weist die Patientengruppe eine Verschiebung, hin zu Maximum 2 auf, wohingegen Maximum 1 deutlich gegenüber der gesunden Gruppe an Bedeutung verliert.

9.2. Quantitative Bestimmung der subchondralen Mineralisierungsdichte

9.2.1. Lendenwirbelsäulenpräparate

Über die anhand der farbkodierten Gelenkflächen (Densitogramme) durchgeführte Pixelmessung konnten die Größe der Gelenkfläche in mm^2 , der absolute Kalziumgehalt in mg, die Kalziummenge pro Flächeneinheit in mg/mm^2 und die Kalziumkonzentration in mg/ml quantitativ ermittelt werden. Zunächst wurden diese Werte vergleichend betrachtet und

segmentbezogene Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet um einen Überblick über die Höhe dieser Werte und ihre Streuung zu erhalten.

Die folgende Tabelle 24 gibt einen Überblick über die ermittelten Werte und die jeweils vorkommenden Maxima und Minima in den oberen Facettengelenksanteilen der 5 untersuchten Segmente. Im Segment LWK1/2 flossen in diese Berechnungen bei jedem Bewegungssegment 20, in den übrigen 4 Bewegungssegmenten jeweils 22 Facettengelenksflächen ein (von einem Präparat lagen die Daten des Bewegungssegmentes LWK/LWK2 nicht vor).

	Mittelw.	StdAbw.	Max	Min
LWK1/2				
Fläche in mm ²	165,48	27,46	218,80	127,36
mg Calcium	40,87	13,90	72,60	19,60
mg Ca/mm ²	0,24	0,06	0,39	0,15
Ca-Konz. in mg/ml	817,90	89,85	935,00	596,00
LWK2/3				
Fläche in mm ²	176,44	25,83	219,53	134,63
mg Calcium	41,69	12,91	71,90	17,60
mg Ca/mm ²	0,23	0,06	0,39	0,13
Ca-Konz. in mg/ml	792,41	110,30	957,00	539,00
LWK3/4				
Fläche in mm ²	192,95	41,85	259,26	128,89
mg Calcium	45,55	20,01	95,10	22,50
mg Ca/mm ²	0,23	0,06	0,40	0,14
Ca-Konz. in mg/ml	771,59	78,43	883,00	586,00
LWK4/5				
Fläche in mm ²	210,36	56,71	310,37	126,23
mg Calcium	51,79	22,61	109,40	27,60
mg Ca/mm ²	0,24	0,05	0,39	0,16
Ca-Konz. in mg/ml	815,64	70,82	923,00	650,00
LWK5/SWK1				
Fläche in mm ²	230,23	54,71	387,65	163,97
mg Calcium	55,65	16,10	94,70	37,90
mg Ca/mm ²	0,24	0,06	0,42	0,19
Ca-Konz. in mg/ml	825,14	57,76	955,00	742,00

Tabelle 24: Übersicht über Mittelwerte, Standardabweichungen, Maxima und Minima der oberen Facettengelenkanteile in den Segmenten LWK1/2 bis LWK5/SWK1

Betrachtet man nun die Einzelwerte der Präparate, ist zunächst keine Korrelation oder Trend zu erkennen. Sämtliche Werte weisen eine relativ große interindividuelle Variabilität auf. Daher wurden zusätzlich Körpergröße und -gewicht der Personen in die Betrachtung eingeschlossen. Hierzu wurden zunächst Mittelwerte aus den jeweils rechten und linken Gelenkflächen eines Präparates und einer Segmenthöhe gebildet, um eine übersichtlichere Menge von Daten zu erhalten. Dies war möglich, da die Differenzen zwischen den beiden Seiten in den meisten Fällen sehr gering waren. Um nun eine mögliche Abhängigkeit der subchondralen Kalziumkonzentration von Alter und Ernährungszustand zu finden, wurden die Humanpräparate in Gruppen eingeteilt und innerhalb dieser Gruppen erneut Mittelwerte

gebildet. Bezüglich des Alters bot sich eine Trennung nach dem 32. Lebensjahr an, da hier ein größerer Alterssprung zum nächsten Präparat mit 44 Lebensjahren vorlag. Hierdurch ergab sich eine relativ gleichmäßige Gruppengröße von 5 Präparaten in der Gruppe 1 der jüngeren Präparate (Lebensalter = 21 - 32 Jahre) und 6 Präparaten in Gruppe 2 (Lebensalter = 44 - 55 Jahre) der älteren Präparate.

Es zeigte sich, dass die Gruppe der Präparate höheren Lebensalters auf allen Segmenthöhen eine höhere subchondrale Mineralisierungshöhe aufwies als die Gruppe der Präparate jüngeren Lebensalters (Abb.59).

Kalziumkonzentration der Gelenkflächen der Humanpräparate nach Altersgruppen - Obere Facettengelenkanteile

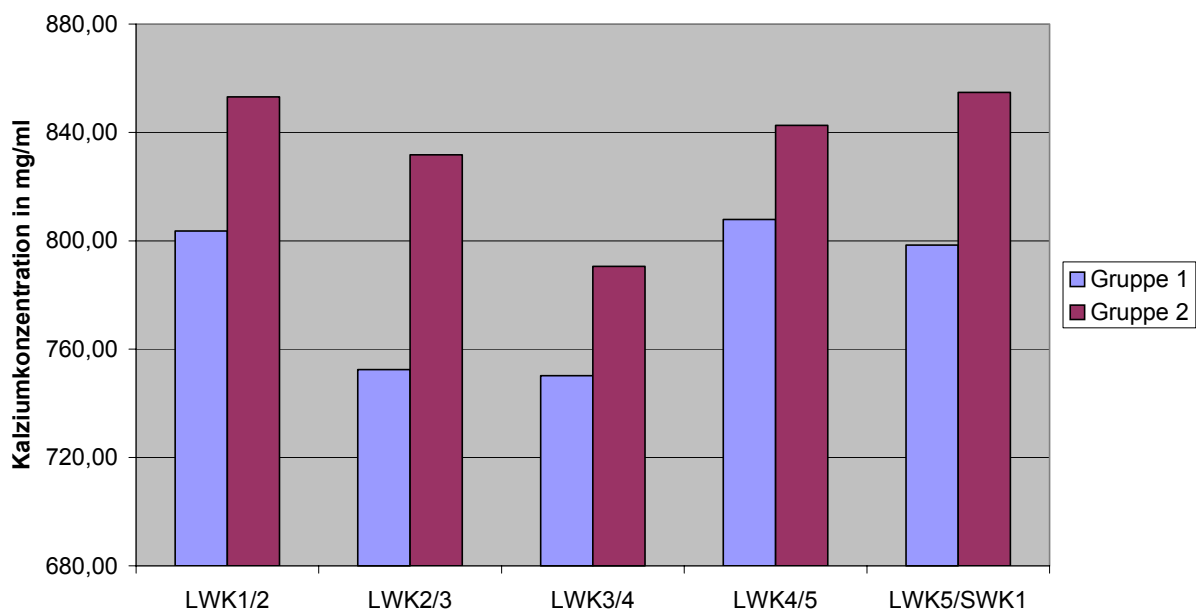


Abb.59: Vergleichende Darstellung der subchondralen Mineralisierungshöhe in Abhängigkeit vom Lebensalter der Humanpräparate. Gruppe 1 = Präparate jüngeren Lebensalters, Gruppe 2 = Präparate höheren Lebensalters

Im nächsten Schritt sollte nun die Abhängigkeit der Mineralisierungsdichte vom Ernährungszustand der Personen geprüft werden. Hierzu wurde als Maß für Unter-, Normal- oder Übergewicht der Body Mass Index herangezogen. Dieser berechnet sich aus der Körpergröße in Metern und dem Körpergewicht. Werte zwischen 20 und 24,5 gelten sowohl für Männer, wie auch für Frauen als normal, höhere und niedrigere Werte zeigen Über- oder Untergewicht an. Analog zur Gruppenbildung in Bezug auf das Lebensalter wurden nun zwei weitere Gruppen gebildet. Gruppe 3 wurde hierbei von 4 Präparaten gebildet und stellte die Gruppe der normalgewichtigen Personen dar (BMI = 20,86 - 23,97). Gruppe 4 umfasste die übrigen 7 Präparate, welche gemessen am Body Mass Index alle als übergewichtig eingestuft werden können (BMI = 25,13 - 40,30).

Hierbei zeigte sich, dass die Gruppe der Normalgewichtigen auf allen Segmenthöhen eine deutlich höhere subchondrale Mineralisierung aufwies (Abb.60).

Kalziumkonzentration der Gelenkflächen der Humanpräparate nach Body Mass Index - Obere Facettengelenkanteile

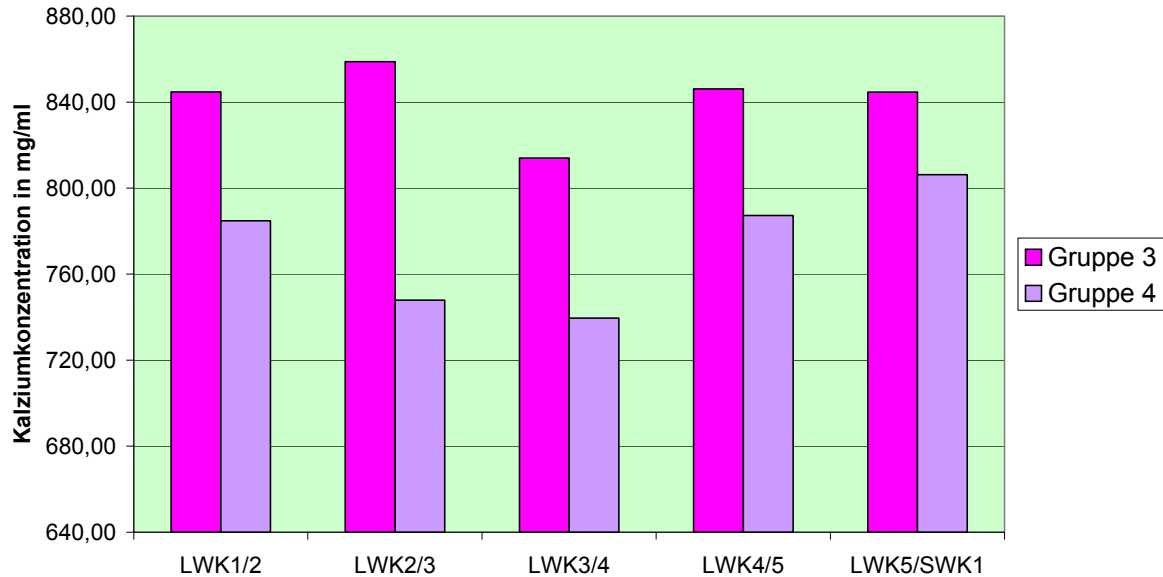


Abb.60: Vergleichende Darstellung der subchondralen Mineralisierungshöhe in Abhängigkeit vom Ernährungszustand. Gruppe 3 = Gruppe der Normalgewichtigen; Gruppe 4 = Gruppe der Übergewichtigen.

Durch den Umstand, dass die Werte der Kalziumkonzentration offensichtlich sowohl mit dem Lebensalter als auch mit dem Body Maß Index korrelieren und durch die sehr unterschiedliche Verteilung der Humanpräparate auf die Gruppen 1 und 2 bzw. 3 und 4 erklärt sich die fehlende Tendenz bei einer Betrachtung aller 11 untersuchten Präparate.

Im nächsten Schritt sollte der Verlauf der Kalziumkonzentration der einzelnen Präparate in Abhängigkeit von der Segmenthöhe untersucht werden.

Hierbei fand sich eine Erhöhung der Konzentration von Segment LWK1/LWK2 zum Segment LWK2/LWK3 in 3 von 10 Fällen (auf dieser Segmenthöhe lagen nur von 10 der 11 untersuchten Präparate Daten vor), bei den übrigen 7 Präparaten verringerte sich die Konzentration. Zum Segment LWK3/4 sank die Kalziumkonzentration noch bei 6 von 11 Präparaten. Dieses Verhältnis kehrt sich im weiteren Verlauf nach kaudal um. Sowohl im Verlauf von LWK3/4 nach LWK4/5, als auch von LWK4/5 nach LWK5/SWK1 erhöht sich die Kalziumkonzentration bei jeweils 7 der 11 untersuchten Präparate (Abb.61).

Verlauf der Kalziumkonzentrationen der Humanpräparate nach Segmenthöhe - Obere Facettengelenkanteile

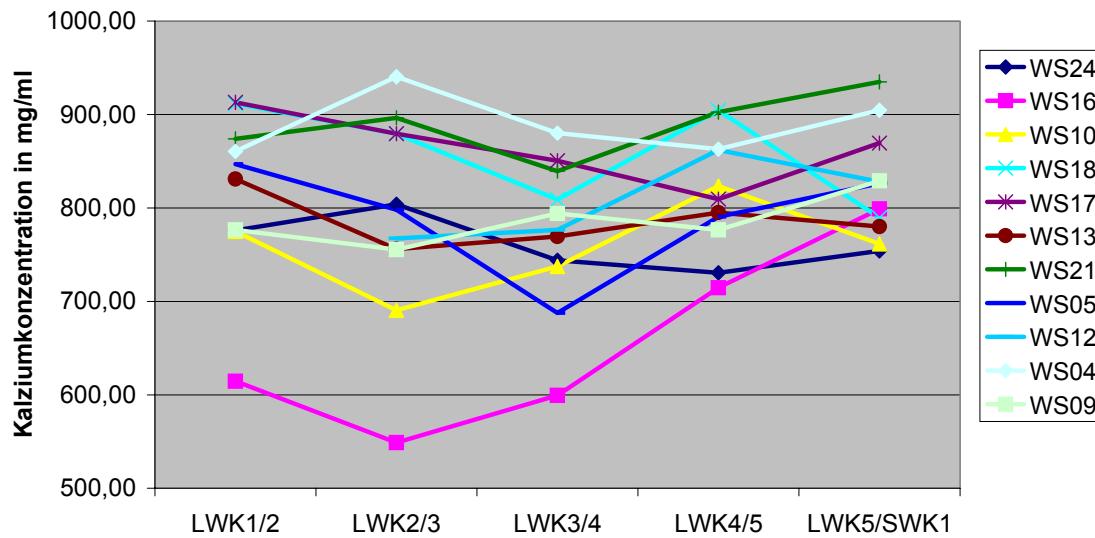


Abb.61: Darstellung des Verlaufs der Kalziumkonzentrationen der einzelnen Humanpräparate in den 5 Bewegungssegmenten der Lendenwirbelsäule. (WS=Wirbelsäule, Zahlen=Präparatnummerierung)

Da die Veränderungen der Kalziumkonzentration zwischen zwei Bewegungssegmenten teilweise sehr gering waren, erschien es sinnvoll auch den Verlauf der Mittelwerte von kranial nach kaudal zu betrachten. Hier bestätigte sich, dass die Kalziumkonzentration bis zum Segment LWK3/4 zunächst sinkt, um bis LWK4/5 wieder deutlich anzusteigen (Abb.62).

Mittelwerte der Kalziumkonzentrationen der Humanpräparate im Verlauf der Lendenwirbelsäule von kranial nach kaudal Obere Facettengelenkanteile

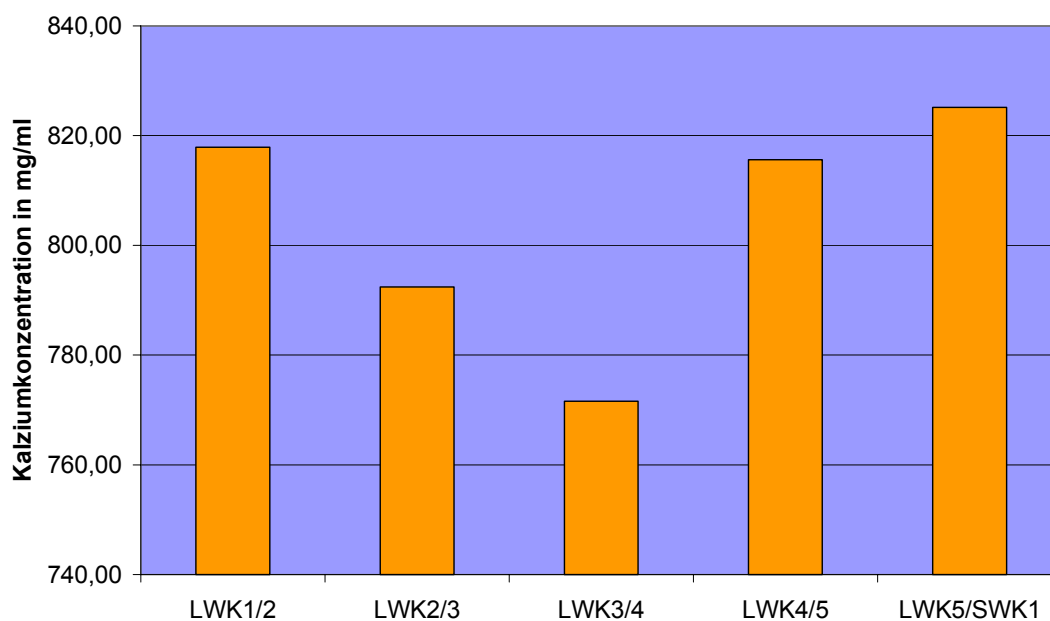


Abb.62: Darstellung des Verlaufs der Mittelwerte der Humanpräparate in Abhängigkeit von der Segmenthöhe von kranial nach kaudal.

Bei der Betrachtung der unteren Facettengelenksanteile wurde analog vorgegangen.

Die folgende Tabelle 25 enthält die Mittelwerte für Gelenkflächengröße in mm², absoluten Kalziumgehalt in mg, Kalziummenge pro Flächeneinheit in mg/mm² und Kalziumkonzentration in mg/ml.

	Mittelw.	StdAbw.	Max	Min
LWK1/2				
Fläche in mm ²	241,01	34,83	297,36	178,86
mg Calcium	59,28	22,34	120,40	24,50
mg Ca ²⁺ /mm ²	0,24	0,07	0,41	0,14
Ca ²⁺ -Konz. in mg/ml	809,15	122,60	1008,00	560,00
LWK2/3				
Fläche in mm ²	218,37	49,28	313,07	149,30
mg Calcium	51,71	18,84	102,00	31,60
mg Ca ²⁺ /mm ²	0,24	0,05	0,37	0,16
Ca ²⁺ -Konz. in mg/ml	800,14	100,03	968,00	656,00
LWK3/4				
Fläche in mm ²	273,45	51,83	412,87	202,46
mg Calcium	71,04	27,42	157,30	40,00
mg Ca ²⁺ /mm ²	0,26	0,06	0,44	0,17
Ca ²⁺ -Konz. in mg/ml	862,64	84,94	1000,00	705,00
LWK4/5				
Fläche in mm ²	271,71	76,57	411,86	178,97
mg Calcium	69,22	33,69	162,70	38,30
mg Ca ²⁺ /mm ²	0,25	0,06	0,45	0,18
Ca ²⁺ -Konz. in mg/ml	836,45	90,64	980,00	636,00
LWK5/SWK1				
Fläche in mm ²	275,02	52,37	446,42	215,92
mg Calcium	73,18	23,39	125,60	46,70
mg Ca ²⁺ /mm ²	0,26	0,06	0,45	0,20
Ca ²⁺ -Konz. in mg/ml	893,59	64,02	1007,00	777,00

Tabelle 25: Übersicht über Mittelwerte, Standardabweichungen, Maxima und Minima der unteren Facettengelenkanteile in den Segmenten LWK1/2 bis LWK5/SWK1

Nach der Einteilung in die Altersgruppen 1 und 2 weisen die unteren Gelenkanteile auf fast allen Segmenthöhen in der Gruppe der Präparate höheren Lebensalters ähnlich wie die oberen Facettengelenksanteile eine deutlich höhere Kalziumkonzentration auf (Abb.63). Im Segment LWK4/5 ist der Konzentrationsunterschied der beiden Gruppen 3,2mg/ml. In diesem Segment sind beide Gruppen also annähernd gleich hoch mineralisiert.

Kalziumkonzentration der Gelenkflächen der Humanpräparate in Abhängigkeit vom Alter - Untere Facettengelenkanteile

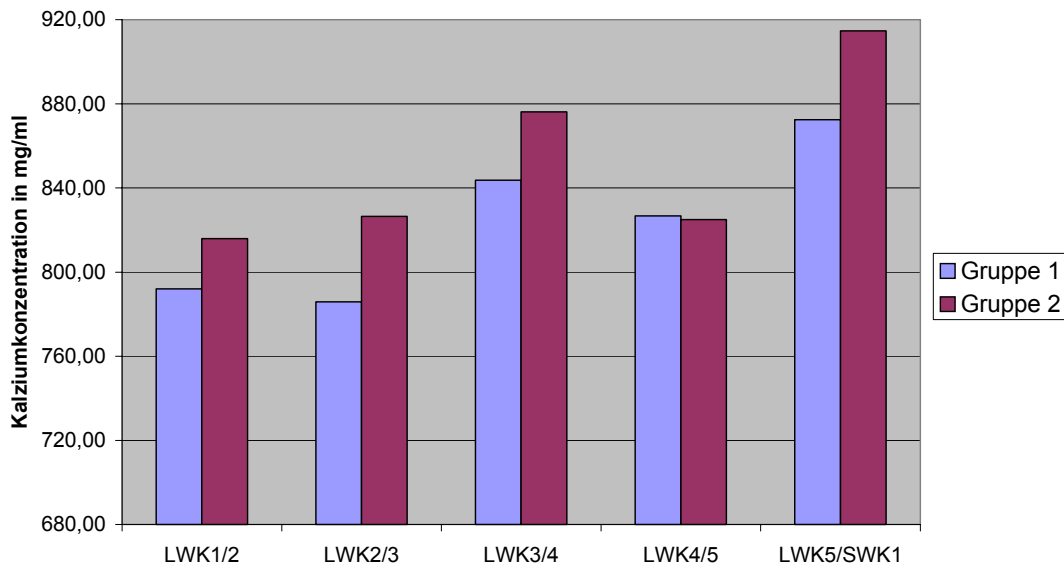


Abb.63: Vergleichende Darstellung der subchondralen Mineralisierungshöhe in Abhängigkeit vom Lebensalter der Humanpräparate. Gruppe 1 = Präparate jüngeren Lebensalters, Gruppe 2 = Präparate höheren Lebensalters

Auch bei der Betrachtung der Konzentrationen in Abhängigkeit vom Ernährungszustand weisen die unteren Gelenkanteile die gleichen Unterschiede zwischen den Gruppen 3 und 4 auf wie die oberen Gelenkanteile. Auch hier sind die Präparate der normalgewichtigen Personen in allen Bewegungssegmenten deutlich höher mineralisiert als die Präparate der Übergewichtigen. Die Differenz der Kalziumkonzentration zwischen den beiden Gruppen sinkt mit absteigender Wirbelkörperhöhe (Abb.64).

Kalziumkonzentrationen der Gelenkflächen in Abhängigkeit vom Body Mass Index - Untere Facettengelenkanteile

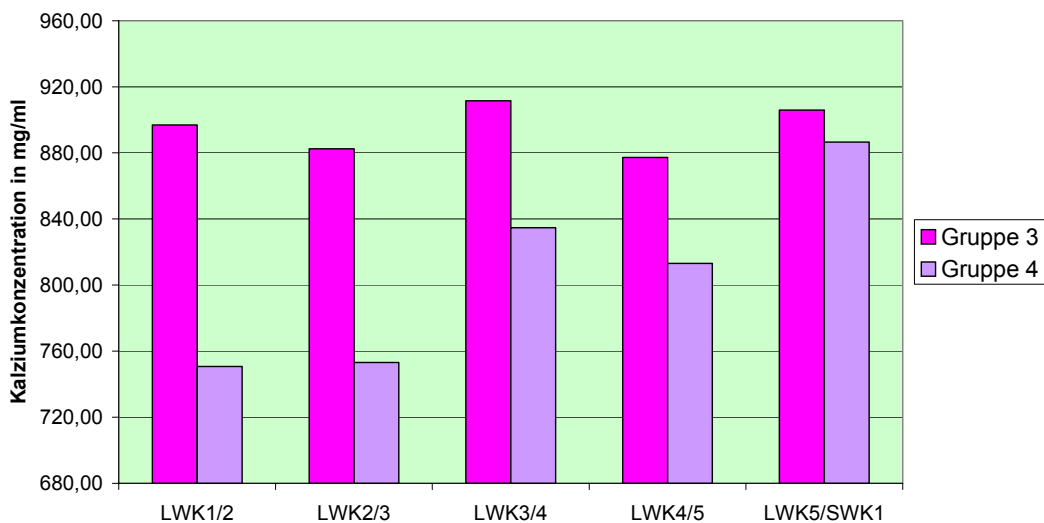


Abb.64: Vergleichende Darstellung der subchondralen Mineralisierungshöhe in Abhängigkeit vom Ernährungszustand. Gruppe 3 = Gruppe der Normalgewichtigen; Gruppe 4 = Gruppe der Übergewichtigen.

Betrachtet man nun analog zu den oberen Facettengelenksanteilen den Verlauf der Kalziumkonzentration von kranial nach kaudal, zeigt sich zunächst ähnlich dazu eine überwiegende Abnahme (8 von 10 Präparaten) vom ersten zum zweiten Bewegungssegment, jedoch ein stark überwiegender Anstieg (10 von 11 Präparaten) zum dritten Bewegungssegment und wiederum ein überwiegendes Absinken der Konzentration zum Segment LWK4/5. Im Verlauf vom Segment LWK4/5 nach LWK5/SWK1 zeigt sich schließlich bei fast allen Präparaten (10 von 11) eine Zunahme der Kalziumkonzentration (Abb.65).

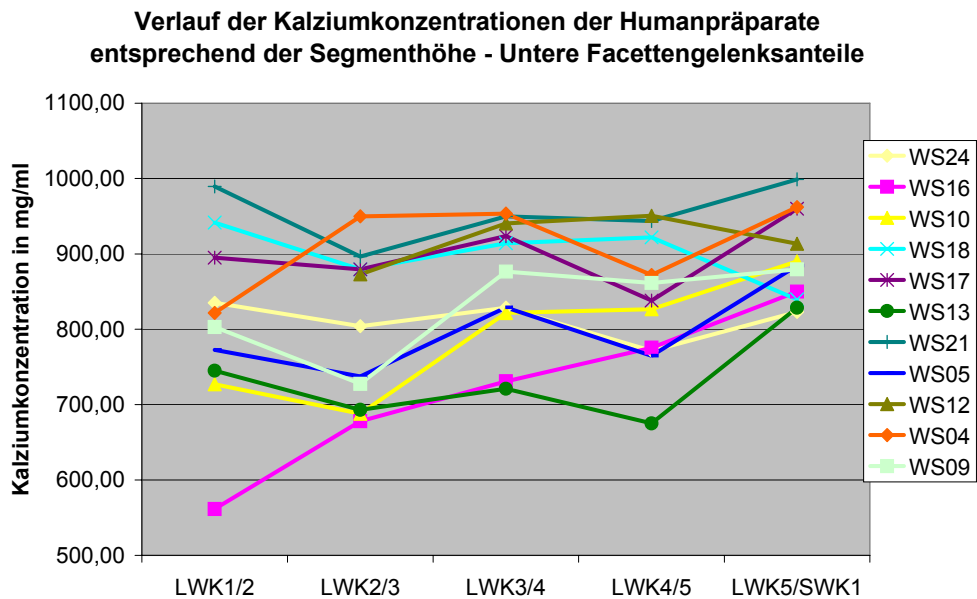


Abb.65: Darstellung des Verlaufs der Kalziumkonzentrationen der einzelnen Humanpräparate in den 5 Bewegungssegmenten der Lendenwirbelsäule. (WS=Wirbelsäule, Zahlen=Präparatnummerierung)

Entsprechend präsentiert sich auch der Verlauf der Mittelwerte von kranial nach kaudal (Abb.66).

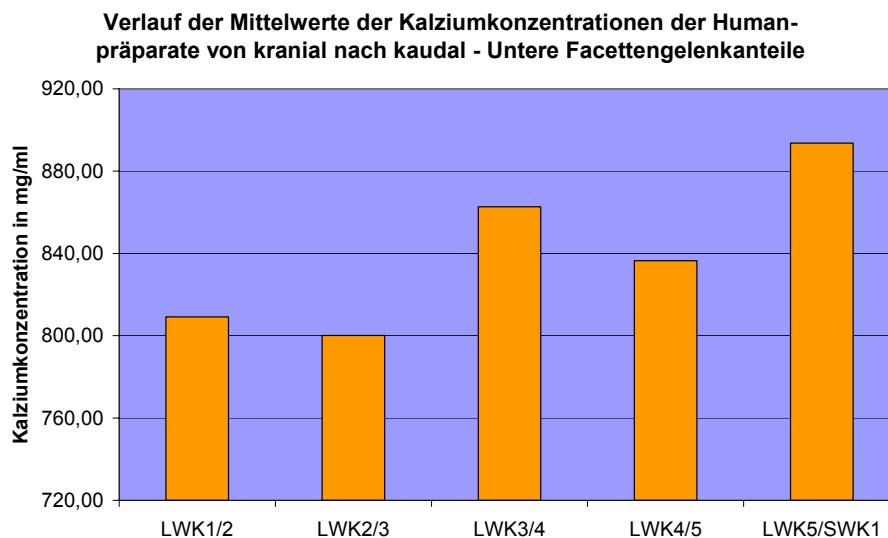


Abb.66: Darstellung des Verlaufs der Mittelwerte der unteren Gelenksanteile der Humanpräparate in Abhängigkeit von der Segmenthöhe von kranial nach kaudal.

Vergleicht man abschliessend noch die Mittelwerte der Konzentrationen zwischen den oberen und unteren Facettengelenksanteilen der 5 Bewegungssegmente zeigt sich, dass bei den kaudalen 4 Segmenten die unteren Gelenkanteile grundsätzlich höher mineralisiert sind (Abb.67).

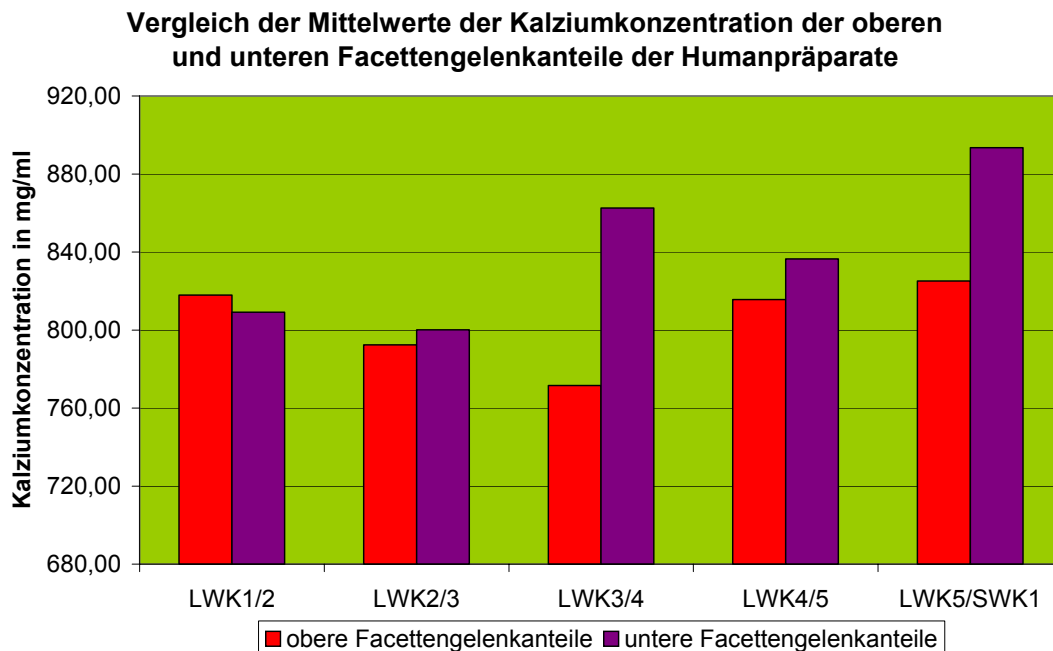


Abb.67: Vergleichende Darstellung der Kalziumkonzentration der jeweils oberen und unteren Facettengelenksanteile der 5 Bewegungssegmente.

Zusammenfassend lässt die quantitative Untersuchung der subchondralen Mineralisierung an den Facettengelenksflächen der Humanpräparate mehrere verschiedene Aussagen zu.

Zum einen zeigte sich, dass ein Vergleich mehrerer Lendenwirbelsäulen eine relativ hohe interindividuelle Variabilität aufweist. Die Mittelwerte der Kalziumkonzentrationen liegen für die oberen Gelenkanteile zwischen 771,59 mg/ml und 825,14 mg/ml und weisen Standardabweichungen bis zu 110,3 auf. Die unteren Gelenkanteile zeigen mittlere Konzentrationen zwischen 800,14mg/ml und 893,5 mg/ml bei Standardabweichungen von bis zu 122,6.

Betrachtet man die Kalziumkonzentrationen der Facettengelenke segmentbezogen, zeigt sich, dass Präparate hohen Lebensalters im Mittel eine höhere Konzentration aufweisen, als Präparate jungen Lebensalters.

Weiterhin zeigte sich, dass sich Präparate von Personen mit einem Body Maß Index < 24,5 im Mittel höher mineralisiert erscheinen als die Präparategruppe mit einem BMI > 24,5.

Im Verlauf der Lendenwirbelsäulenpräparate von kranial nach kaudal war erkennbar, dass die Mineralisierung der Gelenkflächen zumeist im oberen Lendenwirbelsäulenabschnitt abfiel, um bis zum Segment LWK5/SWK1 anzusteigen. Die Mittelwerte aller anderen untersuchten Größen, wie Gelenkflächengröße, Gelenkflächenvolumen und absoluter Kalziumgehalt stiegen im Verlauf von kranial nach kaudal an.

Im Vergleich der oberen mit den unteren Gelenkanteilen eines Facettengelenkes zeigte sich, dass in den Segmenten LWK2/3 bis LWK5/SWK1 die unteren Gelenkanteile immer eine höhere Kalziumkonzentration aufwiesen als die oberen Gelenkanteile.

9.2.2. Patientengruppe

Wie bei den Humanpräparaten wurde auch bei den farbkodierten Darstellungen der Facettengelenksflächen der Patienten eine Pixelmessung durchgeführt.

Bei 12 Patienten konnten jeweils 8 Facettengelenkspaare des Segmentes LWK3/4, 12 Paare des Segmentes LWK4/5 und 9 Paare des Segmentes LWK5/SWK1 untersucht werden.

Die folgende Tabelle 26 gibt einen Überblick über die Mittelwerte, Standardabweichungen, Maxima und Minima der gemessenen Konzentrationen, Gelenkflächengrößen und absolute Kalziumgehalte der oberen Facettengelenksanteile.

	Mittelw.	StdAbw.	Max	Min
LWK3/4				
Fläche in mm ²	241,94	106,38	554,50	140,75
mg Calcium	53,33	29,51	143,00	32,60
mg Ca ²⁺ /mm ²	0,22	0,03	0,26	0,18
Ca ²⁺ -Konz. in mg/ml	876,63	71,19	998,00	727,00
LWK4/5				
Fläche in mm ²	277,25	146,40	756,98	132,19
mg Calcium	57,93	38,24	181,40	29,70
mg Ca ²⁺ /mm ²	0,20	0,04	0,27	0,14
Ca ²⁺ -Konz. in mg/ml	845,54	118,37	980,00	563,00
LWK5/SWK1				
Fläche in mm ²	293,89	150,29	656,75	146,81
mg Calcium	58,90	35,81	149,70	25,90
mg Ca ²⁺ /mm ²	0,20	0,04	0,25	0,10
Ca ²⁺ -Konz. in mg/ml	826,00	81,23	937,00	620,00

Tabelle 26: Übersicht über die Ergebnisse der Pixelmessung an den oberen Gelenkflächenanteilen der Patienten.

Auch in der Patientengruppe war zunächst keine Verbindung zwischen dem Lebensalter und der Kalziumkonzentration erkennbar. Eine Aufteilung der Patienten in 2 Altersgruppen, analog zu den Humanpräparaten war aufgrund der Datenlage und dem Altersspektrum der Patienten wesentlich weniger gut möglich.

Zum einen lagen, wie schon beschrieben häufig nur 2, in einigen Fällen 3 Bewegungssegmente der Patienten zur Untersuchung vor, zum anderen zeigte die Patientengruppe keinen Alterssprung wie die Humanpräparate. Das Patientenkollektiv wurde in eine Gruppe jüngeren Lebensalters mit einem Altersspektrum von 27 bis 38 Lebensjahren (Gruppe 1) und eine Gruppe höheren Lebensalters mit einem Altersspektrum von 45 bis 53 Lebensjahren (Gruppe 2) eingeteilt. In Gruppe 1 waren 8 der 12 Patienten eingeteilt, 5 dieser 8 Patienten waren 37 oder 38 Jahre alt. In dieser Gruppe wurden jeweils die Mittelwerte aus den Daten

der vorliegenden 6 Segmente LWK3/4, 8 Segmente LWK4/5 und 5 Segmente LWK5/SWK1 gebildet und mit den Mittelwerten der Gruppe 2 verglichen.

Der Gruppe 2 waren die übrigen 4 Patienten zugeteilt, wobei hier je 2 Segmente LWK3/4 und je 4 Segmente LWK4/5 und LWK5/SWK1 vorhanden waren.

Die folgende Abbildung 68 zeigt, dass im Patientenkollektiv die Mittelwerte der Kalziumkonzentrationen in Gruppe 2 in allen untersuchten Segmenten niedriger lag als in Gruppe 1. Hierbei ist jedoch zu bedenken, dass auf Grund der Datenlage und des Altersspektrums die Gruppengröße sehr verschieden und inhomogen war.

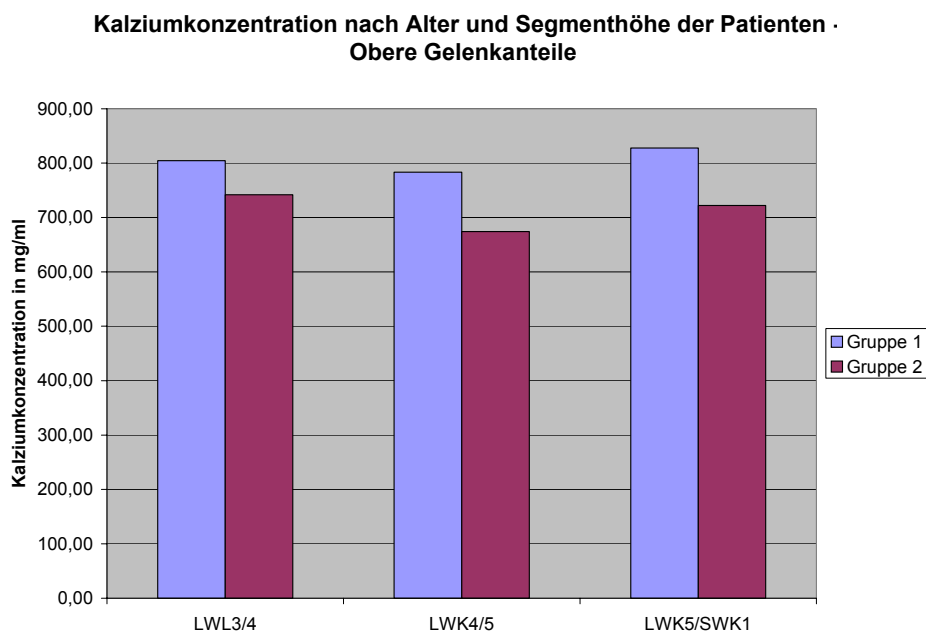


Abb.68: Darstellung der Unterschiede der Gelenkflächenmineralisierung der oberen Gelenkanteile in Abhängigkeit vom Alter der Patienten. Gruppe 1 = Patienten jüngeren Lebensalters, Gruppe 2 = Patienten höheren Lebensalters

Eine Untersuchung eines Zusammenhangs zwischen der Kalziumkonzentration und dem Ernährungszustand war hier nicht möglich, da aus der klinischen Studie (Trouillier 2003) die Informationen über Körpergröße und Gewicht nur unvollständig vorlagen.

Auch die Betrachtung des Verlaufs der Kalziumkonzentration von kranial nach kaudal kann beim Patientenkollektiv nur eingeschränkt erfolgen, da hierbei nur die Segmente LWK3/4 bis LWK5/SWK1 vorlagen. Dazu kommt erneut die Tatsache, dass nicht alle Segmente von allen Patienten vorlagen. Eine Verlaufsbeobachtung wurde trotzdem durchgeführt, um eine mögliche Tendenz der Kalziumkonzentrationen erkennen zu können. Abbildung 69 zeigt zunächst den Verlauf der Konzentrationen bei jedem einzelnen Patienten. Hierbei ist festzustellen, dass vom Segment LWK3/4 nach LWK4/5 bei 6 der 8 untersuchten Patienten ein Absinken der Kalziumkonzentration vorliegt. Vom Segment LWK4/5 nach LWK5/SWK1 ist hingegen eine Konzentrationserhöhung bei 7 der 9 vorliegenden Patienten zu erkennen.

Verlauf der Kalziumkonzentrationen der Patienten von kranial nach kaudal - Obere Facettengelenkanteile

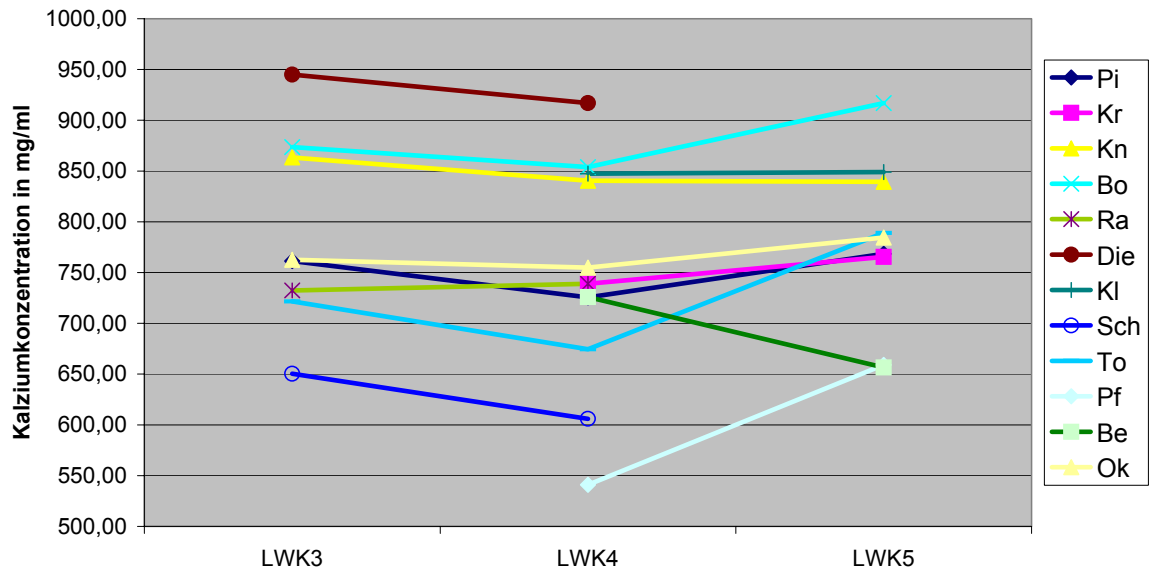


Abb.69: Darstellung des Verlaufs der Kalziumkonzentrationen der einzelnen Patienten im Verlauf von kranial nach kaudal.

Bei einer Betrachtung der Mittelwerte aller Patienten im Verlauf von kranial nach kaudal bestätigt sich die Tendenz der Einzelauswertung. Die Mittelwerte sinken zunächst zum Segment LWK4/5 ab und steigen nach kaudal wieder an (Abb.70).

Verlauf der Mittelwerte der Kalziumkonzentration der Patienten von kranial nach kaudal - Obere Facettengelenkanteile

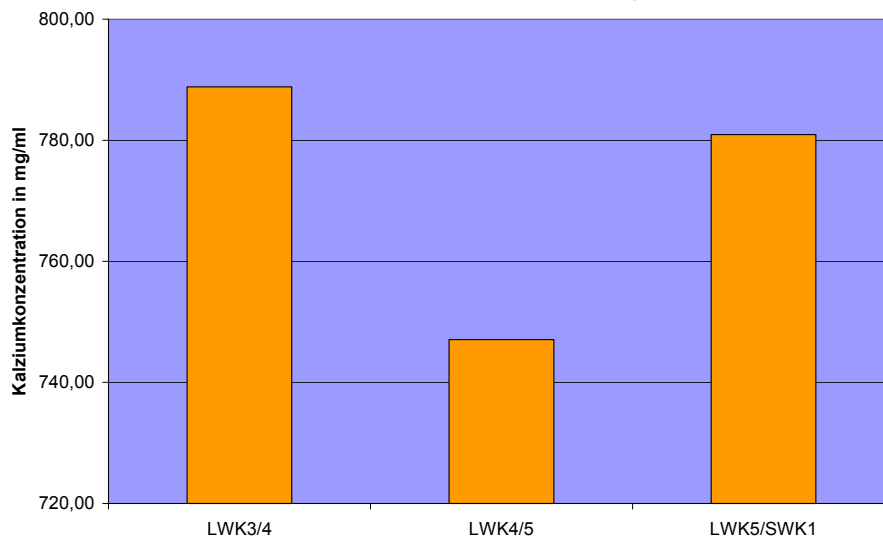


Abb.70: Darstellung der Mittelwerte der Kalziumkonzentrationen der Patienten im Verlauf von kranial nach kaudal.

Die Untersuchung der unteren Gelenkanteile der Facettengelenke der Patienten verlief analog. Auch hier konnten 8 Gelenke des Segmentes LWK3/4, 12 Gelenke des Segmentes LWK4/5 und 9 Gelenke des Segmentes LWK5/SWK1 untersucht werden.

	Mittelw.	StdAbw.	Max	Min
LWK3/4				
Fläche in mm ²	241,94	106,38	554,50	140,75
mg Calcium	53,33	29,51	143,00	32,60
mg Ca ²⁺ /mm ²	0,22	0,03	0,26	0,18
Ca ²⁺ -Konz. in mg/ml	876,63	71,19	998,00	727,00
LWK4/5				
Fläche in mm ²	277,25	146,40	756,98	132,19
mg Calcium	57,93	38,24	181,40	29,70
mg Ca ²⁺ /mm ²	0,20	0,04	0,27	0,14
Ca ²⁺ -Konz. in mg/ml	845,54	118,37	980,00	563,00
LWK5/SWK1				
Fläche in mm ²	293,89	150,29	656,75	146,81
mg Calcium	58,90	35,81	149,70	25,90
mg Ca ²⁺ /mm ²	0,20	0,04	0,25	0,10
Ca ²⁺ -Konz. in mg/ml	826,00	81,23	937,00	620,00

Tabelle 27: Übersicht über die Ergebnisse der Pixelmessung der farbkodierten Gelenkflächendarstellung der unteren Gelenkflächenanteile der Patienten.

Ebenso wie bei der Untersuchung der oberen Gelenkanteile wurden die Patienten auch hier in die beschriebenen Gruppen 1 und 2 entsprechend ihrem Lebensalter eingeteilt und die Werte der Kalziumkonzentrationen miteinander verglichen. Hierbei zeigte sich, dass im Segment LWK3/4 die Gruppe der Patienten höheren Lebensalters eine etwas höhere Mineralisierung aufwies, während in den übrigen zwei Bewegungssegmenten die Gruppe 2 eine geringere Kalziumkonzentration zeigte (Abb.71).

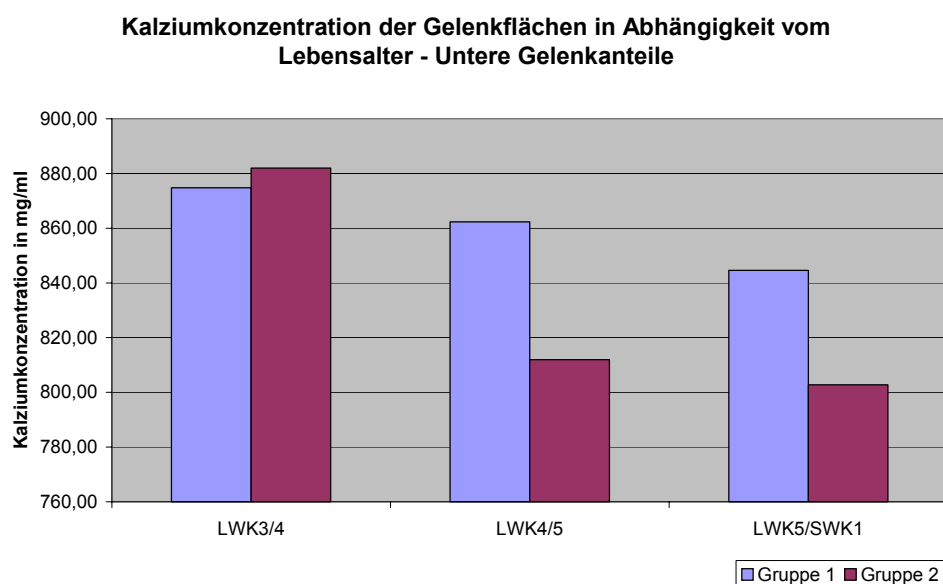


Abb.71: Vergleichende Darstellung der Gelenkflächenmineralisierung der unteren Gelenkanteile der Patienten in Abhängigkeit vom Lebensalter. Gruppe 1 = Patienten jüngeren Lebensalters, Gruppe 2 = Patienten höheren Lebensalters

Bei der Betrachtung des Verlaufs der Mineralisierung von kranial nach kaudal zeigte sich ein Absinken der Kalziumkonzentration von LWK3/4 nach LWK4/5 in 6 von 8 Fällen und ein weiteres Absinken von LWK4/5 nach LWK5/SWK1 in 7 von 9 Fällen (Abb.72).

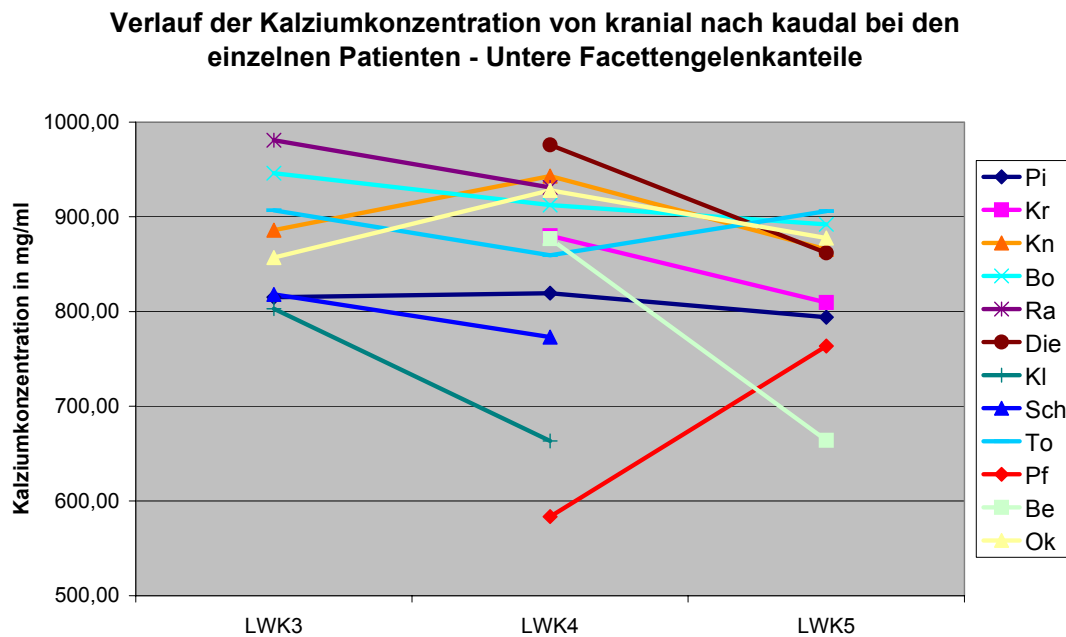


Abb.72: Darstellung der einzelnen Konzentrationsverläufe der unteren Gelenkanteile der Patienten von kranial nach kaudal.

Die Betrachtung des Verlaufs der Mittelwerte bestätigte, wie bei den Untersuchungen an den oberen Gelenkanteilen, das Ergebnis der Einzeluntersuchung. Auch hier fand sich im gesamten Verlauf von kranial nach kaudal ein Absinken der Mineralisierung (Abb.73).

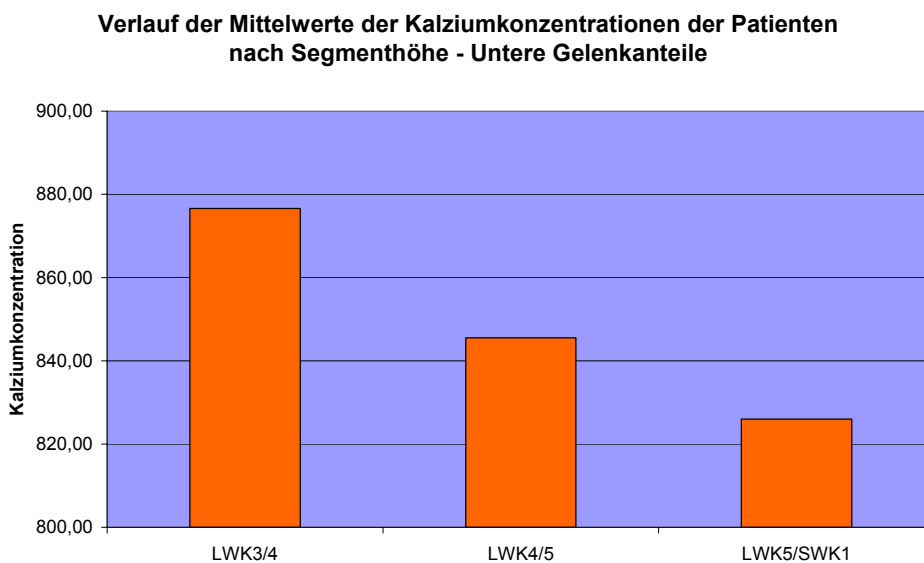


Abb.73: Verlauf der Mittelwerte der Kalziumkonzentration der unteren Gelenkanteile der Patienten.

Bei einem abschliessenden Vergleich der segmentbezogenen Mittelwerte der oberen und unteren Gelenkanteile der Facettengelenke zeigte sich, dass die oberen Gelenkanteile in allen Bewegungssegmenten höher mineralisiert waren als die unteren Anteile (Abb.74).

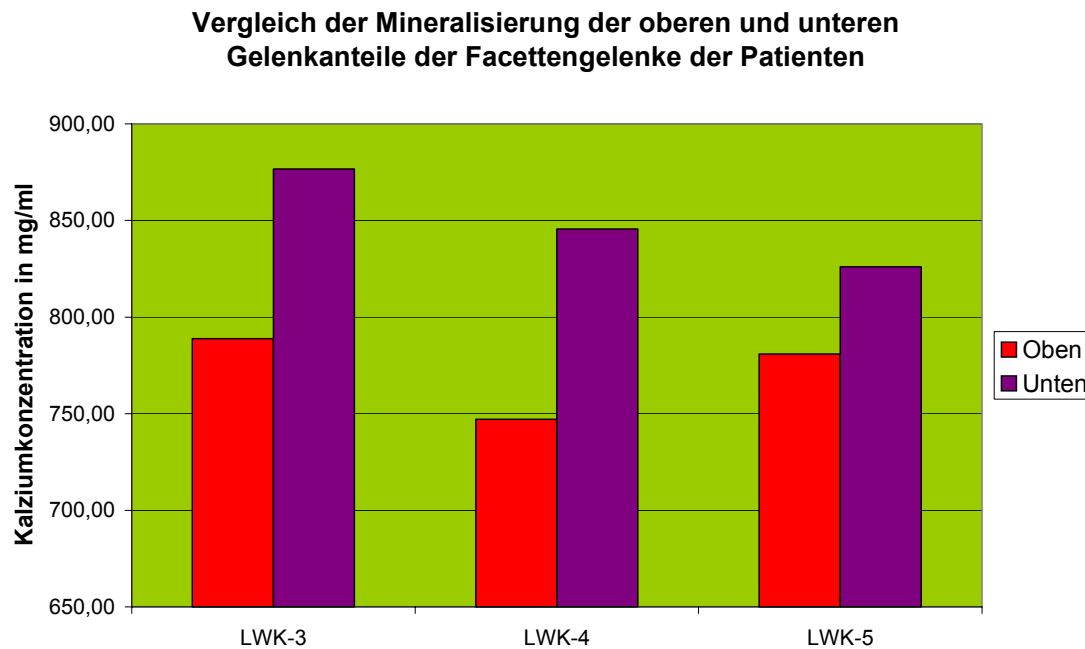


Abb.74: Vergleichende Darstellung der Mittelwerte der Kalziumkonzentrationen der oberen und unteren Gelenkanteile der Patienten.

Da bei den 12 Patienten der klinischen Studie die Erkrankung auf verschiedenen Segmenthöhen vorlag, sollte untersucht werden, ob dies einen Einfluss auf die Mineralisierung hat. 8 der Patienten zeigten die degenerativen Veränderungen im Segment LWK4/5 (= Gruppe 5) und 4 der Patienten im Segment LWK5/SWK1 (= Gruppe 6). Die folgende Abbildung 75 zeigt das Verhalten der Kalziumkonzentrationen in den oberen und unteren Gelenkflächenanteilen in Abhängigkeit der Höhe des erkrankten Segmentes.

Auch bei diesem Vergleich gilt es zu beachten, dass die Gruppengrößen sehr inhomogen waren. Entsprechend inhomogen präsentiert sich hier auch die Mineralisierungshöhe.

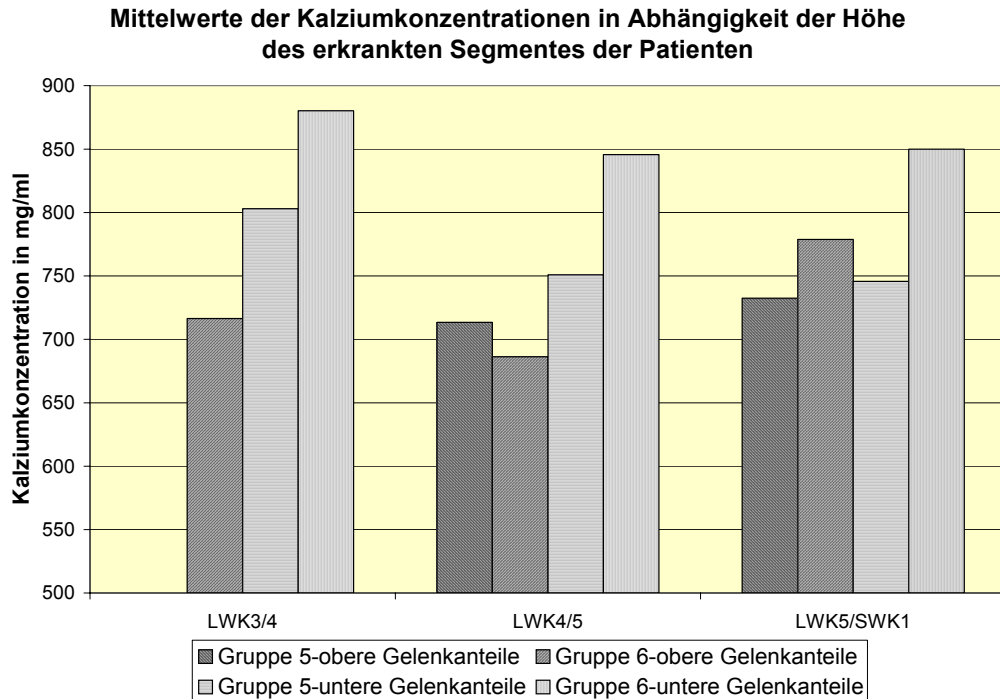


Abb.75: Vergleichende Darstellung der Mineralisierung der Facettengelenke der Patienten entsprechend der Höhe des erkrankten Bewegungssegmentes.
 Gruppe 5 = Segment LWK4/5, Gruppe6 = Segment LWK5/SWK1

Zusammenfassend lässt sich zur Auswertung der quantitativen Bestimmung der Mineralisierungshöhe der Patienten festhalten, dass die Kalziumkonzentrationen der oberen Gelenkanteile bei Standardabweichungen bis 107,48 zwischen 747,08 und 788,81mg/ml und die der unteren Gelenkanteile zwischen 826,0 und 876,63mg/ml bei Standardabweichungen bis 118,37 lagen. Auf allen untersuchten Segmenthöhen zeigte sich, dass die unteren Gelenkanteile höher mineralisiert waren als die oberen.

Im Verlauf der Lendenwirbelsäule von kranial nach kaudal zeigte sich ein Absinken des Wertes vom Segment LWK3/4 nach LWK4/5 bei den oberen und den unteren Gelenkanteilen, beim Segment LWK5/SWK1 war eine Erhöhung der Mineralisierung der oberen und ein Absinken der Werte der unteren Gelenkanteile zu beobachten.

Andere der ermittelten Werte, wie die Gelenkflächengröße, das Volumen der subchondralen Knochenlamelle und der absolute Kalziumgehalt stiegen im Verlauf von kranial nach kaudal regelhaft an.

Ein Zusammenhang mit dem Lebensalter der erkrankten Personen war aufgrund der Datenlage nur unsicher möglich, zeigte aber, dass die Patienten höheren Lebensalters eine geringere Mineralisierung aufwiesen.

Die Beurteilung der Korrelation der Mineralisierungshöhe der Segmente mit der Höhe des erkrankten Bewegungssegmentes war in gleicher Art durch die unvollständige Datenlage beeinträchtigt und zeigte ein inhomogenes Bild im Bereich der oberen und unteren Gelenkanteile.

9.2.3. Vergleich der Lendenwirbelsäulenpräparate mit der Patientengruppe

Die folgende Tabelle 28 gibt zunächst Aufschluss über die Unterschiede der Messergebnisse zwischen den Humanpräparaten und dem Patientenkollektiv.

	LWK3 Oben	LWK3 Unten	LWK4 Oben	LWK4 Unten	LWK5 Oben	LWK5 Unten
Kalziumkonzentration	⇒ ↑ (+2,23%)	⇒ ↑ (+1,63%)	↓ (-8,41%)	⇒ ↑ (+1,09)	↓ (+5,4%)	↓ (-7,56%)
Standardabweichung	↑ ↑ (+31,28)	↓ (-16,13%)	↑ ↑ (+51,77%)	↑ ↑ (+30,59%)	↑ ↑ (+46,17%)	↑ ↑ (+26,88%)
Fläche	↑ (+12,02%)	↓ (-11,5%)	↑ ↑ (+23,26%)	⇒ ↑ (+2,04%)	↑ (+11,77%)	↑ (+6,86%)
Standardabweichung	↑ ↑ (+155,53%)	↑ ↑ (+105,25%)	↑ ↑ (+143,05%)	↑ ↑ (+91,2%)	↑ ↑ (+121,02%)	↑ ↑ (+186,98)
<i>Volumen</i>	↓ (-5,95%)	↓ ↓ (-25,13%)	⇒ ↑ (+2,34%)	↓ (-15,57%)	↓ (-7,79%)	↓ (-13,3%)
Standardabweichung	↑ ↑ (+49,9%)	↑ ↑ (+20,2%)	↑ ↑ (+57,34%)	↑ ↑ (+27,39%)	↑ ↑ (+72,17%)	↑ ↑ (+57,95%)
mg Kalzium	↓ (-6,3%)	↓ ↓ (-24,93%)	↓ (-5,56%)	↓ (-16,31%)	↓ (-11,9%)	↓ (-19,5%)
Standardabweichung	↑ ↑ (+29,94%)	↑ (+7,62%)	↑ ↑ (+53,38%)	↑ (+13,51%)	↑ ↑ (+81,37%)	↑ ↑ (+53,1%)
mg/mm2	↓ (-17,39%)	↓ (-15,39%)	↓ ↓ (-25%)	↓ ↓ (-20%)	↓ (-20,83%)	↓ ↓ (-23,08%)
Standardabweichung	↓ ↓ (-50%)	↓ ↓ (-50%)	↓ ↓ (-20%)	↓ ↓ (-33,33%)	↓ ↓ (-33,33%)	↓ ↓ (-33,33%)

Tabelle 28: Änderungen und deren prozentuale Höhe der Werte des Patientenkollektivs im Vergleich zu den Humanpräparaten. **Grün** = Wert sinkt; **Rot** = Wert steigt; **Gelb** = Wert bleibt annähernd gleich

Bei einem Vergleich der Mittelwerte der oberen und unteren Gelenkanteile der Humanpräparate mit dem Patientenkollektiv ist kein klarer Unterschied im Sinne von grundsätzlich höheren oder niedrigeren Werten in einer der beiden Gruppen erkennbar (Abb.76).

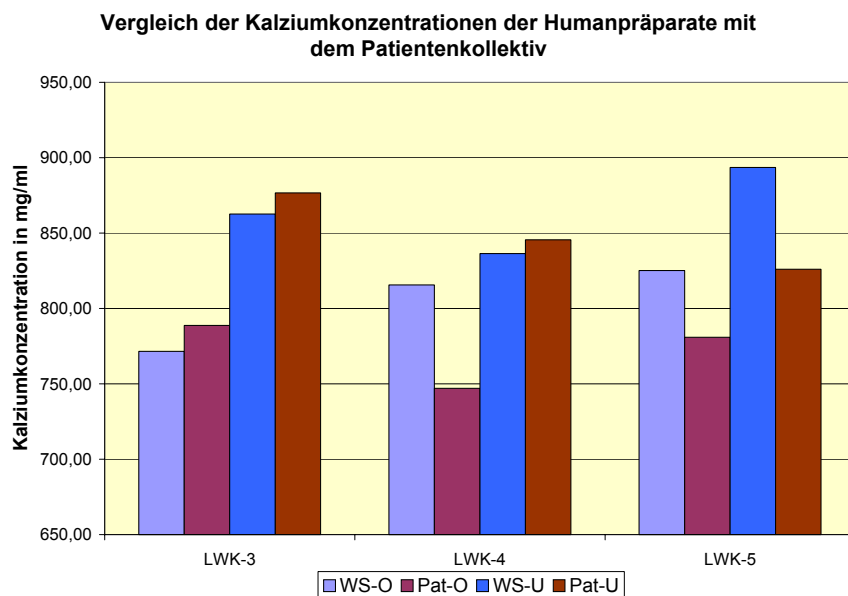


Abb.76: Vergleichende Darstellung der Kalziumkonzentrationen der oberen und unteren Gelenkanteile der Humanpräparate und des Patientenkollektivs.

Betrachtet man hingegen den Verlauf der Konzentrationen (siehe auch Abb.62/66 und Abb.70/73) von kranial nach kaudal, zeigen sich klare Unterschiede. Während in der Gruppe der Humanpräparate die oberen Gelenkflächen einen deutlichen Konzentrationsanstieg bis zum Segment LWK5/SWK1 zeigen, verzeichnen die unteren Gelenkflächen zwar im Segment LWK4/5 einen leichten Abfall, dann jedoch wieder einen deutlich Anstieg auf die höchsten Werte im Verlauf. Hingegen ist im Patientenkollektiv sowohl bei den oberen, als auch bei den unteren Gelenkflächen ein Absinken der Konzentrationswerte von kranial nach kaudal zu beobachten.

Untersucht man nun auch die Werte des absoluten Kalziumgehaltes (Abb.78) und des Kalziumgehaltes pro Flächeneinheit (Abb.77), zeigt sich eine deutliche Erniedrigung aller Werte auf allen Segmenthöhen im Patientenkollektiv.

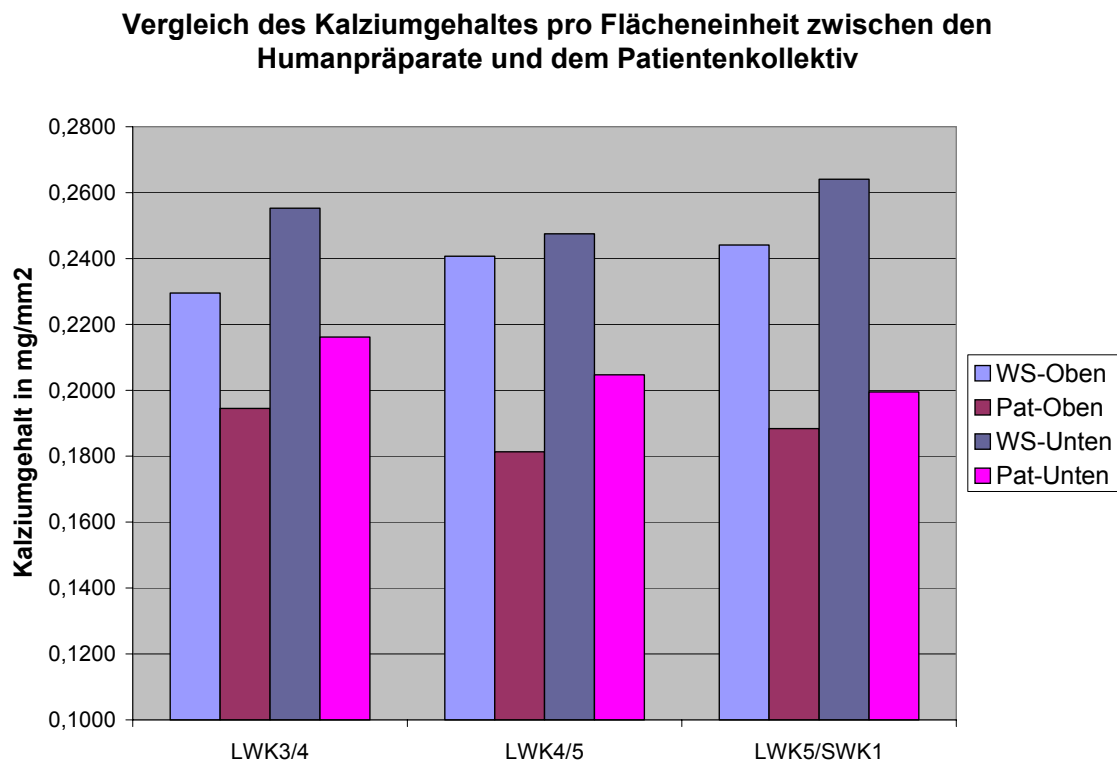


Abb.77: Vergleich des Kalziumgehaltes pro Flächeneinheit zwischen den Humanpräparaten und dem Patientenkollektiv.

Vergleich des absoluten Kalziumgehaltes der Humanpräparate mit dem Patientenkollektiv

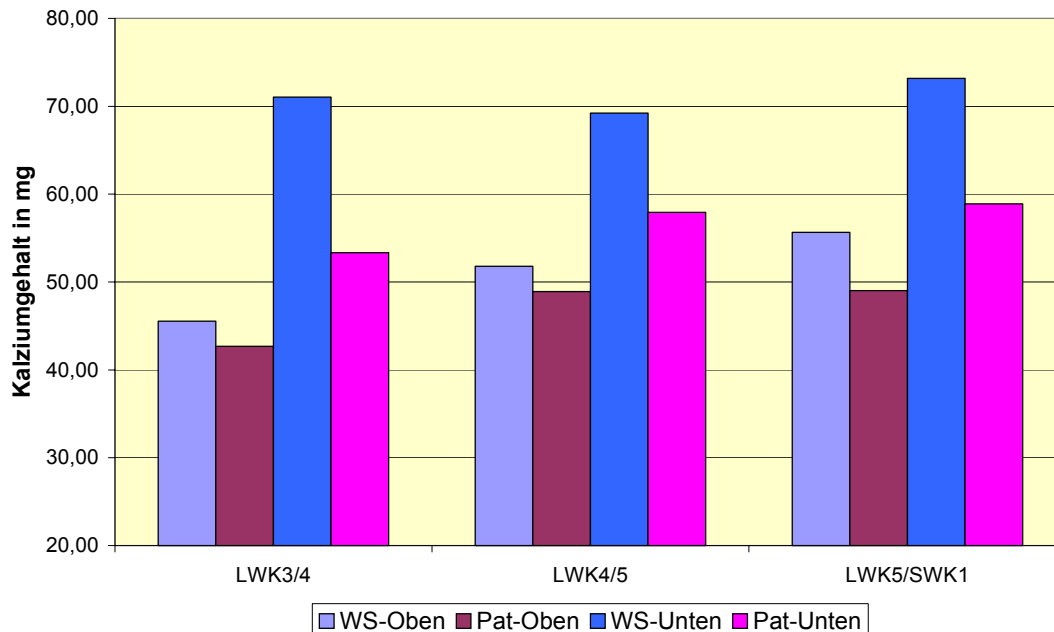


Abb.78: Vergleich des absoluten Kalziumgehaltes zwischen den Humanpräparaten und dem Patientenkollektiv.

Auffällig ist weiterhin, dass die Standardabweichungen (Tabelle 28) nahezu aller ermittelten Werte in der Patientengruppe deutlich höher angesiedelt sind als in der Gruppe der Humanpräparate. Dies zeigt, dass die Streuung der Werte im Patientenkollektiv deutlich erhöht ist.

Betrachtet man nun abschließend das Verhalten der Werte für die oberen und unteren Gelenkflächen (Abb.67 und 74) zeigt sich, dass sowohl in der Gruppe der Humanpräparate, wie auch im Patientenkollektiv die unteren Gelenkanteile in der Regel stärker mineralisiert sind als die oberen.

10. Diskussion der morphometrischen Studie

10.1. Messung der subchondralen Knochendichte

Die Untersuchung der Mineralisierung der subchondralen Knochendichte an Gelenken hat in der Forschung bereits häufig ihre Anwendung gefunden. Besonders an Knie- und Ellenbogengelenken konnte gezeigt werden, dass die subchondrale Mineralisierung die Belastungsanamnese eines Gelenkes widerspiegelt (Müller-Gerbl 1992a) und dass sie somit ein Ausdruck von physiologischer oder auch pathologischer Gelenkbeanspruchung sein kann. Zur Analyse dieser subchondralen Mineralisierungsdichte wurde die computertomographische Osteoabsorptiometrie gewählt, welche eine in diesem Bereich etablierte Methode darstellt und bereits in vielen Forschungsbereichen angewandt wurde.

Untersucht wurden in dieser Studie zwei Gesichtspunkte der subchondralen Mineralisierung der Facettengelenke: Das Verteilungsmuster sowie die quantitative Höhe der Mineralisierung.

Es wurden einerseits nicht degenerativ veränderte humane Lendenwirbelsäulenpräparate untersucht und auf der anderen Seite mit den Facettengelenken eines Patientenkollektives mit degenerativer Wirbelsäulenerkrankung verglichen.

Bei der Betrachtung der nativen, frischen Wirbelsäulenpräparate zeigte sich zunächst, dass die Lage der Dichtemaxima bei allen untersuchten Präparaten ähnlich war. Immer fand sich mediokranial bzw. -kaudal ein Hauptmaximum und 1-2 weitere regelmäßig vorkommende Maxima. Dies deckt sich mit den Ergebnissen einer an formalinfixierten Leichenpräparaten durchgeführten Studie (Müller-Gerbl 1992a). Ähnliche Ergebnisse fanden sich in einer Untersuchung an Wirbelsäulen von Patienten mit einer Wirbelkörperfraktur (Wagner 2005).

Im direkten Vergleich der als gesund betrachteten Gruppe der Leichenpräparate mit der als degenerativ verändert betrachteten Gruppe der Patientenwirbelsäulen zeigten sich vergleichbare Verteilungsmuster. Dies führt zu der Annahme, dass auch eine Facettengelenksdegeneration nicht wie beispielsweise am Kniegelenk oder am Ellenbogengelenk (Müller-Gerbl 1992a) zu einer Lageverschiebung der Dichtemaxima führt.

Eine weitere Bestätigung dieser Ergebnisse findet sich in einer vergleichenden Studie der präoperativen Mineralisierungsverteilung (Implantation einer Zwischenwirbelendoprothese) und der 6 Monate postoperativ gemessenen Verteilung in der hier ebenfalls untersuchten Patientengruppe (Trouillier 2003).

Es findet sich jedoch ein Unterschied zwischen den untersuchten Kollektiven, auf den bislang in anderen Studien nicht eingegangen wurde. Obwohl beide Gruppen eine ähnliche Lageverteilung der Dichtemaxima aufwiesen, war bei der erkrankten Gruppe eine Veränderung des Verhältnisses der 3 vorherrschenden Maxima untereinander in Bezug auf Größe und optische Mineralisierungshöhe zu verzeichnen. Dies könnte als Folge der degenerativen Erkrankung gewertet werden. Wichtig erscheint in diesem Zusammenhang, dass die Patienten lediglich einen mittleren Grad der Facettengelenksdegeneration aufwiesen. Daher sind zur Bestätigung dieses Verdachtes weitere Studien mit einerseits größerer Fallzahl und andererseits an Patienten mit einem hohen Grad der Facettengelenksdegeneration erforderlich.

Bezüglich der Mineralisierungshöhe zeigte sich zunächst ein sehr inhomogenes Bild, welches kein klares Ergebnis zu liefern schien. Vergleichsuntersuchungen zu der Fragestellung der normalen Mineralisierungshöhe eines Facettengelenkes der Lendenwirbelsäule existieren nicht. Bei der genaueren Betrachtung der Resultate und einer Aufteilung in Untergruppen zeigten sich verschiedene Korrelationen.

Mit steigendem Lebensalter der Präparate war eine höhere Gesamtmineralisierung zu verzeichnen, Präparate jüngeren Lebensalters wiesen in der Regel eine niedrigere Gesamt-

mineralisierung auf. Eine mögliche Erklärung hierfür könnte eine Summation der Beanspruchungen im Verlaufe des Lebens sein, welche sich in der Belastungsanamnese eines Facettengelenkes in dieser Art widerspiegelt.

Eine Unterteilung der Präparate nach Body Mass Index (BMI) zeigte eine höhere Mineralisierung bei normalgewichtigen im Vergleich mit den übergewichtigen Personen.

Eine Ursache für diesen Umstand könnte sich in einer höheren körperlichen Aktivität in der Gruppe der Normalgewichtigen finden lassen, welche zu einer in der Summe höheren Belastung der Facettengelenke führt. Weitere Einflüsse, wie beispielsweise der Beruf der untersuchten Personen oder die Lebensumstände wurden in dieser Studie entsprechend der Datenlage nicht eruiert.

Obwohl Korrelationen zu Lebensalter und BMI gefunden werden konnten, erscheinen die sich hieraus ergebenden Gruppengrößen der untersuchten Präparate nicht ausreichend, um allgemeingültige Aussagen zur physiologisch vorliegenden Mineralisierungsdichte zu treffen. Vielmehr kann die vorliegende Untersuchung ein Ausgangspunkt für weiterführende Studien mit größeren Fallzahlen zu dieser Fragestellung sein.

Im Vergleich der Präparate mit der Patientengruppe in Bezug auf die Mineralisierungsdichte lassen sich zunächst keine generell höheren oder niedrigeren Werte bei einer dieser Gruppen finden.

Ein deutlicher Unterschied findet sich indes bei der absoluten Kalziummenge: diese ist bei den Patienten grundsätzlich gegenüber der Präparategruppe erniedrigt.

Dies könnte derart interpretiert werden, dass ein verringerter Kalziumgehalt auf eine Pathologie im Bereich der Facettengelenke hindeutet.

Eine weitere mögliche Ursache für diese Tatsache könnte in einer schmerzbedingten Immobilisation in der kranken Patientengruppe liegen, da die Patienten bereits seit langem unter Schmerzen litten und daher eventuell auf einige normale körperliche Aktivitäten verzichteten.

Gegensätzlich dazu stellt sich der Vergleich der prä- und postoperativen Mineralisierung der Patientengruppe dar (Trouillier 2003). Hier zeigt sich postoperativ nach Implantation einer Prothese, bei klinisch vorliegender Beschwerdeverbesserung ein Abfall der Mineralisierungshöhe, ohne dass eine postoperative Immobilisierung vorliegt. Dies legt die Vermutung nahe, dass eine Abnahme der Mineralisierungsdichte einer Verbesserung der Situation entsprechen könnte. Eine Abnahme durch verringerte Belastung der Gelenkflächen durch operativ bedingte nachhaltige Segmentdistraktion ist hier nicht zu vermuten, da in genannter Studie auch das Anschlusssegment mit einer Abnahme des Mineralisierungsgehaltes reagiert. Auch der Verfasser dieser Studie (Trouillier 2003) interpretiert dieses Ergebnis kritisch als mögliche Normalisierung des subchondralen Mineralisationsgehaltes bei wiedererlangter Segmentkinematik und normalem Alltagsverhalten der Patienten bei Beschwerdeverbesserung nach Implantation einer Bandscheibenprothese.

Wagner (Wagner 2005) fand in einer vergleichenden Studie der Mineralisierungshöhe vor und nach posteriorer Stabilisation bei unfallverletzten thorakolumbalen Wirbelsäulen ebenfalls eine überwiegende Abnahme der Mineralisierungsdichte bis zur Entfernung der Fixation, wohingegen bei einer später nachuntersuchten Patientengruppe häufiger ein Anstieg der Mineralisierung zu finden war. Hierbei zeigte sich bei der später nachuntersuchten Gruppe ein stärkerer Mineralisierungsanstieg im Anschlußsegment, welches sich in der früh untersuchten Gruppe gleich dem operierten Segment verhalten hatte. Eine Aussage über eine physiologische oder pathologische Mineralisierungshöhe wird in dieser Studie ebenfalls nicht getroffen.

Ein weiterer Unterschied zwischen den als gesund betrachteten Präparaten und den als krank betrachteten Patienten findet sich im Verlauf der Mineralisierungshöhe von kranial nach kaudal. Während bei den als gesund betrachteten Präparaten die Kalziumkonzentration in den kaudalen Bewegungssegmenten deutlich höher als in den kranialen Segmenten liegt, findet sich in der Patientengruppe ein eher umgekehrter und inhomogener Verlauf.

Allerdings ist zu bemerken, dass dieser Vergleich angesichts verschiedener Umstände nur sehr eingeschränkt verwertbar ist.

Zum einen zeigt sich, dass hier ebenfalls die Fallzahl zu gering ist, um allgemeingültige Aussagen treffen zu können. Besonders deutlich wird dieser Umstand angesichts der im Patientenkollektiv deutlich erhöhten Standardabweichungen, welche als Maß für die Streubreite der Werte die interindividuelle Inhomogenität dieser Gruppe zeigen.

Zum anderen konnten bei der Patientengruppe ausschließlich 3, in einigen Fällen sogar nur 2 Bewegungssegmente beurteilt werden, da wegen der Strahlenbelastung nur der unmittelbar pathologische Bereich mittels CT erfasst wurde. Dies führt, wie bereits im Ergebnisteil (Kap. 9.2.2.) bemerkt, zu einer sehr inhomogenen Gruppenverteilung und zu teilweise sehr kleinen Vergleichsgruppen.

Vergleichbare Untersuchungen zum Verlauf der Mineralisierungshöhe von kranial nach kaudal sind in der aktuellen Literatur derzeit nicht zu finden.

10.2. Fehlerbetrachtung

Wichtig erscheinen in der kritischen Betrachtung dieses Abschnittes der vorliegenden Arbeit folgende Aussagen:

1. In der Untersuchung der Präparategruppe ließen sich klare Mineralisierungsmuster mit 3 regelmäßig auftretenden Maxima ableiten, welche sowohl bei kranken Patienten als auch bei Beschwerdefreiheit erkennbar waren. Auch nach Fusion bei Fraktur veränderten sich diese Muster nicht. Schlussfolgernd ist hier zu vermuten, dass die bisher untersuchten Pathologien und Operationstechniken am Facettengelenk keine Auswirkung auf die Lage der Dichtemaxima haben.

- Inwiefern jedoch bei chronisch- bzw. akut entzündlichen Erkrankungen eine Umverteilung der Lagemaxima stattfindet bleibt zu untersuchen.
2. Das Verhältnis zwischen den 3 regelmäßig auftretenden Maxima in Bezug auf Größe und optische Mineralisierungshöhe erschien im Patientenkollektiv gegenüber der Präparategruppe verändert. Inwiefern der hier gefundene Unterschied tatsächlich auf die Facettengelenksdegeneration zurückzuführen ist, bleibt anhand weiterer Studien mit größeren Fallzahlen und unter Einbeziehung von Patienten mit höhergradiger Facettengelenksdegeneration endgültig zu beweisen.
 3. Im Gegensatz zur Lageverteilung der Mineralisierungsdichte findet sich bei der Höhe der Gesamtmineralisierung ein wesentlich bunter gemischtes Bild. Es erscheint nicht möglich, anhand der vorliegenden Daten einen Standard für die optimale „gesunde“ Höhe der Mineralisierung festzulegen. Vor allem die in dieser Studie betrachtete Fallzahl und die Datenlage zu den Patienten und den untersuchten Präparaten erscheint hierbei nicht ausreichend, um den interindividuellen Unterschied auszugleichen und weitere Einflussfaktoren zu determinieren und auszuschließen.
 4. Im Vergleich mit der kranken Patientengruppe zeigt sich als deutlichster Unterschied der absolute Kalziumgehalt. Diese Differenz legt die Vermutung nahe, dass im Bereich der Mineralisierungshöhe sehr wohl ein Indikator für eine pathologische Facettengelenksdegeneration zu suchen ist. Dies wiederum bestätigt auch die Studie von Trouillier (Trouillier 2003) mit einem individuellen prä- und postoperativen Mineralisationsvergleich sowie die Studie von Wagner (Wagner 2005).
 5. Es bleibt also festzuhalten, dass die Messung der subchondralen Mineralisierung der Facettengelenke zwar die Auswirkung einer Gelenkspathologie aufzeigen kann, die bisher vorliegenden Daten dies jedoch nur an Verlaufsuntersuchungen bei einzelnen Individuen zeigen konnten. Daher war in der vorliegenden Studie keine Feststellung von Standards bezüglich der Mineralisierungshöhe möglich, da diese entweder nicht existieren oder nur in Abhängigkeit von einer großen Anzahl interindividueller Charakteristika festzulegen sind.

Somit kann die vorliegende Untersuchung keine klaren Regeln für die Morphologie gesunder und die Pathomorphologie degenerativ veränderter Facettengelenke aufstellen sondern vor allem eine Anregung zu weiterführenden Studien mit deutlich größeren Fallzahlen sein.

Die bereits in den Vergleichsstudien (Müller-Gerbl 1992a, Wagner 2005, Trouillier 2003) festgestellten interindividuellen Unterschiede liegen zumindest bei der quantitativen Analyse in einem Bereich, welcher große Fallzahlen erfordert.

11. Ausblick

Angesichts der im vorangegangenen Kapitel besprochenen Kritikpunkte wären an weiterführende Studien dementsprechend folgende Anforderungen zu stellen:

- Ausreichend große Gesamtfallzahlen, sowohl im Bereich der Präparategruppe, als auch im Bereich der untersuchten Patienten.
- Eine standardisierte Erfassung von Daten der Patientengruppe zu möglichen Einflussfaktoren wie Gewicht, Größe, Lebensumstände und Beruf.
- Im Hinblick auf eine mögliche Unterteilung des Gesamtkollektivs, Schaffung annähernd einheitlicher Gruppengrößen.
- Die Einteilung eines Patientenkollektivs sollte entsprechend der betroffenen Segmenthöhe, des radiologischen Grades der Facettengelenksdegeneration und nach Alter, BMI und körperlicher Aktivität bzw. Lebensumständen möglich sein.
- Analog zur Patientengruppe und der vorliegenden Studie sollten genannte Daten auch für die Präparategruppe vorliegen.

Erst bei Vorliegen o.g. Daten kann es möglich werden, die Frage nach den pathomorphologischen Auswirkungen degenerativer Wirbelsäulenerkrankungen auf die Mineralisierungsdichte der Facettengelenke unter Ausschluss weiterer Einflussfaktoren zu beantworten.

IV. Zusammenführung der Untersuchungsergebnisse

Die vorliegende 2-teilige Studie beinhaltet eine experimentelle Analyse zum Problem der Facettengelenksdegeneration. Hierbei wurde neben biomechanischen und morphologischen Aspekten der Erkrankung eine chirurgische Therapieoption der Facettengelenksdegeneration näher betrachtet. Zu diesem Zweck kamen zwei verschiedene experimentelle Verfahren zum Einsatz.

Zunächst wurden in einer biomechanischen in-vitro-Untersuchung an humanen Lendenwirbelsäulenpräparaten die Druckverhältnisse in den lumbalen Facettengelenken der LWK3 - 5 sowie das Bewegungsausmass in einem Wirbelsäulensimulator untersucht. In der Folge wurde vergleichend eine Druck- und Bewegungsanalyse dieser Gelenke nach Fusion des Bewegungssegmentes LWK4/5 als dem am häufigsten von einer Degeneration betroffenen Segment untersucht. Die zu Grunde liegende Fragestellung dieser Untersuchung war, inwiefern sich eine Einetagenfusion des Bewegungssegmentes LWK4/5 auf die kinematischen Eigenschaften dieses Segmentes und des kranialen Segmentes auswirkt. In klinischen Studien zur Fusion wurde mehrfach diskutiert, ob die häufig beobachtete Degeneration eines benachbarten Bewegungssegmentes nach versteifender Operation als mögliche Folge einer Überbelastung des Nachbarsegmentes zu werten ist.

In der vorliegenden Untersuchung fand sich im fusionierten Segment erwartungsgemäß eine deutliche, vorhersagbare und signifikante Bewegungseinschränkung infolge des Eingriffes. Im Nachbarsegment war eine ebenfalls deutliche und signifikante Erhöhung des Bewegungsumfanges bei gleich bleibender Gesamtauslenkung des Präparates zu verzeichnen. Es zeigte sich also im vorliegenden Versuchsaufbau, dass eine fusionierende Operation einen Einfluss auf die Bewegungsausmasse im Nachbarsegment hatte.

Bei der Untersuchung der Druckentwicklung in den Facettengelenken mittels intraartikulärer Druckmessung konnte hingegen eine signifikante Druckerhöhung im Anschlusssegment nach Fusion nicht nachgewiesen werden während im fusionierten Segment erwartungsgemäß die auftretenden Drucke deutlich verringert waren.

Die hier gefundenen Ergebnisse zu den biomechanischen Auswirkungen einer Einetagenfusion führen zu zwei Hauptaussagen.

Im betroffenen Segment LWK4/5 führt eine Fusion zu einer deutlichen Einschränkung der Segmentmobilität sowie zu einer verringerten Druckentwicklung in den Facettengelenken. Dies bestätigt die Eignung dieses Eingriffes zur Therapie der schmerzhaften Facettengelenksdegeneration.

Nicht nachgewiesen werden konnte hingegen ein nachteiliger Effekt der Fusion auf das Nachbarsegment, bei dem durch Hypermobilität und folgend unphysiologisch hohe Druckbelastungen der Gelenkflächen deren Degeneration gefördert wird und zu einer

Anschlussproblematik führt. Trotz einer vermehrten Segmentmobilität konnte kein Beweis für unphysiologisch hohe Drucke in den Gelenken erbracht werden.

Im zweiten Teil der vorliegenden Untersuchung wurde das Problem der Facettengelenksdegeneration aus pathomorphologischer Sicht betrachtet. Anhand der computertomographischen Osteoabsorptiometrie wurden Facettengelenke bezüglich der subchondralen Mineralisierung untersucht. Es fand eine qualitative Analyse der Lage von Orten hoher Mineralisierung sowie eine quantitative Analyse der Höhe der Gesamtmineralisierung der Gelenkflächen der Lendenwirbelsäule statt. Hierbei wurden die humanen Lendenwirbelsäulenpräparate als gesundes Kollektiv mit einer Gruppe von Patienten mit bekannter Facettengelenksdegeneration verglichen. Es sollte die Frage nach der Existenz eines typischen, physiologischen Verteilungsmuster sowie einer physiologischen Mineralisierungshöhe beantwortet werden und geklärt werden, inwiefern sich die degenerative Erkrankung auf Muster und Mineralisierungshöhe auswirkt.

Bei der Auswertung der Ergebnisse zeigte sich eine typische Verteilung der Orte hoher subchondraler Dichte im Bereich der humanen Lendenwirbelsäule. Im erkrankten Kollektiv der Patienten waren diese Verteilungsmuster ebenfalls nachweisbar, sie präsentierten sich jedoch in anderer Gewichtung und weniger regelmäßig. Beim vorliegenden Degenerationsgrad der Gelenke in der erkrankten Gruppe hatte also infolge der Degeneration keine vollständige Veränderung, sehr wohl aber eine Umverteilung der Verteilungsmuster stattgefunden.

Die quantitative Auswertung zeigte ein inhomogenes Bild. Es fanden sich Korrelationen zwischen Mineralisierungshöhe und Parametern wie Body Mass Index und Lebensalter, die hier zu Untersuchung gekommene Anzahl an Präparaten war jedoch bei hohem interindividuellen Unterschied und einer möglichen Abhängigkeit von zahlreichen weiteren Einflussfaktoren nicht ausreichend um eine physiologische Mineralisierungshöhe festzulegen. Im Vergleich mit dem Patientenkollektiv waren dementsprechend zwar kleinere Unterschiede zu beobachten, eine klare Regel zur Auswirkung der Degeneration auf die Mineralisierungshöhe konnte jedoch nicht festgelegt werden. Im Gegensatz dazu konnte beim Vergleich der absoluten Kalziummenge eine deutliche Verminderung beim Patientenkollektiv festgestellt werden, welche als mögliche Folge der Erkrankung gewertet werden könnte. Zusammenfassend ist angesichts der Resultate der morphologischen Untersuchung ein Zusammenhang zwischen Erkrankung und subchondraler Mineralisierung klar erkennbar, zur Festlegung von Richtlinien in Bezug auf physiologische bzw. pathologische Mineralisierungshöhen und -verteilungen sind jedoch weiterführende Untersuchungen erforderlich. Vor allem die Gruppe der Patienten sollte hierbei eine größere Fallzahl aufweisen und ein hoher Degenerationsgrad wäre wünschenswert.

V - Zusammenfassung

Die vorliegende Studie hatte zum Ziel, Aspekte der Morphologie und der Biomechanik der Facettengelenke in der gesunden und der degenerativ veränderten Lendenwirbelsäule zu untersuchen. Weiterhin sollten die Auswirkungen der Fusion auf Kinematik und Druckverlauf im betroffenen und im kranial angrenzenden Bewegungssegment dargestellt werden.

Im biomechanischen Teil der Studie wurde an den Lendenwirbelsäulenpräparaten eine Bewegungs- und Druckanalyse durchgeführt. Im Nativzustand wurde das erwartete Verhalten in den untersuchten Segmenten LWK3/4 und LWK4/5 bei verhältnismäßig hohen Streumaßen festgestellt. Nach Fusion des Segmentes LWK4/5 zeigte sich ein deutlich verringertes Bewegungsausmaß im betroffenen Segment sowie eine reduzierte Druckentwicklung in den Facettengelenken. Im Anschlusssegment LWK3/4 lag klar ein höheres Bewegungsausmaß bei unveränderten Druckverhältnissen vor.

Zusammenfassend kann der biomechanischen Untersuchung entnommen werden, dass die Fusion mit ihrem hier festgestellten bewegungs- und druckvermindernden Effekt als operatives Verfahren bei geeigneter Indikationsstellung dem Patienten durchaus angeboten werden kann. Die Entwicklung einer Anschlussinstabilität kann aus der vorliegenden Studie nicht als notwendige Folge einer Einetagenfusion gewertet werden, da zwar ein höheres Bewegungsausmaß nach Fusion resultierte, höhere Drücke, welche die Facettengelenke stärker belasten würden, jedoch nicht nachgewiesen werden konnten.

Im morphometrischen Teil der Studie wurden eine qualitative Rasteranalyse und eine quantitative Messung der subchondralen Knochendichte von Facettengelenken humaner Lendenwirbelsäulenpräparate ohne Zeichen einer Facettengelenksdegeneration durchgeführt, um Informationen über die subchondrale Knochendichte beim Gesunden zu erhalten. Hierbei zeigten sich klare, reproduzierbare Muster der Lage der Dichtemaxima auf allen Segmenthöhen der Lendenwirbelsäule. Bei der Untersuchung der Höhe der subchondralen Mineralisierung zeigten sich große interindividuelle Unterschiede. Es wurden Korrelationen mit Body Mass Index und Lebensalter gefunden, zur Festlegung klarer Gesetzmäßigkeiten zur physiologischen Höhe der subchondralen Mineralisierung anhand der Untersuchungsergebnisse war der interindividuelle Unterschied bei der verwendeten Fallzahl zu groß. Die Ergebnisse der Untersuchung der Präparatengruppe wurden mit analogen Untersuchungen eines Patientenkollektivs mit degenerativer Veränderung der Facettengelenke verglichen. Hierbei zeigte sich, dass infolge der Degeneration keine Lageänderung der Maxima der subchondralen Dichte vorlag. Es war jedoch eine Verschiebung des Verhältnisses von Haupt- und Nebenmaxima beim Patientenkollektiv im Vergleich zur Präparatengruppe erkennbar. Bezüglich der Höhe der subchondralen Knochendichte konnten im Patientenkollektiv keine grundsätzlich erhöhten oder verringerten Werte festgestellt werden, es zeigte sich jedoch ein grundsätzlich verringerter Gesamtkalziumgehalt in der Patientengruppe.

VI - Literaturverzeichnis

- 1 Abel R, Weber I, Schulitz KP: Minimal invasive Verfahren der Bandscheibenchirurgie. Ergebnisse in der Literatur.
In: Matzen KA (Hrsg.) Therapie des Bandscheibenvorfalls. Zuckerschweidt-Verlag; München; (1998) 156-64
- 2 Adams MA, Hutton WC: The mechanical function of the lumbar apophyseal joints. *Spine*, (1983) 8: 327-30
- 3 Adams MA, McMillan DW, Green TP, Dolan P. Sustained loading generates stress concentrations in lumbar intervertebral discs. *Spine*. (1996); 21(4): 434-8
- 4 AHCPR (Agency for Health Care Policy and Research): Acute low back pain. U.S. Department of Health and Human Services, Public Health Service; (1994)
- 5 Akamaru T, Kawara N, Tim Yoon S, Minamide A, Su Kim K, Tomita K, Hutton WC: Adjacent segment motion after simulated lumbar fusion in different sagittal alignments: a biomechanical analysis. *Spine*, (2003) 15; 28(14): 1560-6
- 6 AkdÄ (Arzneimittelkommission der Deutschen Ärzteschaft): Arzneimittelverordnungen in der Praxis: Kreuzschmerzen. 2.Aufl., (2000)
- 7 Alajouanine T, Petit-Dutailis D: Les nodules fibrocartilagineux de la face posterieure des disques inter vertebraux. II. Etude clinique et therapeutique d'une varete nouvelle de compression radiculo-médulaire extra-durale. *Presse méd.*, (1930) 38: 1749
- 8 Albee FH: Transplantation of a portion of the tibia into the spine for Pott's disease. A preliminary report. *J. Am. Med. Ass.*, (1911) 57: 885-6
- 9 Anetzberger H, Schulz C, Pfahler M, Refior HJ, Müller-Gerbl M: Subchondral mineralization patterns of glenoid after tear of the supraspinatus. *Clin. Orthop.*, (2002) 404: 263-8
- 10 AOK-Bundesverband: Krankheitsartenstatistik 1997. Arbeitsunfähigkeits- und Krankheitsausfälle nach Krankheitsarten, Alter, Dauer. AOK-Bundesverband; Bonn (1999)
- 11 Bagby GW: Arthrodesis by the distraction-compression methods using a stainless steel implant. *Orthopedics*, (1988) 11: 931-4
- 12 Bagby GW: Stainless steel implants for vertebral fusions. *Proc. Annu. Meet. Am. Spine Soc.*, (1987) 89-90
- 13 Bailey P, Bucy PC: Tumors of the spinal canal: chondroma of intervertebral disc. *Surg. Clin. N. Am.*, (1930) 10: 233
- 14 Basler HD, Zimmer C: Does dysphoric mood really predict the outcome of lumbar surgery? Methodological pitfalls in psychological research. *Eur. J. Pain*, (1997) 1(3): 197-205
- 15 Benninghoff A, Drenckhahn D, Zenker W: Anatomie - Zellenlehre und Gewebelehre, Entwicklungsbiologie, Bewegungsapparat, Herz-Kreislauf-System, Immunsystem, Atemapparat und Verdauungsapparat. 15.Aufl. Urban & Fischer Verlag; München, Jena; (2002)
- 16 Benske J, Schunke M, Tillmann B: Subchondral bone formation in arthrosis. Polychrome labeling studies in mice. *Acta. Orthop. Scand.*, (1988) 59: 536-41
- 17 Berkson MH, Nachemson A, Schultz A: Mechanical properties of human lumbar spine motion segments Part II: responses in compression and shear influence of gross morph. *J. Biomech. Bioeng.*, (1979) 101: 53-7
- 18 Berkson MH, Nachemson A, Schultz A: Mechanical properties of human lumbar spine motion segments; Part I: Responses in flexion, extensions, lateral bending and torsion. *J. Biomech. Bioeng.*, (1979) 101: 46-52
- 19 Biel G: Subjektive Ergebnisbeurteilung bei 640 Bandscheibenoperationen aufgrund einer Fragebogenaktion. *Z. Orthop.*, (1974) 112: 825-7

- 20 Bogduk N: Clinical anatomy of the lumbar Spine and sacrum. 3rd Edition, Churchill Livingstone, Edinburgh; (1997)
- 21 Boucher HH: A method of spinal fusion. J. Bone Joint Surg., (1959) 41B: 248-59
- 22 Brantigan JW, Steffee AD, Geiger JM: A carbon fiber implant to aid interbody lumbar interbody fusion: mechanical testing. Spine, (1991) 16: 277-82
- 23 Brantigan JW, Steffee AD: A carbon fiber implant to aid interbody lumbar fusion. Spine, (1993) 18(14): 2106-17
- 24 Bridwell KH, Sedgewick TA, O'Brien MF, Lenke LG, Baldus C: The role of fusion and instrumentation in the treatment of degenerative spondylolisthesis with spinal stenosis. J. Spinal Disord., (1993) 6: 461-72
- 25 Brinckmann P, Grootenboer H: Change of disc height, radial disc bulge and intradiscal pressure from discectomy. An in vitro investigation on human lumbar discs. Spine, (1991) 16: 641-6
- 26 Burton CV, Kirkaldy-Willis WH, Yong-Hing K, Heithoff KB: Causes of failure of surgery on the lumbar spine. Clin. Orthop., (1981) 157: 191-9
- 27 Butler D, Trafimow J, Andersson G, McNeill T, Huckman M: Discs degenerate before facets. Spine, (1990) 15 (2): 111-3
- 28 Büttner-Janzen K, Schellnack K, Zippel H: Eine alternative Behandlungsstrategie beim lumbalen Bandscheibenschaden mit der Bandscheibenendoprothese Modultyp SB Charité. Z. Orthop., (1987) 125: 1-6
- 29 Büttner-Janzen K, Schellnack K, Zippel H: Erste Erfahrungen mit der lumbalen Bandscheibenprothese. Orthop. Traumatolog., (1985) 32: 546
- 30 Büttner-Janzen K, Schellnack K, Zippel H: Künstliche Bandscheiben - Neue Behandlungsstrategie bei lumbalen Bandscheibenschaden. Med. Aktuell., (1986) 12: 152-4
- 31 Büttner-Janzen K: The development of the artificial disc. Hundley and Associates; Dallas, Texas; (1992) 1-181
- 32 Carter DR, Orr TE, Fyhrie DP: Relationships between loading history and femoral cancellous bone architecture. J. Biomech., (1989) 22: 231-44
- 33 Caspar W: A new surgical procedure for lumbar disc herniation causing less tissue damage through a microsurgical approach. Adv. Neurosurg., (1977) 4: 74
- 34 Caspar W, Iwa H.: A microsurgery operation for lumbar disc herniations. Neurolog. Surg., (1979) 6: 657
- 35 Caspar W: Die mikrochirurgische Operationstechnik des lumbalen Bandscheibenvorfalles nach Caspar. Informationsbroschüre der Firma Aesculap (1986)
- 36 Chow DH, Luk KD, Evans JH, Leong JC: Effects of short anterior lumbar interbody fusion on biomechanics of neighboring unfused segments. Spine (1996) 1; 21(5): 549-55
- 37 Cinotti G, David T, Postacchini F: Results of disc prosthesis after a minimum follow-up period of 2 years. Spine, (1996) 21: 995-1000
- 38 Cloward RB: The treatment of ruptured intervertebral disc by vertebral body fusion. Indications, operative technique, after-care. J. Neurosurg., (1953) 10: 154-68
- 39 Cripton PA, Jain GM, Wittenberg RH, Nolte LP: Load-sharing characteristics of stabilized lumbar spine segments. Spine, (2000) 25(2): 170-9
- 40 Cripton PA, Sati M, Orr TE, Bourquin Y, Dumas GA, Nolte LP: Animation of in vitro biomechanical tests. J. Biomech., (2001) 34(8): 1091-6
- 41 Crock HV: Observations on the management of failed spinal operations. J. Bone Joint Surg. (Br), (1976) 58: 193-9
- 42 Cunningham BW, Gordon JD, Dmitriev AE, Nianbin H, McAfee PC: Biomechanical evaluation of the total disc replacement arthroplasty: an in vitro human cadaveric model.

Spine, (2003) 28(20): 110-7

- 43 Dai L, Peilai C, Wenming Z, Yinkan X, Kaiyuan T: Stress distribution and bone density in the lumbar spine.
Chin. Med. Sci. J., (1992) 7: 105-7
- 44 Dandy WE: Loose cartilage from intervertebral disc simulating tumour of the spinal cord.
Arch. Surg., (1929) 19: 660
- 45 De Palma AF, Rothmann RH: The nature of pseudarthrosis.
Clin. Orth., (1968) 59: 113-8
- 46 DeBowes RM, Grant BD, Bagby GW, Gallina AM, Sande RD, Ratzlaf MH: Cervical vertebral interbody fusion in the horse: A comparative study of bovine xenografts and autografts supported by stainless steel baskets.
Am. J. Vet. Res., (1984) 45: 191-9
- 47 Deyo R, Tsui-Wu YJ: Descriptive epidemiology of low-back pain and its related medical care in the United States.
Spine, (1987) 12 (3): 264-8
- 48 Dillin W, Booth R, Cuckler J, Balderston R, Simeone F, Rothman R: Cervical radiculopathy. A review.
Spine, (1986) 11(10): 988-91
- 49 Dooris AP, BS, PhD, Voronov LI, MD, PhD, Havey R, BS, Patwardhan AG, PhD: The Effect of Fixed Center Rotation Disc Implantation on Motion Segment Load Sharing: A Pilot Study. Roundtables in Spine Surgery-Spine Biomechanics, Volume 1, Number 1 (2005) Quality Medical Publishing Inc. St.Louis: 31-7
- 50 Dreinhöfer K: Bone and Joint Decade 2000-2010: Prävention und Management effizienter gestalten.
Deutsches Ärzteblatt, (1997) 51-52: 2923-5
- 51 Dreyer SJ, Dreyfuss PH: Low back pain and the zygapophysial joints.
Arch. Phys. Med. Rehabil., (1996) 77: 290-300
- 52 Ducheyne P, Heymans L, Martens M, Aernoudt E, de-Meester P, Mulier P: The mechanical behaviour of intracondylar cancellous bone of the of the femur at different loading rates.
J. Biomech., (1977) 10: 747-62
- 53 Duncan H, Jundt J, Riddle JM, Pitchford W, Christopherson T: The tibial subchondral plate.
J. Bone Joint Surg. Am., (1987) 69: 1212-20
- 54 Duncan H, Riddle JM, Jundt JW, Pitchford W: Osteoarthritis abd the subchondral plate.
In: Verbruggen G, Veys EM (Hrsg.) Degenerative joints. Volume 2; Elsevier Science, Amsterdam; (1985) 181-97
- 55 Dunlop R, Adams MA, Hutton WC: Disc space narrowing and the lumbar facet joints.
J. Bone Joint Surg., (1984) 66-B : 706-10
- 56 Edeland HG: Logical plan for an intervertebral disk prosthesis. Biomechanical conditions and biomaterials required.
Acta Orthop. Belg, (1981a) 47: 130-4
- 57 Edeland HG: Suggestions for a total elasto-dynamic intervertebral disc prosthesis.
Biomater Med Devices Artif Organs., (1981b) 9: 65-72
- 58 Edeland HG: Some additional suggestions for an intervertebral disc prosthesis.
J. Biomed. Engl., (1987) 7: 57-62
- 59 Eichholz KM, Hitchton PW, From A, Rubenbauer P, Nakamura S Lim TH, Torner J: Biomechanical testing of anterior and posterior thoracolumbar instrumentation in the cadaveric spine. Invited submission from the Joint Section Meeting on Disorders of the Spine and Peripheral Nerves, March 2004.
Neurosurg. Spine, (2004) 1(1): 116-21
- 60 Enker P, Steffee A, McMillin C, Keppler L, Biscup R, Miller S: Artificial disc replacement: Preliminary report with a 3-year minimum follow up.
Spine, (1993) 18: 1061-70
- 61 Exner G: Variationen und Fehlbildungen der Wirbelsäule.
Handbuch der Orthopädie, Bd.II. Thieme, Stuttgart, New York; (1958)
- 62 Eysel P: Die ventrale Instrumentation der Rumpfwirbelsäule
Ferdinand Enke Verlag; Stuttgart; (1998)
- 63 Farfan HF, Cossette B, Robertson GH, Wells RV, Kraus H: The effects of torsion on the lumbar intervertebral joints: The role of torsion in the production of disc degeneration.
J. Bone Joint Surg., (1970) 52-A: 468-97
- 64 Fassio B, Ginestie JF: Protheses discale en silicone. Etude experimentale et premieres observations cliniques.

- 65 Fernström U: Athroplasty with intercorporal endoprosthesis in herniated disc and in painful disc.
Acta Chir. Scand., (1966) 355: 154-9
- 66 Fernström U: Der Bandscheibenersatz mit Erhaltung der Beweglichkeit.
Vortrag gehalten auf der 7. Arbeitstagung der Gesellschaft für Wirbelsäulenforschung am 5.11.1971; Bad Homburg; In: Junghanns H (Hrsg.) Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Bd. 55; Hippokrates-Verlag; Stuttgart; (1972) 125-30
- 67 Finnegan WJ, Fenlin JM, Marvel JP, Nardini RJ, Rothman RH: Results of surgical intervention in the symptomatic multiply-operated back patient. Analysis of sixty-seven cases followed for three to seven years.
J. Bone Joint Surg. Am., (1979) 61(7): 1077-82
- 68 Fischgrund JS, Mackay M, Herkowitz HN, Brower R, Montgomery DM, Kurz LT: Degenerative lumbar spondylolisthesis with spinal stenosis: a prospective, randomized study comparing decompressive laminectomy and arthrodesis with and without spinal instrumentation. 1997 Volvo Award Winner in Clinical Studies.
Spine, (1997) 24: 2807-12
- 69 France JC, Yaszemski MJ, Lauerman WC, Cain JE, Glover JM, Lawson KJ, (etal.): A randomized prospective study of posterolateral lumbar fusion. Outcomes with and without pedicle screw instrumentation.
Spine, (1999) 6: 553-60
- 70 Fritzell P, Hägg O, Nordwall A: Complications in lumbar fusion surgery for chronic low back pain: comparison of three surgical techniques used in a prospective randomized study. A report from the Swedish Lumbar Spine Study Group.
Eur. Spine J., (2003) 12: 178-89
- 71 Frymoyer JW: Surgical indications for lumbar disc herniation.
In: Weinstein JN (Hrsg.) Clinical efficiency and outcome in the diagnosis and treatment of low back pain. Chap. 4; Raven Press; New York; (1992) 245-57
- 72 Fuentes JM, Bonnel F: Screwing into the pedicles of the lower lumbar spine (L3-L4-L5) and the lumbosacral joint.(french)
Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot., (1984) 70(6): 479-82
- 73 Fujiwara A, Tamai K, Jamato M, An HS, Joshida H, Saotome K, Kurihashi A: The relationship between facet joint osteoarthritis and disc degeneration of the lumbar spine: An MRI Study.
Eur. Spine J, (1999) 8: 396-401
- 74 Fujiwara A, Lim TH, An HS, Tanaka N, Jeon CH, Andersson G, Haughton VM: The effect of disc degeneration and facet joint osteoarthritis on the segmental flexibility of the lumbar spine.
Spine, (2000) 25: 3036-44
- 75 Galante J, Rostoker W, Ray RD: Physical Properties of trabecular bone.
Calc. Tissue Res., (1970) 5: 236-46
- 76 Ghiselli G, Wang JC, Hsu KW, Dawson EG: L5-S1 Segment Survivorship and Clinical Outcome Analysis After L4-L5 Isolated Fusion.
Spine, (2003) 28(2): 1275-80
- 77 Gibson JN, Grant IC, Wadell G: The Cochrane review of surgery for lumbar disc prolapse and degenerative lumbar spondylosis.
Spine, (1999) 17: 1820-32
- 78 Gilbertson L, Doehring T, Kang J: New methods to study lumbar spine biomechanics: delineation of in vitro load-displacement characteristics by using a robotic/UFS Testing system with hybrid control.
Operat. Tech. Orthop, (2000) 10 (4): 246-53
- 79 Giunta RE, Krapohl B, Krimmer H, Treutlein G, Lanz U, Müller-Gerbl M. Morphological aspects of load bearing of the wrist joint after midcarpal partial arthrodesis.
Handchir Mikrochir. Plast. Chir. (1999); 31 (4): 274-8
- 80 Glazer PA, Colliou O, Klisch SM, Bradfore DS, Bueff HU, Lotz JC: Biomechanical analysis of multilevel fixation methods in the lumbar spine.
Spine, (1997) 22(2): 171-82
- 81 Goel V, Goyal S, Clark C, Nishiyama K, Nye T: Kinematics of the whole lumbar spine - effect of discectomy.
Spine, (1985) 10: 543-54

- 82 Goldthwait JE: The lumbosacral articulation: an explanation of many cases of "lumbago," "sciatica" and "paraplegia."
Boston Med. Surg. J., (1911) 164: 365-72.
- 83 Greenough CG, Peterson MD, Hadlow S, Fraser RD: Instrumented posterolateral lumbar fusion. Results and comparison with anterior interbody fusion.
Spine, (1998) 4: 479-86
- 84 Grob D, Scheier H: Reinterventionen bei postoperativer Instabilität an der Lendenwirbelsäule.
Orthopäde, (1987) 16: 348-56
- 85 Grob D, Humke T: Translaminar screw fixation in the lumbar spine: technique, indications, results.
Eur. Spine J., (1998) 7: 178-86
- 86 Groher W: Auswirkungen des Hochleistungssports auf die Lendenwirbelsäule.
Wissenschaftliche Schriftenreihe des Deutschen Sportbundes Bd.12, Schorndorf (1975)
- 87 Grynepas M, Alpert B, Katz I, Liebermann I, Pritzker KP: Subchondral bone in osteoarthritis.
Calcif. Tissue Int., (1991) 49: 20-6
- 88 Hadra BE: Wiring of the vertebrae as a means of immobilization in fracture and Pott's disease.
Med. Times Reg., (1891a) 22: 423-5.
- 89 Hadra BE: Wiring the spinal processes in Pott's disease.
Trans. Am. Orthop. Assoc., (1891b) 4: 206-8.
- 90 Hähnel HH, Zippel H, Teichmüller HJ: Operative Behandlung isolierter Segmentinstabilitäten an der Lendenwirbelsäule.
Z. Klein. Med., (1988) 43: 1779-83
- 91 Hakelius A: Prognosis in sciatica. A clinical follow-up of surgical and non-surgical treatment.
Acta Orthop. Scand. Suppl., (1970) 129: 1-76
- 92 Harmon PH: Anterior extraperitoneal lumbar disc excision and vertebral body fusion.
Clin. Orthop., (1960) 18: 169-84
- 93 Harris BM, Hilibrand AS, Savas PE, Pellegrino A, Vaccaro AR, Siegler S, Albert TJ: Transforaminal lumbar interbody fusion: the effect of various instrumentation techniques on the flexibility of the lumbar spine.
Spine, (2004) 29(4): E 65-70
- 94 Hedtmann A: Das sogenannte Postdiskotomiesyndrom - Fehlschläge der Bandscheibenoperation?
Z. Orthop., (1992) 130: 456-66
- 95 Heine KH, Raspe R: Methodological remarks on taking & evaluation of total roentgenograms of the spine with special respect to static viewpoints.
Dtsch. Med. J., (1957) 8(4): 198-203
- 96 Herbsthofner B, Eysel P, Eckhardt A, Hunke T: Diagnostik und Therapie der erosivem Osteochondrosis Intervertebralis.
Z.Orthop., (1996) 134: 465
- 97 Herda CA, Siegeris K, Basler HD: The Pain Beliefs and Perceptions Inventory: further evidence for a 4-factor structure.
Pain, (1994) 57(1): 85-90
- 98 Hibbs RA: An operation for progressive spinal deformities.
N. Y. Med. J., (1911) 93: 1013
- 99 Hijikata, S., Yamagishi, M., Nakayama, T., Ichihara, M.: Percutaneous discectomy: a new treatment method for lumbar disc herniation.
J. Toden. Hosp., (1975) 5: 5-13
- 100 Hijikata S: Percutaneous nucleotomy. A new concept technique and 12 years' experience.
Clin. Orthop., (1989) 238: 9-23
- 101 Hoffmann-Daimler S: Zur Frage des Bandscheibenersatzes.
Z. Orthop., (1974) 112: 792-5
- 102 Hou TS, Tu KY, Xu YK, Li SB, Cai AH, Wang HC: Lumbar intervertebral disc prosthesis. An experimental study.
Chin. Med. J., (1991) 104(5): 381-6
- 103 Huang RC, Girardi FP, Cammisa FP, Wright TM: The implications of constraint in lumbar total disc replacement.
J. Spinal Disord. Tech. (2003) 16(4): 412-7
- 104 Hult L: Retroperitoneal disc fenestration in low-back pain and sciatica; a preliminary report.
Acta. Orthop. Scand., (1951) 20(4): 342-8

- 105 Husson JL, Schärer N, Le Nihouenn JC, Freudiger S, Fröhlich M, Polard JL: Nucleoplasty during discectomy: Concept and experimental study. Poster; Eurospine Innsbruck 23.-27.6.1998
- 106 Hutton WC, Stott JRR, Cyron BM: Is spondylosis a fatigue fracture? *Spine*, (1977) 2: 202-9
- 107 Hvid I, Hansen SL: Trabecular Bone strength patterns at the proximal tibia epiphysis. *J. Orthop. Res.*, (1985) 2: 464-72
- 108 Hvid I: Mechanical strength of trabecular bone at the knee. Laegeforeningens Forlag; Arthus (1988)
- 109 Inoue H: Alterations in the collagen framework of osteoarthritis cartilage and subchondral bone. *Int. Orthop.*, (1981) 5: 47-52
- 110 Jackson RK, Boston DA, Edge AJ: Lateral mass fusion. A prospective study of a consecutive series with long-term follow up. *Spine*, (1985) 10: 828-32
- 111 Jaslow IA: Intercorporal Bone graft in spinal fusion after disc removal. *Surg. Gyn. Obstet.*, (1946) 82: 215-8
- 112 Jerosch J, Castro WHM: Langzeitergebnisse von Reoperationen nach lumbalen Nukleotomien. *Z. Orthop.*, (1996) 134: 86-96
- 113 Johnson EW, Fletcher FR: Lumbosacral radioculopathy: review of 100 consecutive cases. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, (1981) 62(7): 321-3
- 114 Junghanns H: Die funktionelle Pathologie der Zwischenwirbelscheiben. *Langenbecks Arch. Kl. Chir.*, (1951) 267: 393
- 115 Junghanns H: Das Bewegungssegment der Wirbelsäule und seine praktische Bedeutung. *Arch. Putti. chir. org. mov.*, (1954) 5: 103-11
- 116 Kambin P, Sampson S: Posterolateral percutaneous suction-excision of herniated lumbar intervertebral discs. Report of interim results. *Clin. Orthop.*, (1986) 207: 37-43
- 117 Kambin P, Brager MD: Percutaneous posterolateral discectomy. Anatomy and mechanism. *Clin. Orthop.*, (1987) 223: 145-54
- 118 Katz JN, Lipson SJ, Lew RA, Grobler LJ, Weinstein JN, Brick GW (Etal.): Lumbar laminectomy alone or with instrumented or noninstrumented arthrodesis in degenerative lumbar spinal stenosis. Patient selection, costs and surgical outcomes. *Spine*, (1997) 10: 1123-31
- 119 Kénési C, Lesur E: Orientation of the articular process at L4, L5 and S1. Possible role in pathology of the intervertebral disc. *Anat. Clin.*, (1985) 7: 43-7
- 120 Kerek-Bodden H, Koch H, Brenner G, Flatten G: Diagnosespektrum und Behandlungsaufwand des allgemeinärztlichen Patientenlientels. 1. Aufl. Zentralinstitut für die kassenärztliche Versorgung, Köln (1999)
- 121 King D: Internal fixation for lumbosacral fusion. *Am. J. Surg.*, (1944) 66: 357-61
- 122 King D: Internal Fixation of lumbosacral fusion. *J. Bone Joint Surg. Am.*, (1948) 30: 560-5
- 123 Kiviluoto O, Santavirta S, Salenius P, Morri P, Pylkkanen P: Posterolateral spine fusion. A 1-4 year follow-up of 80 consecutive patients. *Acta Orthop. Scand.*, (1985) 56: 152-4
- 124 Krähe T, Zielke K: Stabilisierung des lumbosakralen Abschnitts durch distrahierende posterolaterale Spondylodese über den geteilten Sakralstabaufbau nach Zielke. *Z. Orthop.*, (1986) 124: 713
- 125 Krämer J, Klein W: Das Postdiskotomiesyndrom. *Orthop. Praxis*, (1980) 1: 20
- 126 Krämer J, Schlehberger R: Schmerzzustände nach der lumbalen Bandscheibenoperation. *Therapiewoche*, (1981) 43: 14
- 127 Krämer J: Das Postdiskotomiesyndrom - PDS. *Z. Orthop.*, (1987) 125: 622-5
- 128 Krämer J: Bandscheibenbedingte Erkrankungen. Georg Thieme Verlag, Stuttgart; (1994)
- 129 Kummer B: Funktioneller Bau und funktionelle Anpassung des Knochens. *Anat. Anz.*, (1962) 111: 261-93

- 130 Kummer B: Biomechanics of bone: mechanical properties, functional structure, functional adaptation.
In: Fung YC, Perrone N, Anliker M (Hrsg.) Biomechanics: its foundations and objectives. Prentice Hall, Englewood Cliffs; (1972) 237-71
- 131 Kummer B: Mechanische Beanspruchung und funktionelle Anpassung des Knochens. *Verh. Anat. Ges.*, (1978) 72: 21-46
- 132 Lange F: The classic support for the spondylitic spine by means of buried steel bars, attached to the vertebrae.
1910. *Clin. Orthop.*, (1986) 203: 3-6
- 133 Lange U, Bastian L, Knop C, Blauth M: Effect of short distance spondylodesis of the thoracolumbar transition on neighboring facet joints. A biomechanical study
Unfallchirurg, (2002) 105 (4): 259-70
- 134 Layton MW, Goldstein SA, Goulet RW, Feldkamp LA, Kubinski DJ, Bole GG: Examination of subchondral bone architecture in experimental osteoarthritis by microscopic computed axial tomography
Arthritis Rheum., (1988) 31: 1400-5
- 135 Lee C, Langrana N, Parsons J, Zimmermann M: Development of a prosthetic intervertebral disc.
Spine., (1991) 16 (6 Suppl): 253-60
- 136 Lemaire JP, Skalli W, Lavaste F, Templier A, Mendes F, Diop A, Sauty V, Laloux E: Intervertebral disc prosthesis. Results and prospects for the year 2000.
Clin. Orth. Rel. Res., (1997) 337: 64-76
- 137 Lewin T, Moffett B, Vildik A: The morphology of the lumbar synovial intervertebral joints.
Acta Morphol. Neerl. Scand., (1962) 4: 299-319
- 138 Lin H, Liu Y, Adams K: Mechanical response of the lumbar intervertebral joint under physiological (complex) loading.
J. Bone Joint Surg. Am., (1978) 60(1): 41-55
- 139 Louis R: Functional Anatomy of the lumbar spine.
In: Brock M, Mayer MH, Weigl K (Hrsg.) *The artificial disc*. Springer Verlag; Berlin, Heidelberg, New York; (1991) 3-11
- 140 Magerl F, Wördörfer O: 10-Jahresresultate von lumbalen interkorporellen Spondylodesen.
Orthopäde, (1979) 8: 192-203
- 141 Magerl F: Interbody Fusions.
Vortrag gehalten am Internationalen Symposium der American Orthopedic Association 7.-22.8.1986; Chicago; Abstract: *J. Bone Joint Surg.*
- 142 Marchand F, Ahmed AM: Investigation of the laminar structure of lumbar disc anulus fibrosus.
Spine, (1990) 15(5): 402-10
- 143 Markolf KL: Deformation of the thoracolumbar intervertebral joints in response to external loads: a biomechanical study using autopsy material.
J. Bone Joint Surg. Am., (1972) 54(3): 511-33
- 144 Marnay T: Prosthesis for Intervertebral Discs and Instruments for Implanting It. US Patent 5,314,477, 24 May, (1994)
- 145 Mattmann E: Reoperations in surgically treated lumbar disc hernias.
Schweiz. Med. Wochenschr., (1969) 99(2): 43-7
- 146 Mattmann E: The problem of recurrence after surgery of herniated lumbar disks.
Schweiz. Arch. Neurol. Neurochir. Psychiatr., (1971) 108(1): 39-44
- 147 Mercier W: Spondylolisthesis with a description of a new method of operative treatment and notes of ten cases.
Edinburgh M. J., (1936) 43: 545-72
- 148 Mestdagh H: Resultate der ventralen Spondylodese der Halswirbelsäule (C2-C7).
Orthopäde, (1987) 16: 70-80
- 149 Milz S, Putz R: Quantitative morphology of the subchondral plate of the tibial plateau.
J. Anat., (1994) 185: 103-10
- 150 Mixter WJ, Barr JS: Rupture of the intervertebral disc with involvement of the spinal canal.
New Engl. J. Med., (1934) 211: 210-5
- 151 Möller J, Wittenberg RH, Nolte LP, Hedtmann A, Steffen R: Lumbosakrale Distractionsspondylodese mit interspinalem H-Span beim Postdiskotomiesyndrom.
In: Matzen KA (Hrsg.) *Wirbelsäulenchirurgie II*; Thieme; Stuttgart, New York; (1992) 190
- 152 Morscher E: Strategic considerations in the diagnosis and therapy of problem patients with back surgery.
Z. Orthop. Ihre Grenzgeb., (1987) 125(6): 615-21

- 153 Moumene M, PhD: The Effect of Artificial Disc Placement on facet Loading: Mobile Core Versus Fixed Core.
Roundtables in Spine Surgery-Spine Biomechanics, Volume 1, Number 1 (2005) Quality Medical Publishing Inc. St.Louis: 38-44
- 154 Müller-Gerbl M, Putz R, Hodapp N, Schulte E, Wimmer B: Computed tomography-osteosabsorptiometry for assessing the density distribution of subchondral bone as a measure of long-term measurement.
Skeletal. Radiol., (1989) 18: 507-12
- 155 Müller-Gerbl M, Putz R, Hodapp N, Schulte E, Wimmer B: Computed tomography-osteosabsorptiometry: A method of assessing the mechanical condition of the major joints in a living subject.
Clin. Biomech., (1990a) 5: 193-98
- 156 Müller-Gerbl M, Putz R, Hodapp N, Schulte E, Wimmer B: Die Darstellung der subchondralen Dichtemuster mittels der CT-Osteosabsorptiometrie (CT-OAM) zur Beurteilung der individuellen Gelenkbeanspruchung am Lebenden.
Z. Orthop., (1990b) 128: 128-33
- 157 Müller-Gerbl M, Putz R, Kenn R: Demonstration of subchondral bone density patterns by three-dimensional CT osteosabsorptiometry as a noninvasive method.
J. Bone Miner. Res., (1992a) 7 Suppl 2: 411-8
- 158 Müller-Gerbl M: Die Rolle der Wirbelgelenke für die Kinematik der Bewegungssegmente.
Ann. Anat., (1992b) 174: 48-53
- 159 Müller-Gerbl M, Putz R, Kenn R: Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung in der Cavitas glenoidalis bei Normalpersonen, Sportlern und Patienten.
Z. Orthop., (1993) 131: 10-3
- 160 Müller-Gerbl M: The subchondral Bone Plate Advances in Anatomy, Embryology and Cell Biology Bd. 141, Springer Verlag; Berlin, Heidelberg, New York; (1998)
- 161 Nachemson A: The influence of spinal movements on the lumbar intradiscal pressure and on the tensile stresses in the annulus fibrosus.
Acta Orthop. Scand., (1963) 33: 183-207
- 162 Nachemson A: In vivo discometry in lumbar discs with irregular nucleograms.
Acta Orthop. Scand., (1965) 36: 418-34
- 163 Nachemson A: The load on lumbar discs in different positions of the body.
Clin. Orth. Rel. Res., (1966) 45: 107-22
- 164 Nachemson A: The lumbar spine.
Spine, (1976) 1: 59-66
- 165 Nachemson A: Disc pressure measurements.
Spine, (1981) 6: 93-7
- 166 Natalis M, König A: Noninvasive, accurate and reliable measurement of cervical spine motion with a 3D real-time ultrasound motion analyzer.
Ultraschall Med., (1999) 20: 70-3
- 167 O'Beirne J, O'Neill D, Williams DH: Spinal fusion for back pain: A clinical and radiological review.
J. Spinal Disord., (1992) 5: 32-8
- 168 O'Brien JP: The role of fusion for chronic low back pain.
Orthop. Clin. North. Am., (1983) 14(3): 639-47
- 169 Oegema Jr TR, Bradford DS: The interrelationship of facet joint osteoarthritis and degenerative disc disease.
Br. J. Rheumatol., (1991) 30: 16-20
- 170 Ogston NG, King GI, Gertzben SD: Central patterns in the lumbar spine. Baseline studies in normal subjects.
Spine, (1986) 11: 591-5
- 171 Oppenheim H, Krause F: Über Einklemmung und Strangulation der Cauda Equina
Med. Wschr., (1909) 35: 697-700
- 172 Ostermeier S, Nowakowski A, Stukenborg-Colsman C: Dynamic in vitro measurement of pressure and movement with the LCS prosthetic system.
Orthopäde (2003) 32: 292-5
- 173 Panjabi M, Krag M, Chung T: Effects of disc injury on mechanical behavior of the human spine.
Spine, (1984) 9: 707-13
- 174 Panjabi M: Biomechanical evaluation of spinal fixation devices: I. A conceptual framework.
Spine, (1988) 13: 1129-34

- 175 Panjabi M: Dreidimensionale Testung der Stabilität von Wirbelsäulenimplantaten. Orthopäde, (1991) 20: 106-11
- 176 Panjabi M: The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaption and enhancement. J. Spinal Disord., (1992) 5: 383-9
- 177 Panjabi M, Oxland T, Yamamoto I, Crisco J: Mechanical behavior of the lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. Spine (1994) 76: 413-23
- 178 Pauwels F: Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer-Verlag; Berlin, Heidelberg, New York; (1965)
- 179 Pearcy MJ, Bogduk N: Instantaneous axes of rotation of the lumbar intervertebral joints. Spine, (1988) 13(9): 1033-41
- 180 Pfeiffer M, Schuler P, Orth J, Griss P: Operative Therapie bei Kreuzschmerzen. Marburger Repertoire. In: Matzen KA (Hrsg.) Wirbelsäulen Chirurgie II. Operative Behandlung chronischer Kreuzschmerzen. Thieme Verlag; Stuttgart, New York; (1992) 265-76
- 181 Phillips FM, Cunningham B, Carandang G, Ghanayem AJ, Voronov L, Havey RM, Patwardan AG: Effect of supplemental translaminar facet screw fixation on the stability of stand-alone cages under physiologic compressive preloads. Spine, (2004) 29 (16): 1731-6
- 182 Pitzen T, Caspar W, Matthis D, Müller-Storz H, König J, Georg T, Wurm EM, Steudel WI: Primary stability of 2 PLIF (posterior lumbar interbody fusion) - a biomechanical in vitro comparison. Z. Orthop. Ihre Grenzgeb., (1999) 137(3): 214-8
- 183 Porter RW, Hibbert C, Evans C: The natural history of root entrapment syndrome. Spine, (1984) 9(4): 418-21
- 184 Putz R: Funktionelle Anatomie der Wirbelgelenke. Normale und Pathologische Anatomie. 1. Aufl. Bd. 43; Thieme; Stuttgart, New York; (1981)
- 185 Putz R: Rumpf. In: Drenckhahn D, Zenker W (Hrsg.) Benninghoff Anatomie, 15. Aufl.; Urban und Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore; (1994) 245-324
- 186 Rathonyi GC, Oxland TR, Gerich U, Grassmann S, Nolte LP: The role of supplemental translaminar screws in anterior lumbar interbody fixation: a biomechanical study. Eur. Spine J., (1998) 7 (5): 400-7
- 187 Ray CD: Lumbar interbody threaded prostheses. In: Brock M, Mayer MH, Weigl K (Hrsg.) The artificial disc. Springer Verlag; Berlin, Heidelberg, New York; (1991) 53-68
- 188 Ray CD: The artificial disc. Clinical efficacy and outcome in the diagnosis and treatment of low back pain. Weinstein, Raven-Press; (1992) 202-25
- 189 Reinhardt K: Anatomy and pathology of the small vertebral articulations in the roentgenogramm. Radiol. Diagn. (Berl), (1963) 19: 665-700
- 190 Rizzi MA, Covelli B, Bivetti J, Luthi B: Biomechanics of vertebral segments. Clinical and prognostical interpretations. (author's transl) Arch. Orthop. Unfallchir., (1977) 87(1): 111-6
- 191 Roy-Camille R, Saillant G, Lavaste F: Etude expérimental d'un remplacement discal lombaire. Rev. Chir. Orthop., (1978) 64 (Suppl.2): 106-7
- 192 Saal JS, Saal JA, Yurth EF: Nonoperative management of herniated cervical intervertebral disc with radiculopathy. Spine, (1996) 21(16): 1877-83
- 193 Sachs L: Angewandte Statistik, Anwendung statistischer Methoden. Springer 9. Aufl., Berlin, Heidelberg, New York; (1999) 410-3
- 194 Salkever DS: Morbidity costs. National estimates and economic determinants. US-Department of Health and Human Services (DHHS); (1985) Publication Nr. 84: 3393
- 195 Salzmann M: Experimentelle Bewegungs- und Druckanalyse an humanen Lendenwirbelsäulenpräparaten bei Implantation nach Zwischenwirbelendoprothesen mit parallel prospektiv klinischer Studie. Dissertationsschrift der LMU München 2005
- 196 Schirmer M: Indications for re-operation following lumbar vertebral disk surgery. Dtsch. Med. Wochenschr., (1981) 106(12): 373-7

- 197 Schmitz HJ, Kaden B, Fritz RT, Gross U, Fuhrmann G: Performance of alloplastic materials and design of an artificial disc.
In: Brock M, Mayer MH, Weigl K (Hrsg.) The artificial disc. Springer Verlag; Berlin, Heidelberg, New York; (1991) 23-34
- 198 Schmölz W, Huber JF, Nydegger T, Dipl.-Ing. Claes L, Wilke HJ: Dynamic stabilisation of the lumbar spine and its effects on adjacent segments: an in vitro experiment.
J. Spinal Disord. Tech., (2003) 16(4): 418-23
- 199 Schneider PG, Oyen R: Bandscheibenersatz. Experimentelle Untersuchungen, klinische Konsequenzen.
Z. Orthop., (1974a) 112: 791-2
- 200 Schneider PG, Oyen R: Plastische Bandscheibenchirurgie, 1.Mitteilung: Bandscheibenersatz im lumbalen Bereich mit Silikonkautschuk. Theoretische und experimentelle Untersuchungen.
Z. Orthop., (1974b) 112: 1078-86
- 201 Schoenfeld CM, Lautenschlaeger EP, Meyer PR Jr: Mechanical properties of human cancellous bone in the femoral head.
Med. Biol. Eng., (1974) 12: 313-7
- 202 Schuler P, Clemens D, Rossak K: Nachuntersuchungsergebnisse nach lumbalen Renukleotomien.
Z. Orthop., (1983) 121: 33-6
- 203 Schulmann CM: The method of a combined surgical treatment of compression forms of lumbar osteochondrosis with alloplastic material of the damaged intervertebral discs. (Russian)
Vop. Neurohir./Moscow, (1977) 2: 17-23
- 204 Schulz CU, Anetzberger H, Pfahler M, Refior HJ, Müller-Gerbl M. Anterior shoulder instability modifies glenoid subchondral bone density.
Clin Orthop. 2004;(423): 259-63
- 205 Schwarzer AC, Aprill CN, Derby R, et al.: The relative contributions of the disc and zygapophyseal joints in chronic low back pain.
Spine, (1994) 19: 801-6
- 206 Seelig W, Nidecker A: Schmerzen nach Operationen an der Lendenwirbelsäule. Das "Failed Back Surgery Syndrome" (FBSS).
Z. Orthop., (1989) 127: 346-53
- 207 Selecki BR, Ness TD, Limbers P, Blum P, Stening WR: Low back pain: a joint neurosurgical and orthopaedic project.
Med. J. Aust., (1973) 2(19): 889-93
- 208 Selecki BR, Ness TD, Limbers P, Blum PW, Stening WA: The surgical management of low back and sciatic syndrome in disc disease or injury : results of a joint neurosurgical and orthopaedic project.
Aust. N. Z. J. Surg., (1975) 45(2): 183-91
- 209 Selecki BR, Ness TD: Multiple operations for a lumbar disc lesion.
Aust. N. Z. J. Surg., (1982) 52(3): 230-5
- 210 Serink MT, Nachemson A, Hansson G: The effect of impact loading on rabbit knee joints.
Acta Orthop. Scand., (1977) 48: 250-62
- 211 Sheppert JAN: Intervertebral implants for fixation and disc replacement
In: Brock M, Mayer MH, Weigl K (Hrsg.) The artificial disc. Springer Verlag; Berlin, Heidelberg, New York; (1991a) 45-52
- 212 Sheppert JAN: Intradiscal implants in 1989.
In: Brock M, Mayer MH, Weigl K (Hrsg.) The artificial disc. Springer Verlag; Berlin, Heidelberg, New York; (1991b) 35-8
- 213 Shiradzi-Adl A: Biomechanics of the lumbar spine in sagittal/lateral moments.
Spine, (1994a) 19: 2407-14
- 214 Shiradzi-Adl A: Nonlinear stress analysis of the whole lumbar spine in torsion - Mechanics of facet articulation.
J. Biomech. (1994b) 27: 289-99
- 215 Simeone FA, Rothman RH: Clinical usefulness of CT scanning in the diagnosis and treatment of lumbar spine disease.
Radiol. Clin. North. Am., (1983) 21(2): 197-200
- 216 Sokoloff L: The biology of degenerative joint disease.
University of Chicago Press, Chicago, (1969)
- 217 Stahl C: Experimentelle Untersuchungen zur Biomechanik der Halswirbelsäule.
Med.Diss., Düsseldorf, (1977)

- 218 Statistisches Bundesamt: Gesundheitsbericht Deutschland., Wiesbaden (1998)
- 219 Steffee AD, Biscup RS, Sitkowski DJ: Segmental spine plate with pedicle screw fixation: a new internal fixation device for disorders of the lumbar and thoracolumbar spine. Clin. Orthop., (1986) 203: 45-54
- 220 Steffee AD: The Steffee artificial disc.
In: Weinstein JN (Hrsg.) Clinical efficacy and outcome in the diagnosis and treatment of low back pain. Chap.24. Raven Press; New York; (1992) 245-57
- 221 Suezawa Y, Ruttimann B: Indications, methods and results in percutaneous nucleotomy in lumbar disk hernia.
Z. Orthop. Ihre Grenzgeb., (1983) 121(1): 25-9
- 222 Thomas L: Reversible collapse of rabbit ears after intravenous papain, and prevention of recovery by cortisone
J. Exp. Med., (1956) 104(2): 245-52.
- 223 Thomson K, Christensen FB, Eiskjaer SP, Hansen ES, Fruensgaard S, Bunger CE: The effect of pedicle screw instrumentation on functional outcome and fusion rates in posterolateral lumbar spinal fusion: a prospective, randomized clinical study. 1997 Volvo Award Winner in Clinical Studies.
Spine, (1997) 24: 2813-22
- 224 Töndury G: Zur Anatomie und Entwicklungsgeschichte der Wirbelsäule unter besonderer Berücksichtigung der Altersveränderungen der Bandscheiben.
Schweiz. Med. Wschr., (1955) 85: 825-7
- 225 Trouillier H. Prospektiv klinische und morphologische Studie, tribologische Untersuchungen und deskriptive In-Vitro-Aspekte zu Druck- und Bewegungsverhalten der Lendenwirbelsäule nach Implantation lumbaler Zwischenwirbel-Endoprothesen. Habilitation. Medizinische Habilitation, Ludwig-Maximilians-Universität München; 2003
- 226 Trouillier H, Kern P, Refior HJ, Müller-Gerbl M: A prospective morphological study of facet joint integrity following intervertebral disc replacement with the CHARITÉ (trade mark) Artificial Disc.
Eur. Spine J., (2005) Sept. 7 (E-pub ahead of print)
- 227 Ungethüm M, Plitz W: Praxis der Orthopädie. 3. Auflage,
Thieme; Stuttgart, New York: (2001) 21-45
- 228 Urbaniak JR, Bright DB, Hopkins JR: Replacement of the intervertebral discs in chimpanzees by silicon-dacron implants: A preliminary report.
J. Biomat. Res., (1973) 4 (Symp.): 165-86
- 229 van Steenbrugge MH: Improvements in Joint Prosthesis.
French Patent 1,122,634, 28.May 1956
- 230 Verband Deutscher Rentenversicherungsträger
Statistikbücher der Jahre 2000 bis 2004 zur Rentenversicherung
- 231 Waddell G: Acute and chronic low back pain.
Guideline of the Royal College of General Practitioners, London; (2000)
- 232 Waddell G, Kummel EG, Lotto WN, Graham JD, HallH, McCulloch JA: Failed lumbar disc surgery and repeat surgery following industrial injuries.
J. Bone Joint Surg. (Am.), (1979) 61: 201-7
- 233 Wagner PC, Grant BD, Bagby GW et al.: Evaluation of spine fusion as treatment in equine wobblers syndrome.
J. Vet. Surg., (1979) 8: 84-8
- 234 Wagner S, Weckbach A., Müller-Gerbl M: The influence of posterior instrumentation on adjacent and transposed facet joints in patients with thoracolumbar spinal injuries: a morphological in vivo study using a computerized tomography osteoabsorptiometry
Spine, (2005) 30: E 169-78
- 235 Weber H: Lumbar disc herniation. A controlled, prospective study with ten years of observation.
Spine, (1983) 8(2): 131-40
- 236 Weber M, Niethard FK: Zur Vorhersage des sogenannten Postdiskotomiesyndroms.
In: Hohmann D et al. (Hrsg.) Neuroorthopädie. 2.Auflage; Springer-Verlag; Berlin, Heidelberg, New York; (1986) 427
- 237 Weinstein JN, Lehmann TR, Hejna W, McNeill T, Spratt K: Chemonucleolysis versus open discectomy. A ten-year follow up study.
Clin. Orthop., (1986) 206: 50-5
- 238 Weishaupt D, Zanetti M, Boos N, Hodler J: MR Imaging and CT in Osteoarthritis of the lumbar facet joints.
Skeletal Radiol. (1999) 28: 215-9

- 239 Wiesel SW, Cuckler JM, Deluca F, Jones F, Zeide MS, Rothman RH: Acute low-back pain. An objective analysis of conservative therapy. *Spine*, (1980) 5(4): 324-30
- 240 Wilke HJ, Claes L, Schmitt H, Wolf S: A universal spine tester for in vitro experiments with muscle force simulation. *Eur. Spine J.* (1994) 3: 91-7
- 241 Wilke HJ, Russo G, Schmitt H, Claes L: A mechanical model of human spinal motion segments. *Biomed Technik* (1997a) 42: 327-31
- 242 Wilke HJ, Krischak S, Wenger K, Claes L: Load-displacement properties of the thorakolumbar calf spine: experimental results and comparison to known human data. *Eur. Spine J.* (1997b) 6: 129-37
- 243 Wilke HJ, Wenger K, Claes L: Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. *Eur. Spine J.* (1998) 7: 148-54
- 244 Wilke HJ, Neef P, Caimi M, Hoogland T, Claes LE: New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine*, (1999) 24(8): 755-62
- 245 Wilke H, Neef P, Hinz B, Seidel H, Claes L: Intradiscal pressure together with anthropometric data--a data set for the validation of models. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, (2001) 16 Suppl 1: 111-26
- 246 Wilkinson HA: Outcome analysis in 654 surgically treated lumbar disc herniations. *Neurosurgery*, (1993) 32(5): 879
- 247 Williams RW: Microlumbar discectomy: a conservative surgical approach to the virgin herniated lumbar disc. *Spine*, (1978) 3: 175-82
- 248 Winter M, Meister R: Spondylodese nach Diskotomie. In: Matzen KA (Hrsg.) *Wirbelsäulenchirurgie II. Operative Behandlung chronischer Kreuzschmerzen*. Thieme Verlag; Stuttgart, New York; (1992) 265-76
- 249 Wisemann CM, Lindsey DP, Fredrick AD, Yerby SA: The effect of an interspinous process implant on facet loading during extension. *Spine*, (2005) 30: 903-7
- 250 Wittenberg RH, Möller J, Krämer J: Ergebnisse nach dorsaler lumbosakraler Distractionsspondylodese (LSDS) ohne Implantat beim voroperierten Rückenpatienten. *Z. Orthop.*, (1990) 128: 27
- 251 Wolff J: *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Hirschwald, Berlin; (1892)
- 252 Xiao J, Yuan L, Zhao WD, Fan JH, Qiu J, Zhong SZ: The effect of bending and rotation on the lumbar facet joints under load bearing conditions. *Di Yi Jun Yi Da Xue Xue Bao*, (2003) 23: 148-50
- 253 Yang KH, King AL: Mechanism of facet load transmission as a hypothesis for low-back pain. *Spine*, (1984) 9: 557-65
- 254 Yuan HA, Garfin SR, Dickman CA, Mardjetko SM: A historical cohort study of pedicle screw fixation in thoracic, lumbar and sacral spinal fusions. *Spine*, (1994) 20(Suppl.): 2279-96
- 255 Zeegers W, Bohnen L, Laaper M, Verhaegen M: Artificial disc replacement with the modular type SB Charité III: 2-year results in 50 prospectively studied patients. *Eur. Spine J.*, (1999) 8: 210-7
- 256 Zigler JE: Clinical results with ProDisc: European experience and U.S. investigation device exemption study. *Spine*, (2003) 28(20): 163-6
- 257 Zöllner J, Rosendahl T, Herbsthofer B, Humke T, Eysel P: Der Einfluß verschiedener Nucleotomietechniken auf die biomechanischen Eigenschaften der Bandscheibe. *Z. Orthop.*, (1999) 137: 206-10

VII - Abkürzungsverzeichnis

a.p.	anterior-posterior
ALIF	Anterior Lumbar Interbody Fusion
bspw.	beispielsweise
BMI	Body Mass Index
BWK	Brustwirbelkörper
bzw.	beziehungsweise
C	Celsius
ca.	circa
cm	Zentimeter
cm ²	Quadratcentimeter
Ca ²⁺	Calcium
CT	Computertomographie
CT-OAM	computertomographische Osteoabsorptiometrie
d.h.	das heisst
Fa.	Firma
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
IQR	Interquartil Range
Kp	Kilopond
LWK	Lendenwirbelkörper
LWS	Lendenwirbelsäule
mg/ml	Milligramm pro Milliliter
mg/mm ²	Milligramm pro Quadratmilliliter
mm	Millimeter
mm ²	Quadratmillimeter
MPa	Megapascal
MRT	Magnetresonanztomographie
N	Newton
N/mm ²	Newton pro Quadratmillimeter
o.g.	oben genannte
o.J.	ohne Jahr
OP	Operation
PC	Personal Computer
PLIF	Posterior Lumbar Interbody Fusion
ROM	Range of Motion
SWK	Sakralwirbelkörper
TH12	thorakal 12
USIS	Universal Spine Instrumentation System
ZWRH	Zwischenwirbelraumhöhe

VIII - Danksagung

Meinem Doktorvater Prof. Dr. med. habil Dr. Ing. W. Plitz, Vorstand des Labors für Biomechanik und Experimentelle Orthopädie der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München möchte ich für die Überlassung des Themas danken. Seine Motivation und Engagement wie auch seine ausdauernde Förderung zur Fertigstellung dieser wissenschaftlichen Arbeit war beispielhaft und gilt mein besonderer Dank. Die Konstruktion und Herstellung des Wirbelsäulensimulators wäre ohne sein persönliches Engagement und seine Sachkompetenz nicht denkbar gewesen.

Herrn Prof. Dr. med. H. J. Refior und Herrn Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Jansson sei für die kompetente Unterstützung und Förderung zur Fertigstellung dieser Arbeit besonders gedankt.

Herrn Prof. Dr. med. R. Putz danke ich für die freundliche und kompetente Unterstützung, insbesondere in der Erarbeitung der anatomisch-biomechanischen Schwerpunktes dieser Arbeit.

Frau Prof. Dr. med. M. Müller-Gerbl danke ich für die umfassende kompetente und freundliche Unterstützung bei anatomischen Fragen dieser Arbeit. Ihr Angebot, im Anatomischen Institut der Universität München den morphometrischen Teil der Studie durchzuführen, hat sehr geholfen die biomechanische Fragestellung von einer anderen Seite zu betrachten. Ihre unermüdliche Anleitung und Einweisung in die Methodik sowie der intensiven Unterstützung und Förderung zur Fertigstellung dieser wissenschaftlichen Arbeit war beispielhaft gilt mein besonderer Dank.

Meinem Betreuer Dr. med. H. Troullier gilt besonderer Dank. Seine Motivation und Unterstützung war ausschlaggebend bei der Realisierung dieser Arbeit. Vor allem seine Organisation der Rahmenbedingung für diese Arbeit gaben Rückendeckung bei der Konzentration auf die Durchführung der Versuchsreihen.

Meinem Studienfreund und Mitstreiter Dr. med. Mark Salzmann danke ich für sein Engagement und die hervorragende Zusammenarbeit bei der Durchführung der praktischen Arbeiten, was ganz wesentlich zur Realisierung dieser Arbeit beigetragen hat.

Herrn PD. Dr. med. R. Weitkunat, IBE-Universität München, danke ich für die freundliche Unterstützung in der statistischen Auswertung der gewonnenen Daten.

Herrn Lars Schliack, EDV-Beauftragter der Orthopädischen Klinik, danke ich für die freundliche Unterstützung in allen EDV-Fragen und für die unermüdliche Hilfe technische Probleme schnell zu lösen.

Herrn M. Waschbüsch und P. Piwowarczyk danke ich für die Unterstützung bei der Verarbeitung der großen Datenfülle. Herrn G. Bock sei gedankt für die Programmierung der Datenverarbeitungssoftware, durch die eine große Zeitersparnis erzielt wurde.

Den Zivildienstleistenden D. Schliack, T. Kupsch und T. Grabowski im Labor für Biomechanik und Experimentelle Orthopädie danke ich für ihre Unterstützung bei den Versuchen.

Die Friedrich-Baur-Stiftung der Medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München hat durch ihre finanzielle Unterstützung die Durchführung der Arbeit ermöglicht, dieser Unterstützung gilt mein besonderer Dank.

Danken möchte ich meinem Freund Fabian Widmann und nicht zuletzt meinen Eltern Ursula und Karl Kühnel. Sie haben mir oft den Rücken freigehalten und verstanden es, mich immer wieder neu zu motivieren.

IX - Lebenslauf

Stefanie - Peggy Kühnel
geboren 01.08.1977 in Berlin

Eltern:

Ursula Kühnel, geb. Döhler, Diplom-Ingenieur für Chemie
Karl Kühnel, Diplom-Ingenieur für Automatisierungstechnik

Familienstand: ledig

Schulbildung:

Schuljahr 1984/09-1993/07 Grundschule und Gymnasium Berlin

Schuljahr 1993/09-1997/07 Gymnasium Garching, Abitur 1997

Studium:

1997/10 - 2004/6	Studium der Medizin an der LMU München
1998/03	Pflegepraktikum - Chirurgische Station der Riefler-Klinik in München
1998/08	Pflegepraktikum - Chirurgischen Station der Klinik Dr. Schreiber in München
1999/09	Ärztliche Vorprüfung
2000/03	Famulatur - Allgemeinchirurgische Abteilung des Prince of Wales Hospitals (Universitätsklinik der University of New South Wales) in Sydney, Australien
2000/08	1. Staatsexamen
2001/03	Famulatur - orthopädisch-sportmedizinische Praxis Dr. Schmidt, Dr. Neumeier, Dr. Pfister in München
2001/08	Famulatur - Notaufnahme des Duke University Hospitals in Durham, North Carolina, USA
2003/03	2. Staatsexamen
2003/04 - 2003/08	1. Tertial des Praktischen Jahres im Fach Chirurgie in der Chirurgischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München, Innenstadt bei Prof. Dr. med. W. Mutschler
2003/08 - 2003/11	2. Tertial des Praktischen Jahres im Fach Innere Medizin in der Medizinischen Poliklinik, Klinikum Innenstadt der Ludwig-Maximilians-Universität München bei Prof. Dr. med. D. Schlöndorff
2003/12 - 2004/03	3. Tertial des Praktischen Jahres im Wahlfach Orthopädie an der Universitätsklinik Balgrist in Zürich bei Prof. Dr. med. C. Gerber
2004/06	3. Staatsexamen

Berufliche Entwicklung:

- 2004/11 bis 2006/12 Assistenzärztin Spital Oberengadin, Samedan, Abteilung für Chirurgie unter der Leitung von Prof.Dr. med. H. P. Simmen
seit dieser Zeit, unter der Leitung von Dr. med. N. Biasca, als Mannschaftsärztin des EHC St. Moritz tätig, hierbei ärztliche Betreuung bei Heim- und Auswärtsspielen sowie Leistungsdiagnostik und Trainingssteuerung
- 2007/01 bis heute Assistenzärztin, Orthopädische Uniklinik Balgrist, Zürich
Abteilung Orthopädie unter der Leitung von Prof. Dr. med. Ch. Gerber

Medizinische Zusatzqualifikation:

- 1999/10-2002/01 Teilnahme an den Kursen der Munich-Harvard-Alliance (Themen: "Kardiovaskuläre Erkrankungen", "Infektionserkrankungen", "Muskuloskeletale Erkrankungen" "Nervensystem und Verhalten")
- 1999/10 -2002/02 Teilnahme an den Kursen Medical English, Sportmedizin-1 und Sportmedizin-2, Anästhesie und Intensivmedizin, EKG-Interpretation, Naht-und Verbandskurs.
- 2005/02 Teilnahme am Kurs in Notfallsonographie
Inselspital Bern bei Prof. Dr. med. Ostermeier
- 2005 /06 2-wöchiger Kurs „Sport und Gesundheit - Sport zur Prävention und Therapie“ zur Erlangung der Zusatzbezeichnung "Sportmedizin" der DGSP (Deutsche Gesellschaft für Sportmedizin)
- 2005/09 ATLS Kurs (Zürich) erfolgreich abgelegt
- 2005/11 Teilnahme an den Münchener Sporttraumatologietagen 2005
„Aktueller Stand in der Diagnostik und Therapie von Sportverletzungen“ (Prof. Dr. med. Rosemeyer, Dr. med. Krüger-Franke, Dr. med. Kugler)
- 2005/12 Teilnahme am AO-Kurs „Principles of Fracture Management“ (Davos)

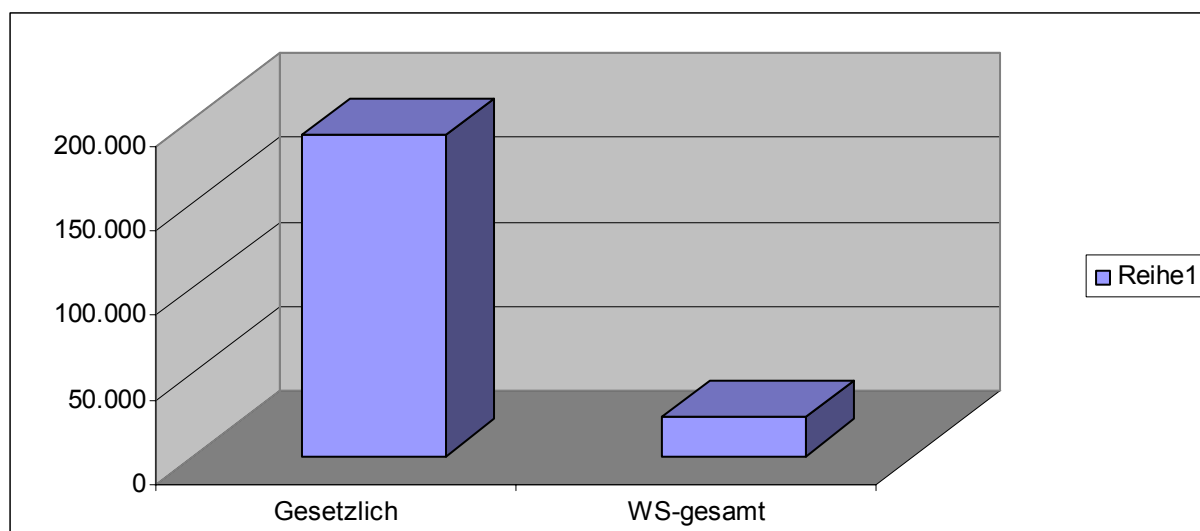
Wissenschaftliche Arbeiten:

- 2005/08 Teilnahme und Vortrag am International Meeting on Advanced Spine Techniques (IMAST) in Banff, Kanada ("A prospective morphological study of facet joint integrity following intervertebral disc replacement with the CHARITÉ™ Artificial Disc ")
- 2006/02 Teilnehmer und Co-Autorenschaft des Vortrages "Ligament balancing in navigated TKA" beim 3rd Practical Knee Navigation Training in Samedan, Schweiz

Anlage 1

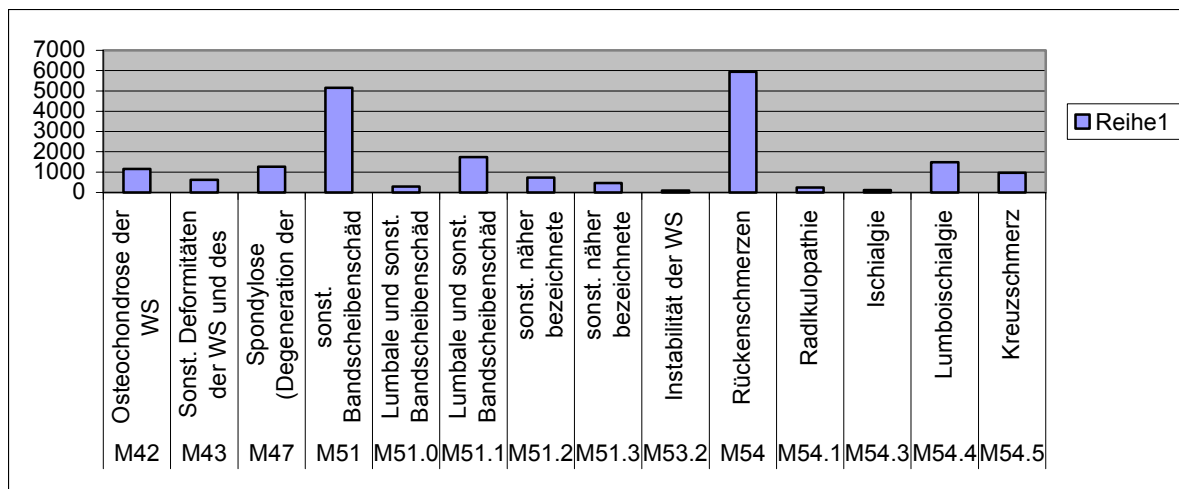
Rentenzugänge nach SGB VI wegen verminderter Erwerbsfähigkeit und der Anteil der durch Wirbelsäulenerkrankungen hervorgerufenen Rentenzugänge (Verband Deutscher Rentenversicherer 2000, 2002, 2003).

Rentenzugang	2000	2001	2002	2003	Mittelwert
Arbeiter		123.749	108.693	105.337	112.593
Angestellte		70.203	61.164	61.057	64.141
Knappschaft		0	6.242	7.967	4.736
Gesetzlich	214.082	193.952	176.099	174.361	189.624
WS-Männer	14.810	18.712	15.149	13.064	15.434
WS-Frauen	7.002	9.043	7.946	7.154	7.786
WS-gesamt	21.812	27.755	23.095	20.218	23.220
Anteil WS bedingter Renten in %	10,2	14,3	13,1	11,6	12,3



Wirbelsäulenerkrankungen nach Diagnoseschlüssel (Statistisches Bundesamt 1998).

Schlüssel	Diagnose	Anzahl der Fälle
M42	Osteochondrose der WS	1155
M43	Sonst. Deformitäten der WS und des Rückens	624
M47	Spondylose (Degeneration der Gelenkflächen)	1270
M51	sonst. Bandscheibenschäden	5152
M51.0	Lumbale und sonst. Bandscheibenschäden mit Myelopathie	278
M51.1	Lumbale und sonst. Bandscheibenschäden mit Radikulopathie	1737
M51.2	sonst. näher bezeichnete Bandscheibenverlagerung	722
M51.3	sonst. näher bezeichnete Bandscheibendegeneration	455
M53.2	Instabilität der WS	91
M54	Rückenschmerzen	5938
M54.1	Radikulopathie	244
M54.3	Ischialgie	110
M54.4	Lumboischialgie	1479
M54.5	Kreuzschmerz	963

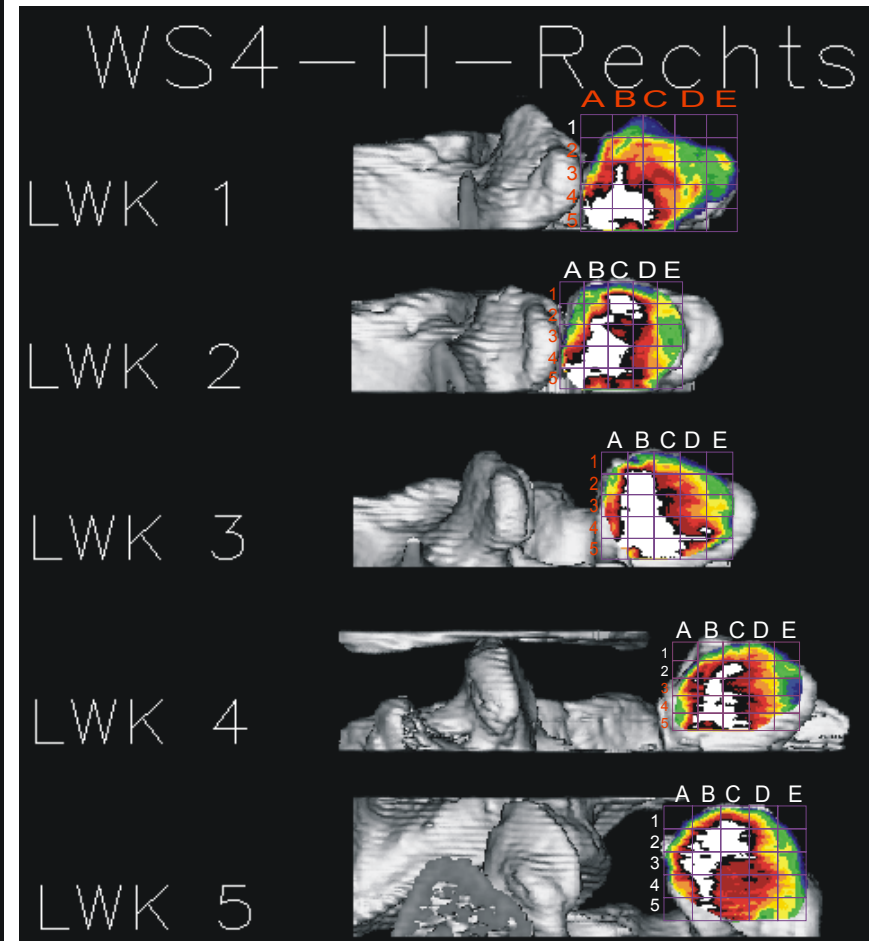
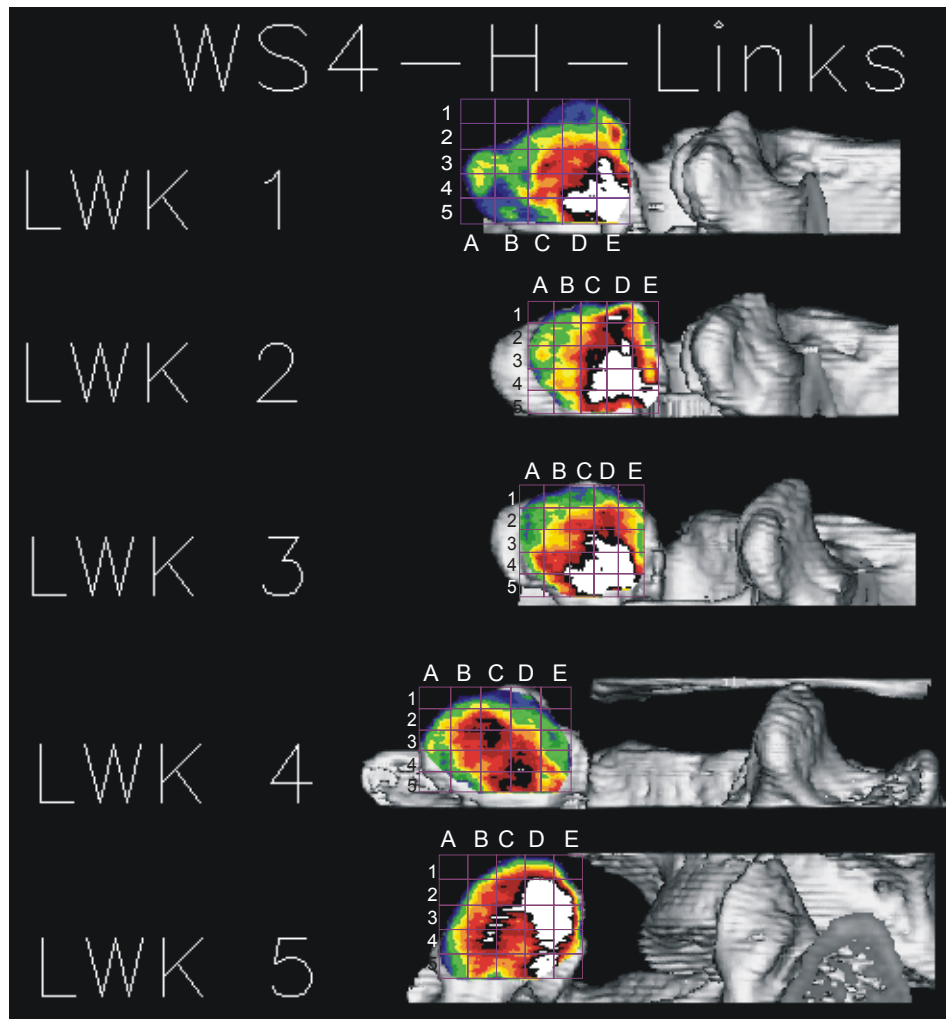


Anlage 2

Mit Raster belegte Densitogramme der Präparategruppe

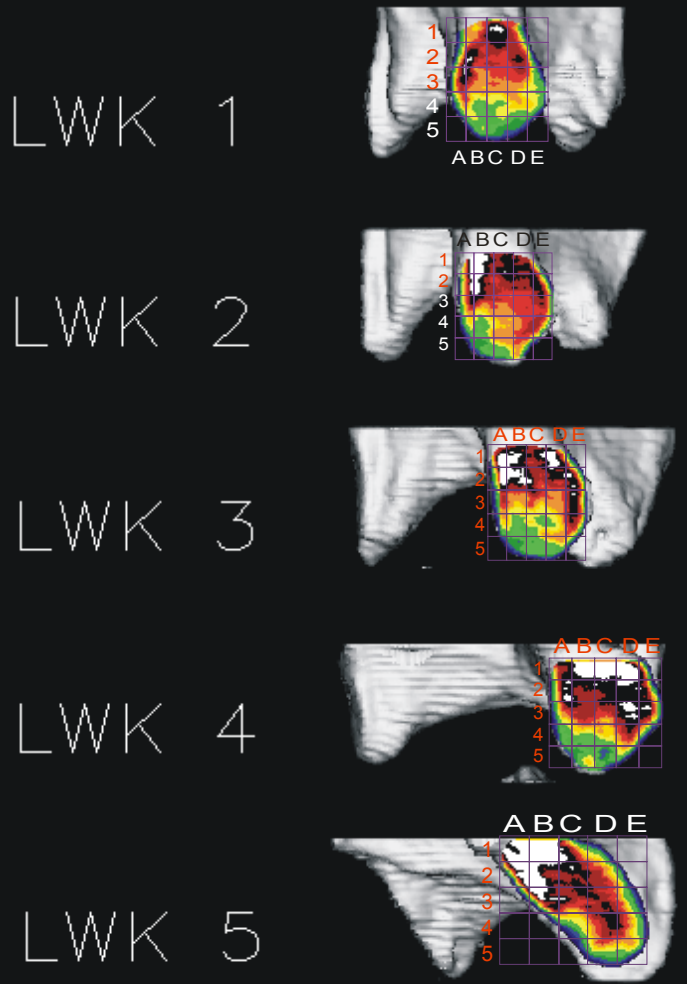
Übersicht

Präparat	Ansicht	Seite
WS4	hinten	2
WS4	vorn	3
WS5	hinten	4
WS5	vorn	5
WS9	hinten	6
WS9	vorn	7
WS10	hinten	8
WS10	vorn	9
WS12	hinten	10
WS12	vorn	11
WS13	hinten	12
WS13	vorn	13
WS16	hinten	14
WS16	vorn	15
WS17	hinten	16
WS17	vorn	17
WS18	hinten	18
WS18	vorn	19
WS21	hinten	20
WS21	vorn	21
WS24	hinten	22
WS24	vorn	23

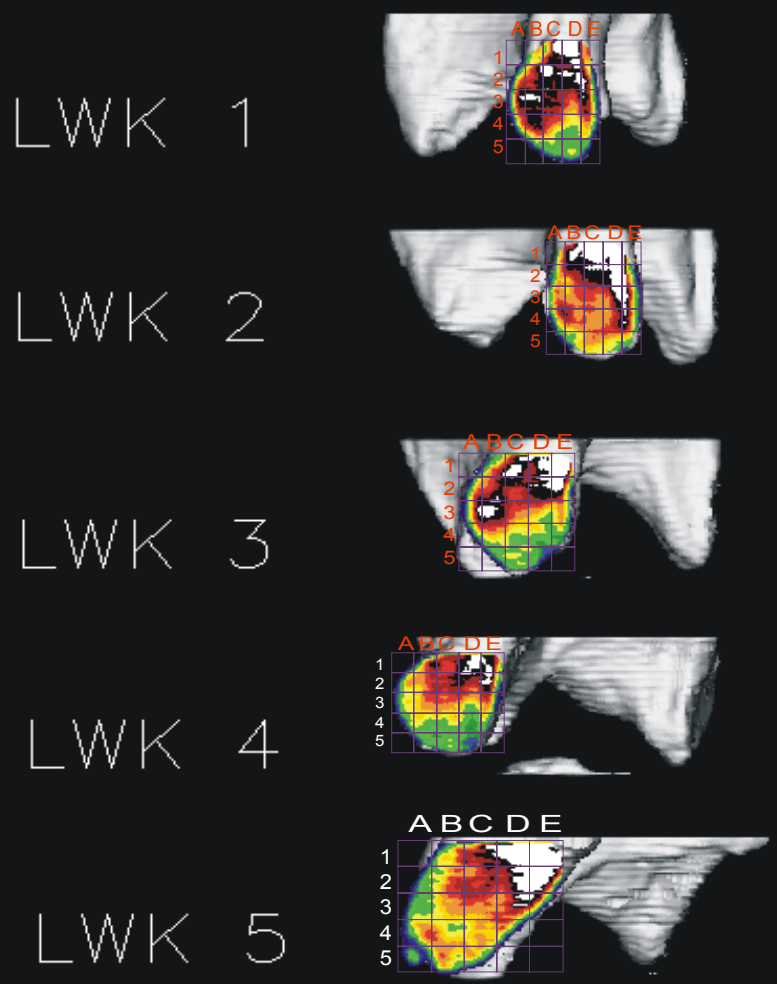


Mit Raster belegte Densitogramme der WS 4

WS4-V-Links

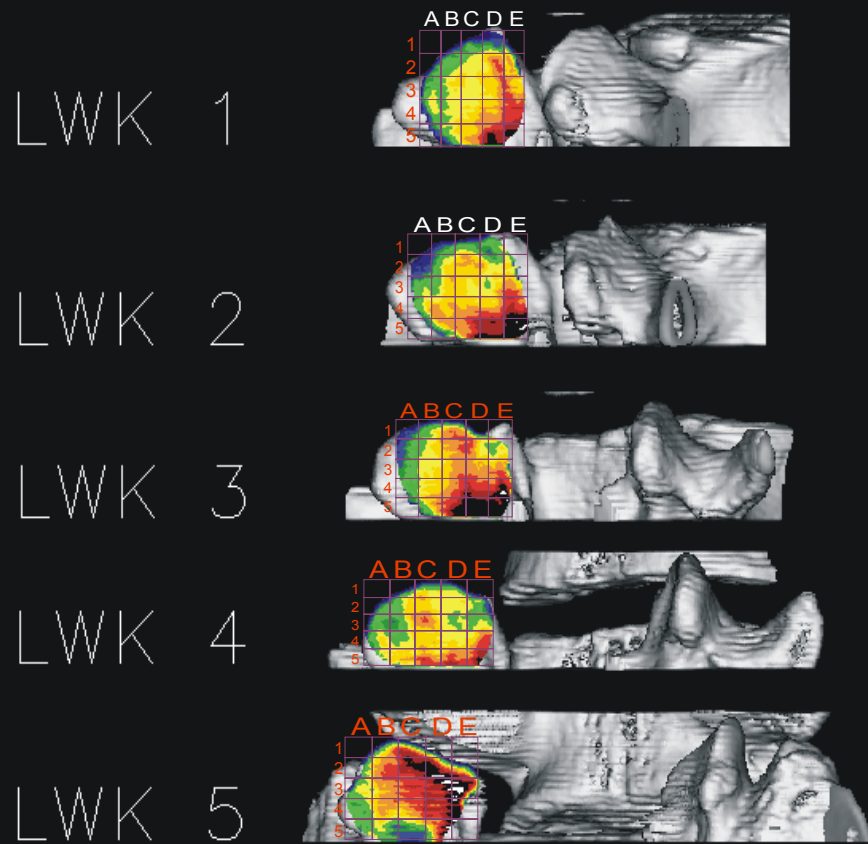


WS4-V-Rechts

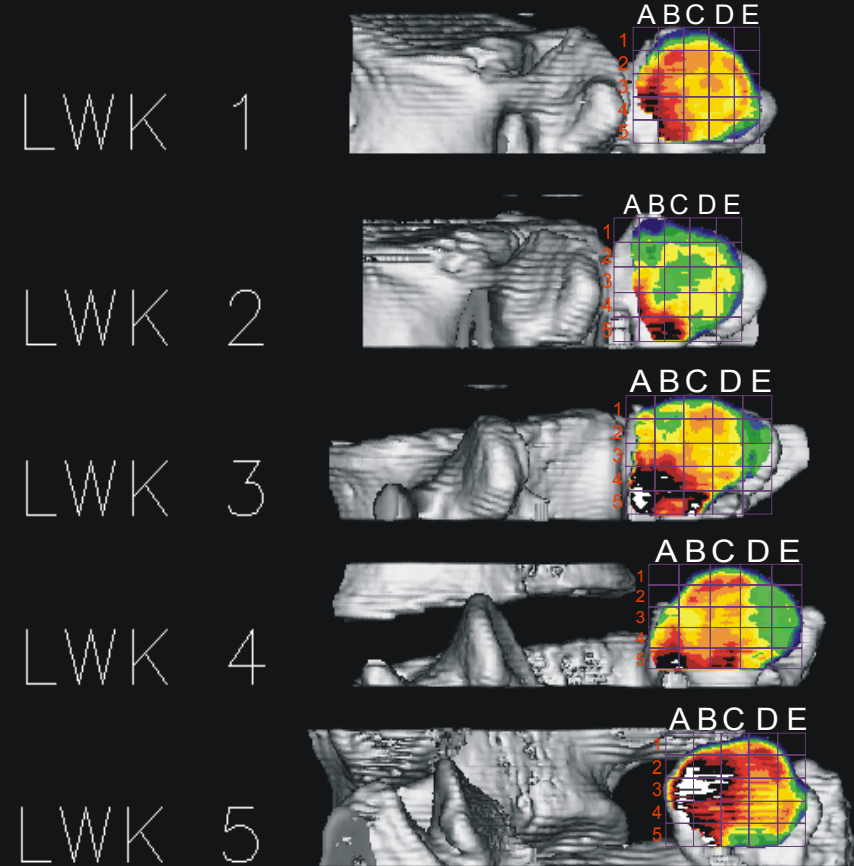


Mit Raster belegte Densitogramme der WS 4

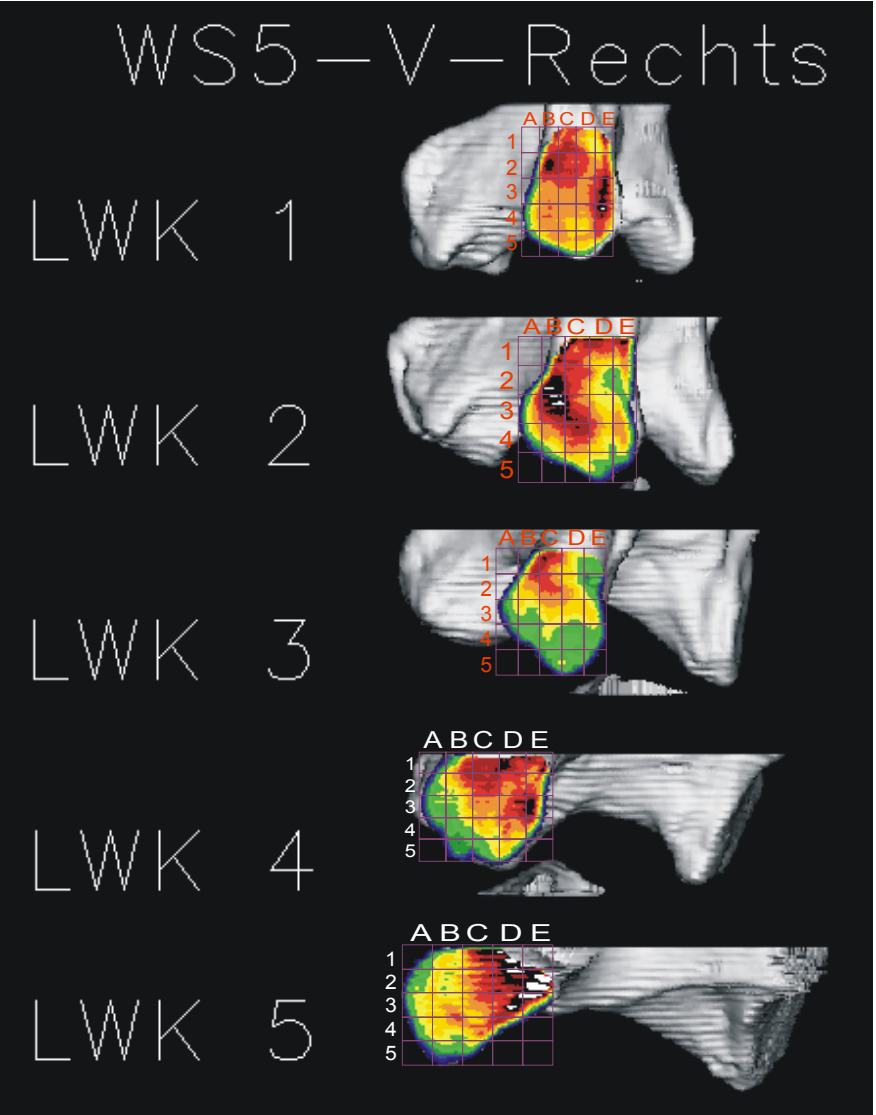
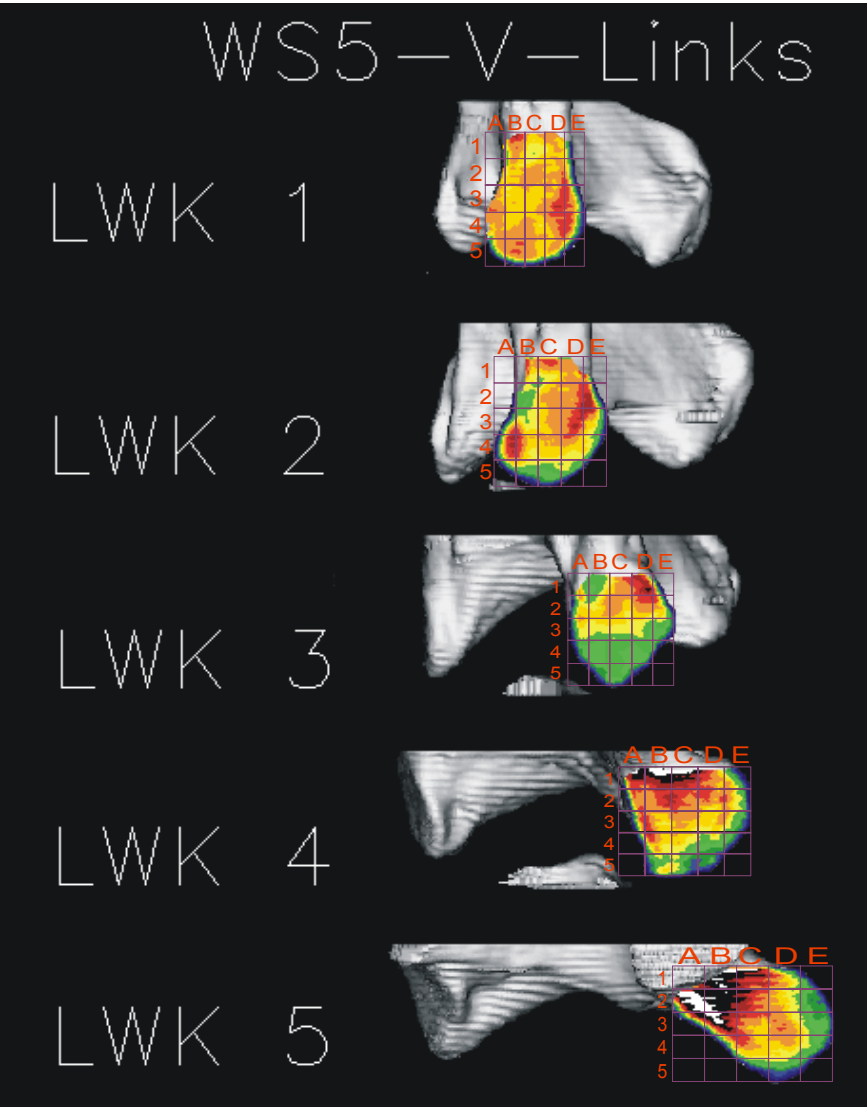
WS5-H-Links



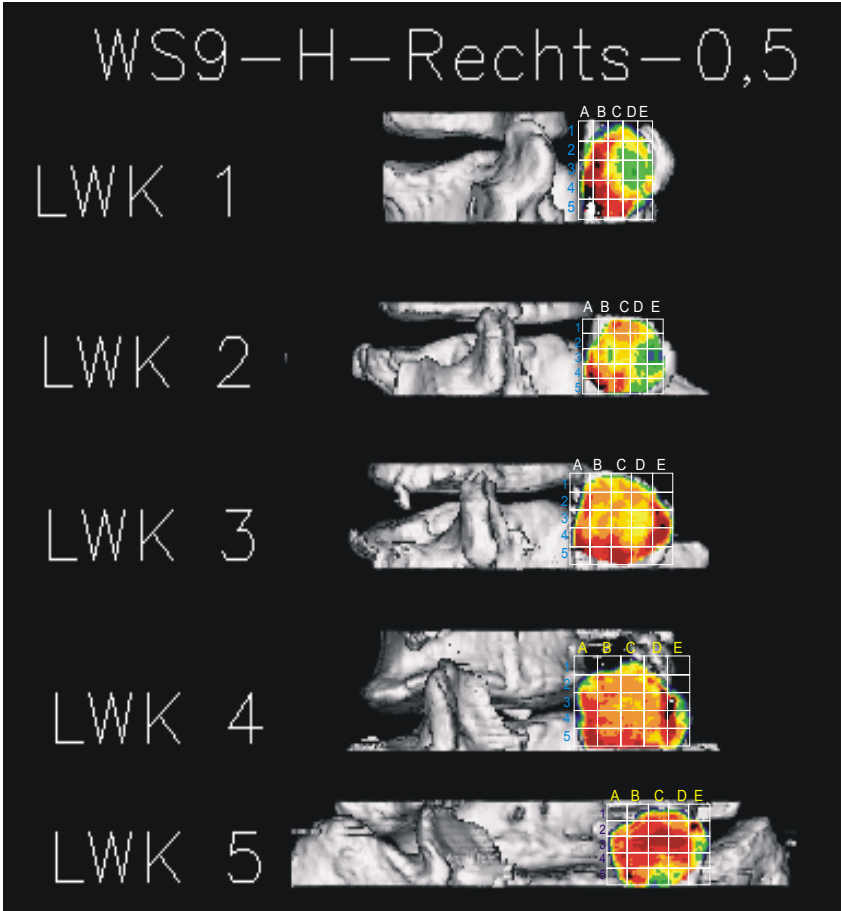
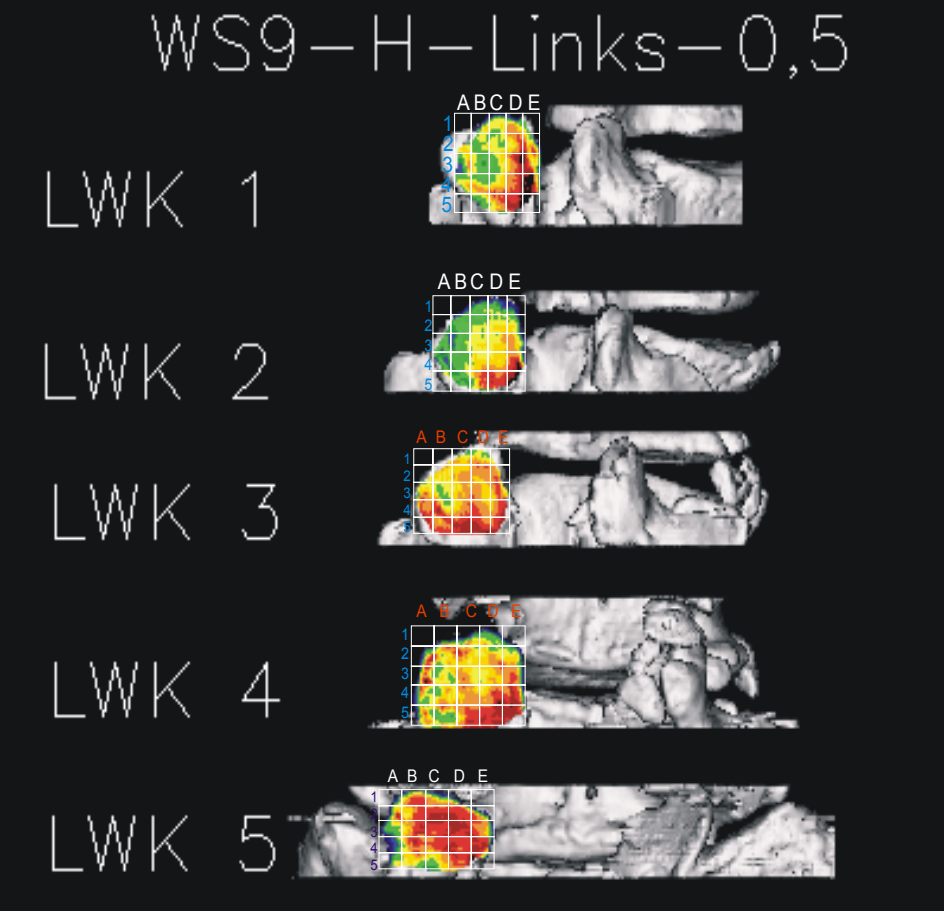
WS5-H-Rechts



Mit Raster belegte Densitogramme der WS 5



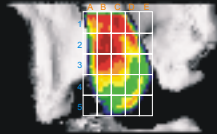
Mit Raster belegte Densitogramme der WS 5



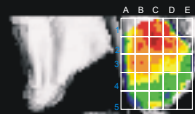
Mit Raster belegte Densitogramme der WS 9

WS9-V-Links-0,5

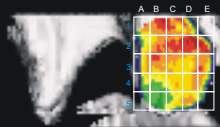
LWK 1



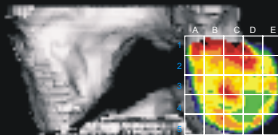
LWK 2



LWK 3



LWK 4

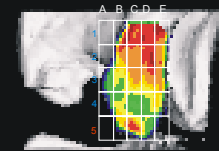


LWK 5

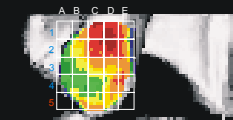


WS9-V-Rechts-0,5

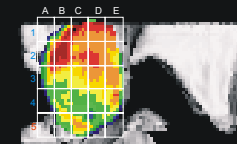
LWK 1



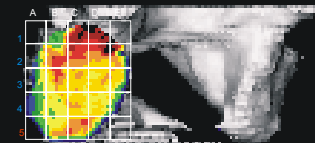
LWK 2



LWK 3



LWK 4



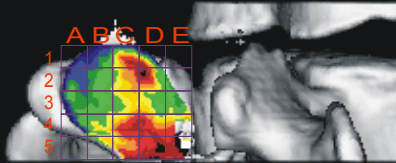
LWK 5



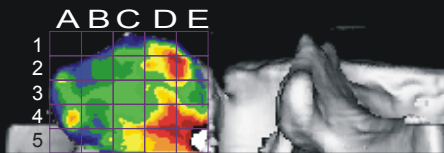
Mit Raster belegte Densitogramme der WS 9

WS10-H-Links

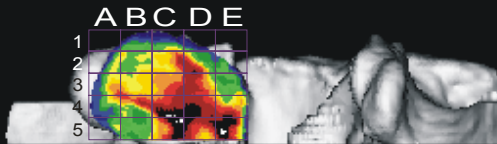
LWK 1



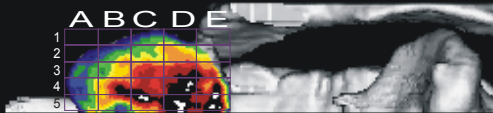
LWK 2



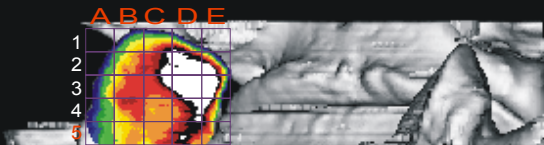
LWK 3



LWK 4

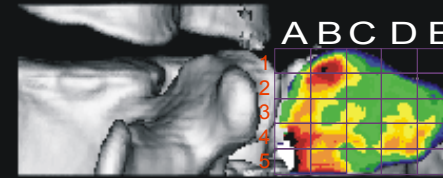


LWK 5

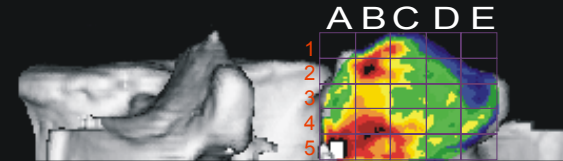


WS10-H-Rechts

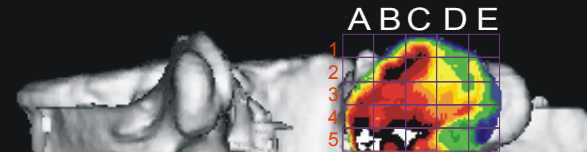
LWK 1



LWK 2



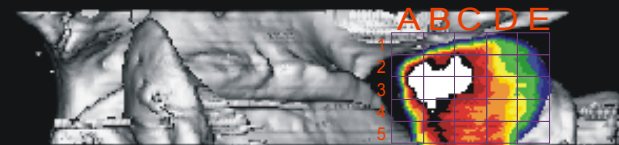
LWK 3



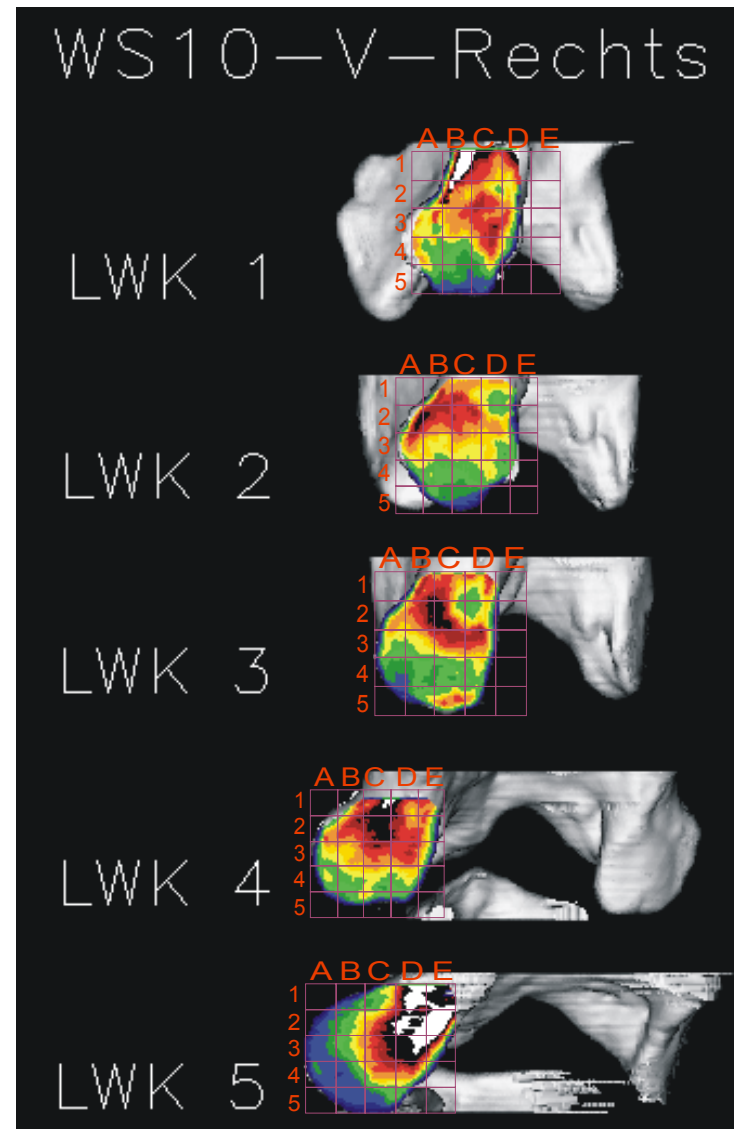
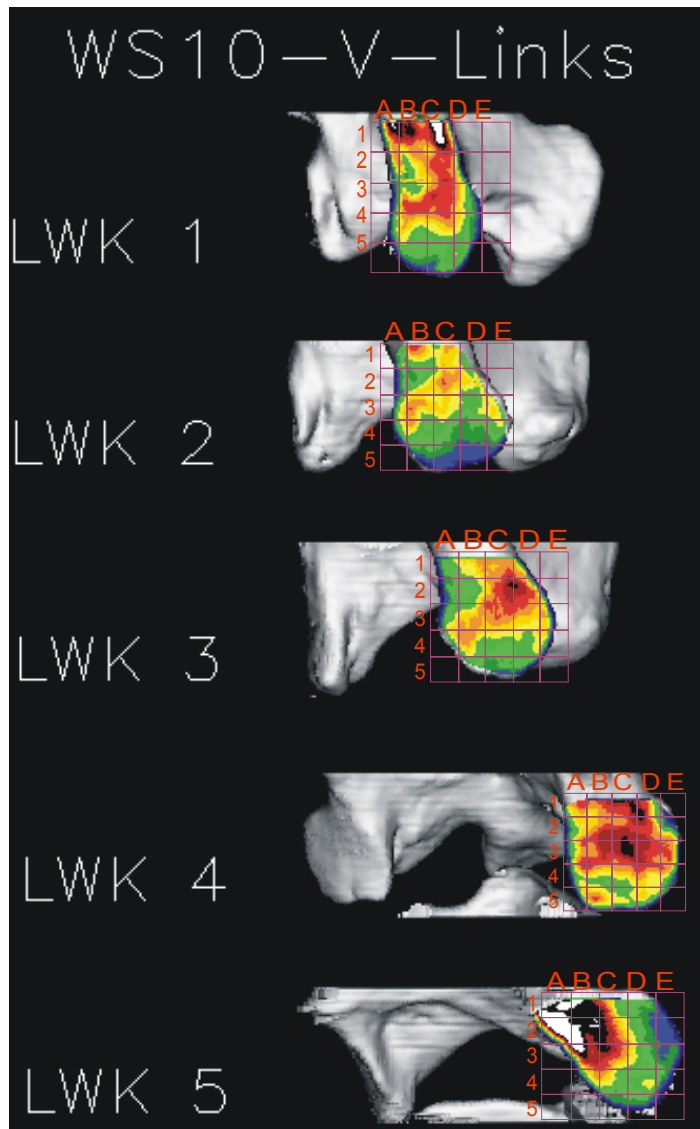
LWK 4



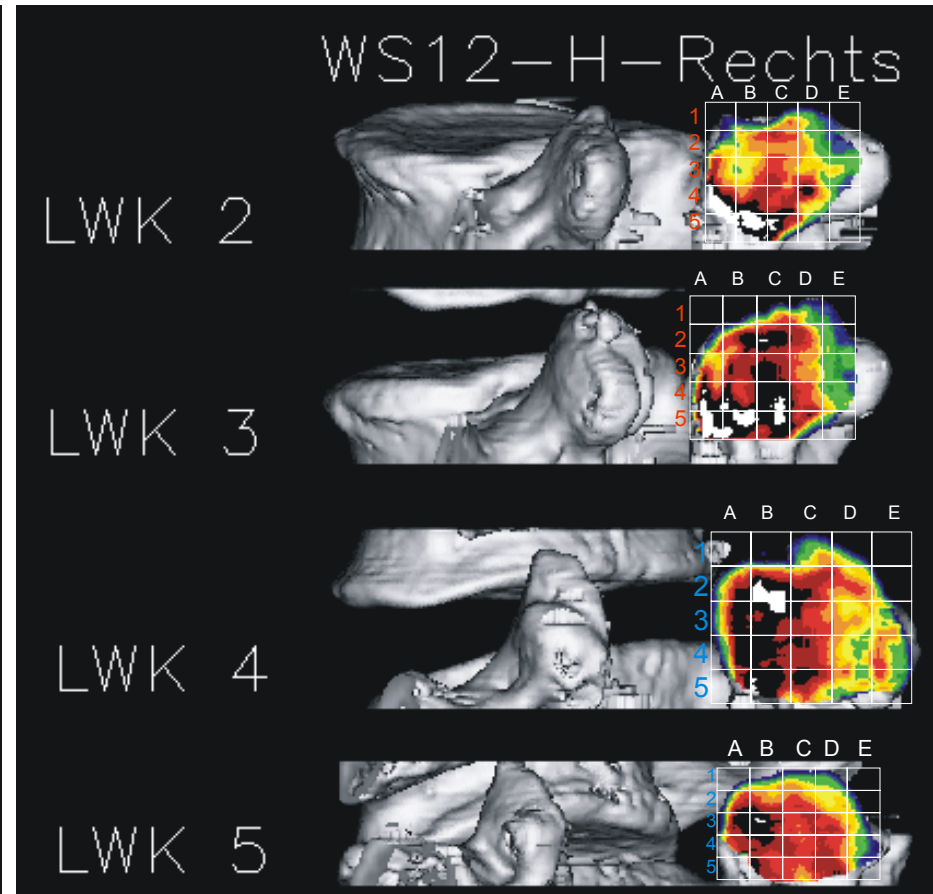
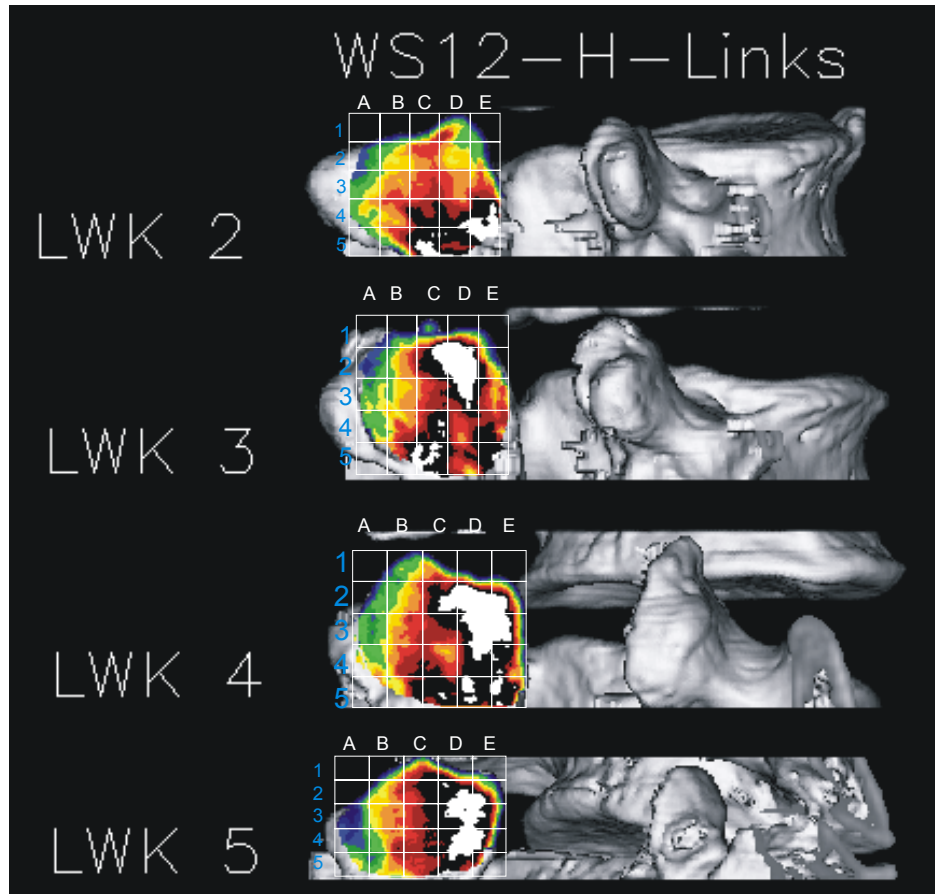
LWK 5



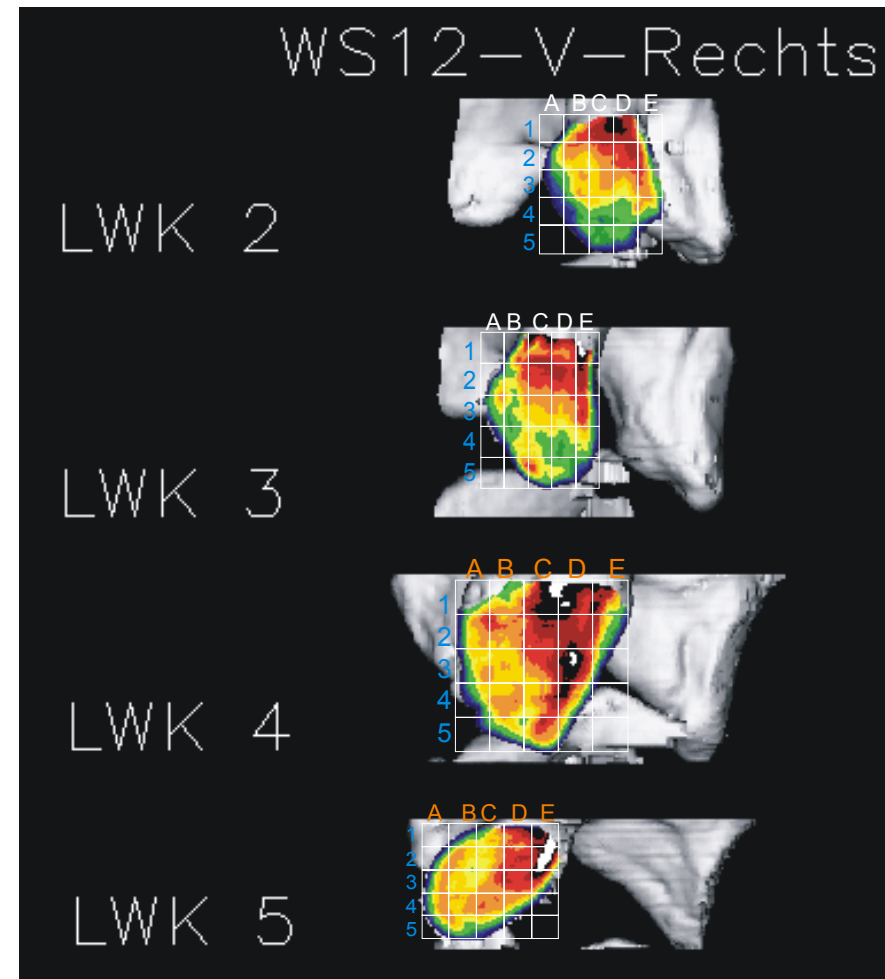
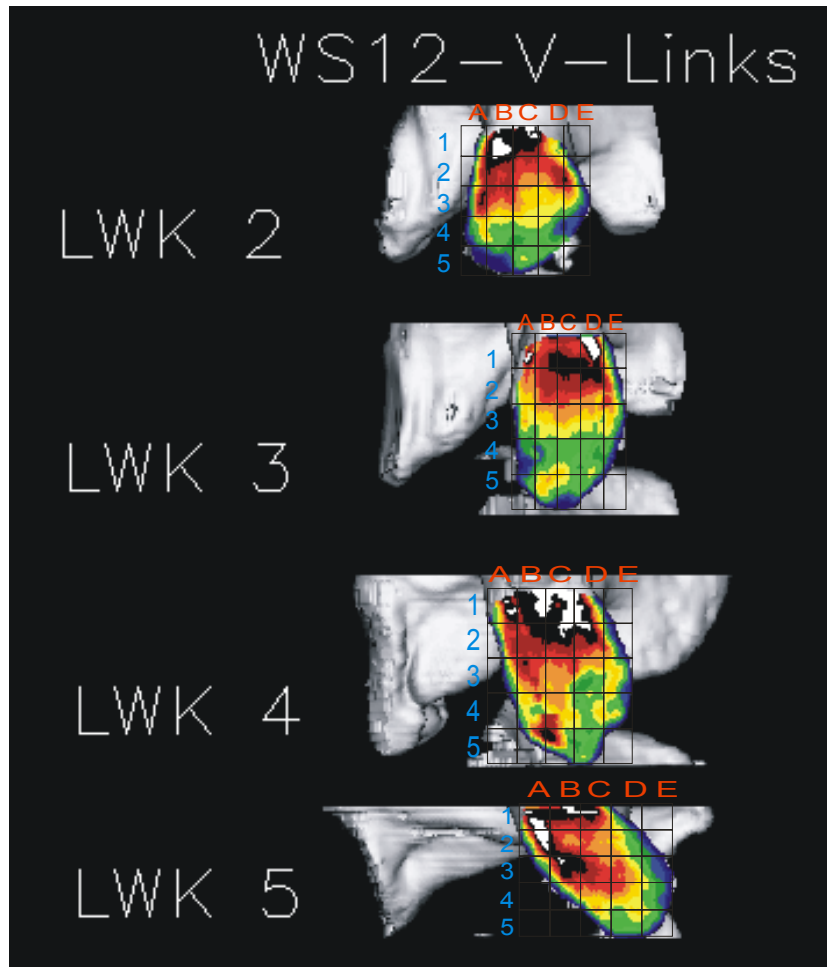
Mit Raster belegte Densitogramme der WS 10



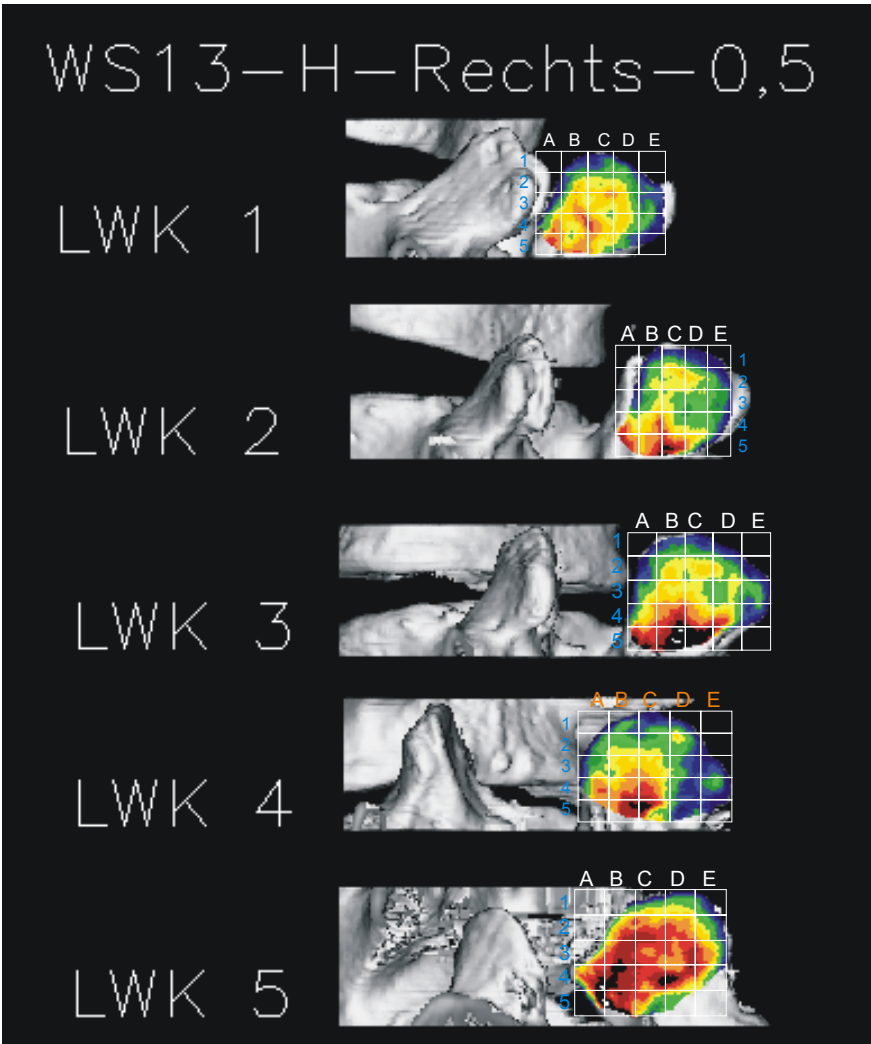
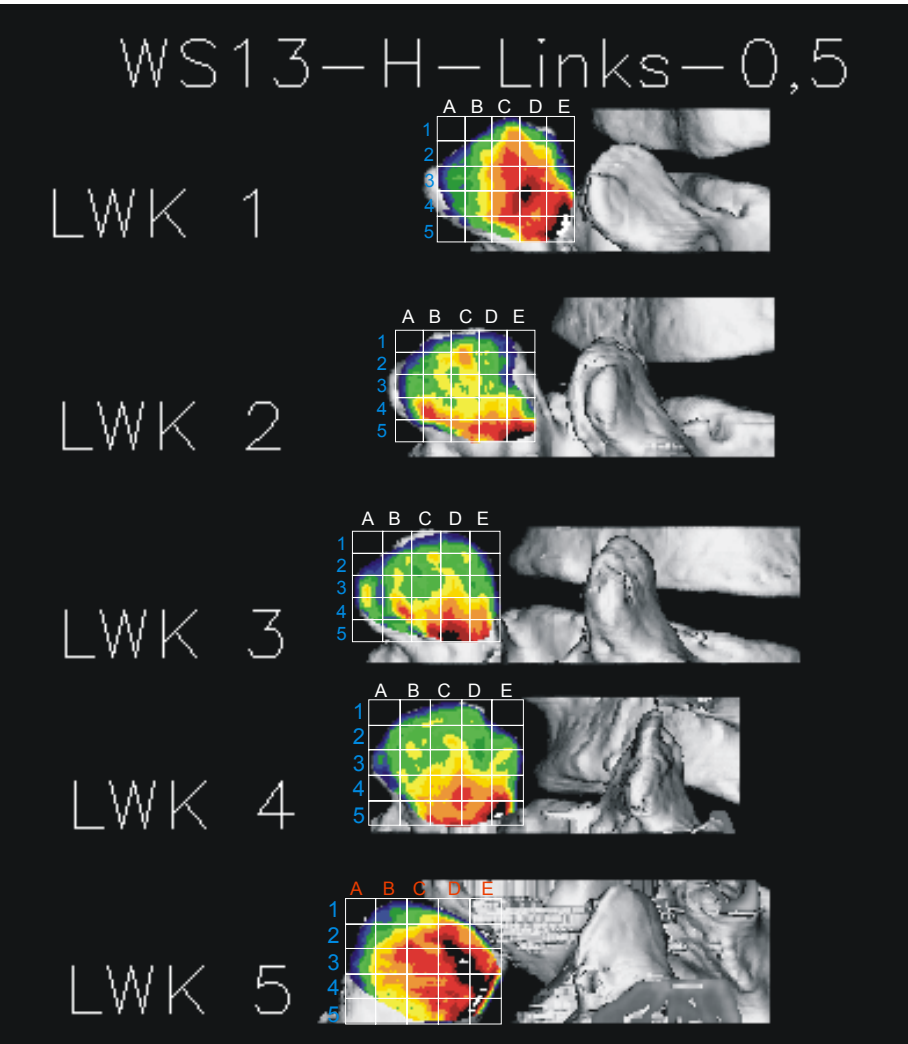
Mit Raster belegte Densitogramme der WS 10



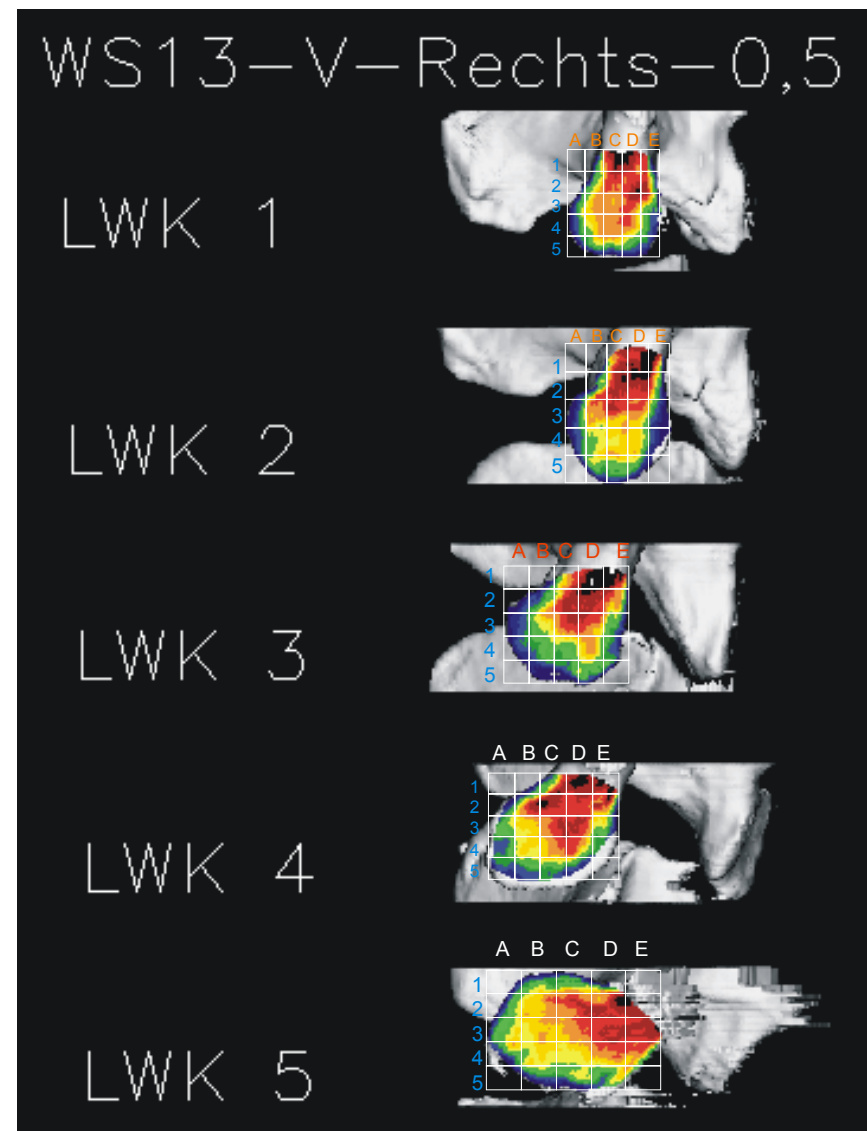
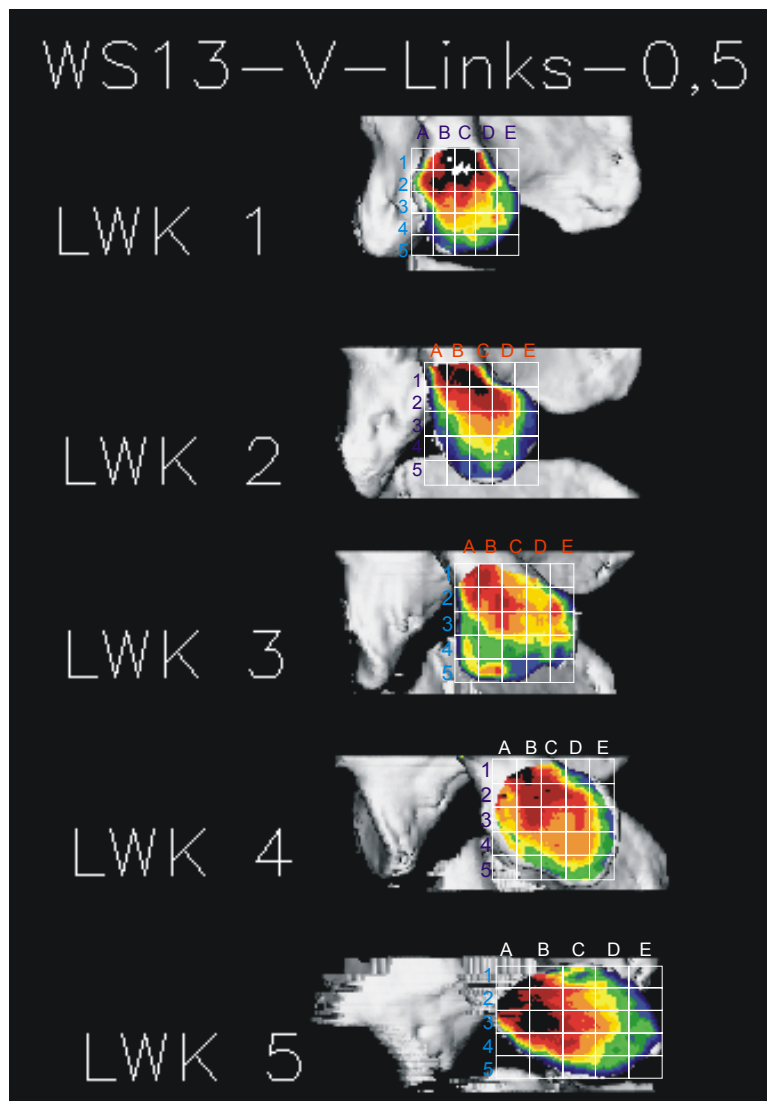
Mit Raster belegte Densitogramme der WS 12



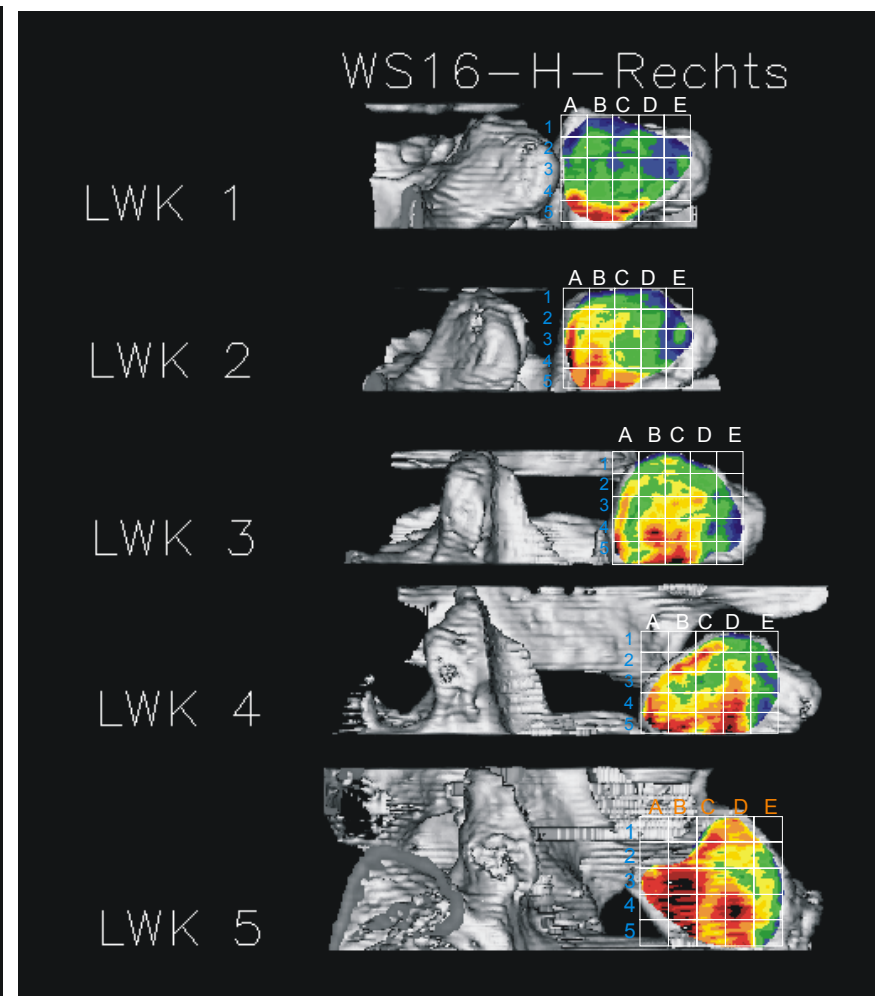
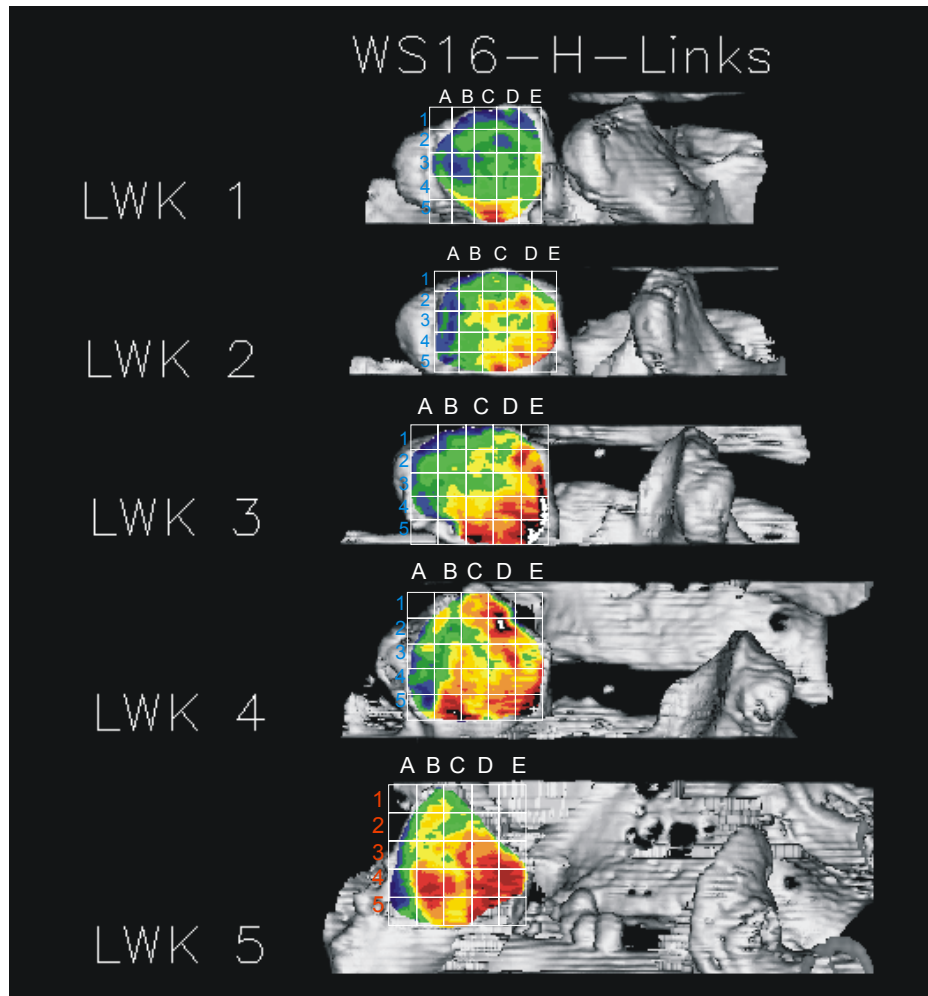
Mit Raster belegte Densitogramme der WS 12



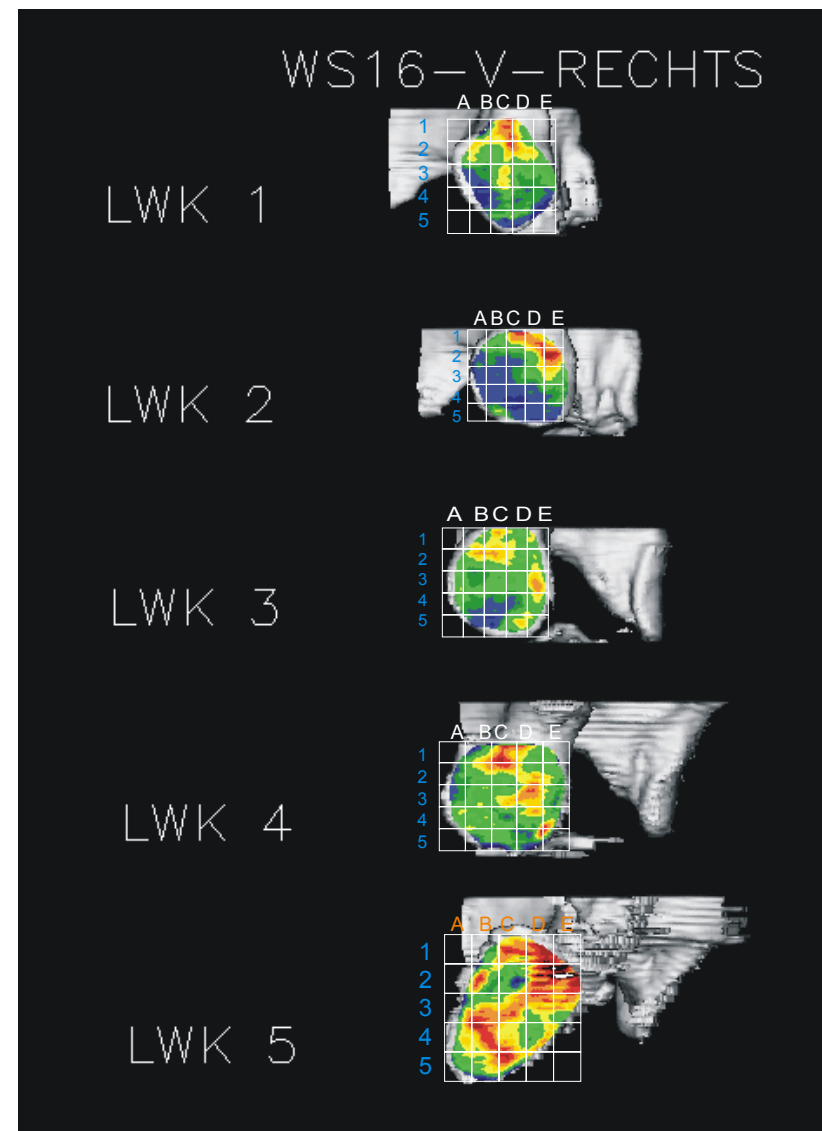
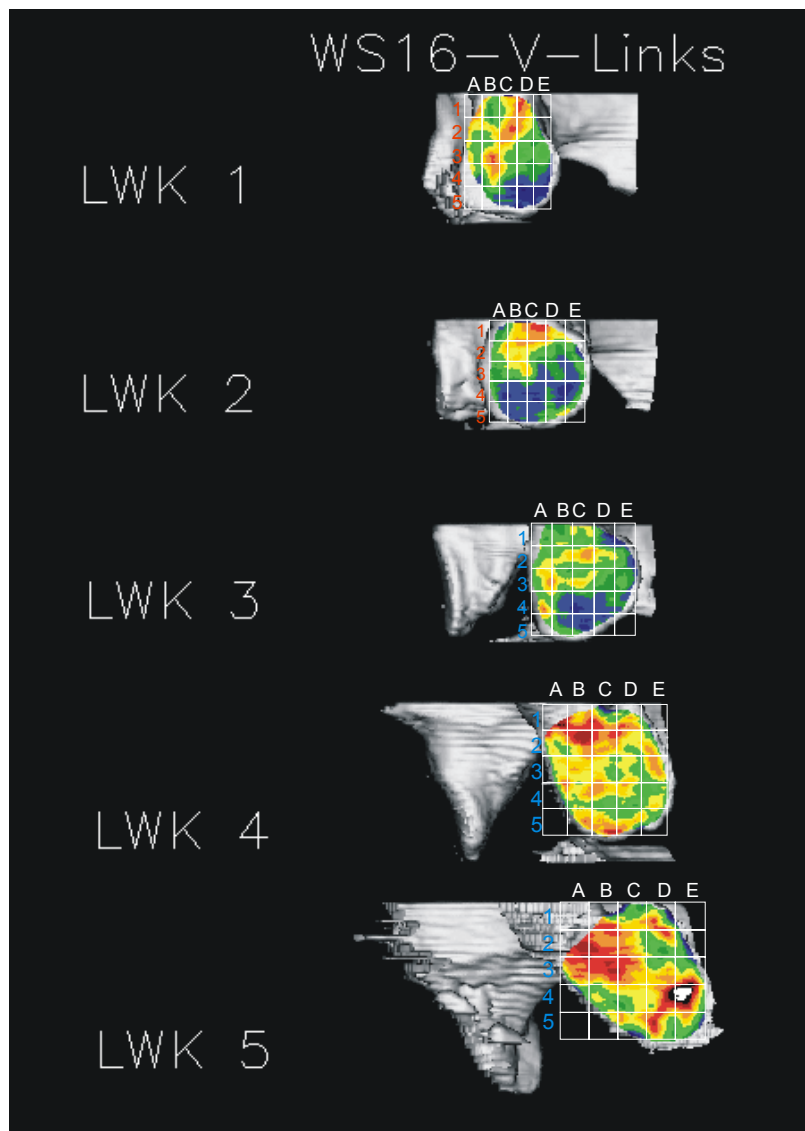
Mit Raster belegte Densitogramme der WS 13



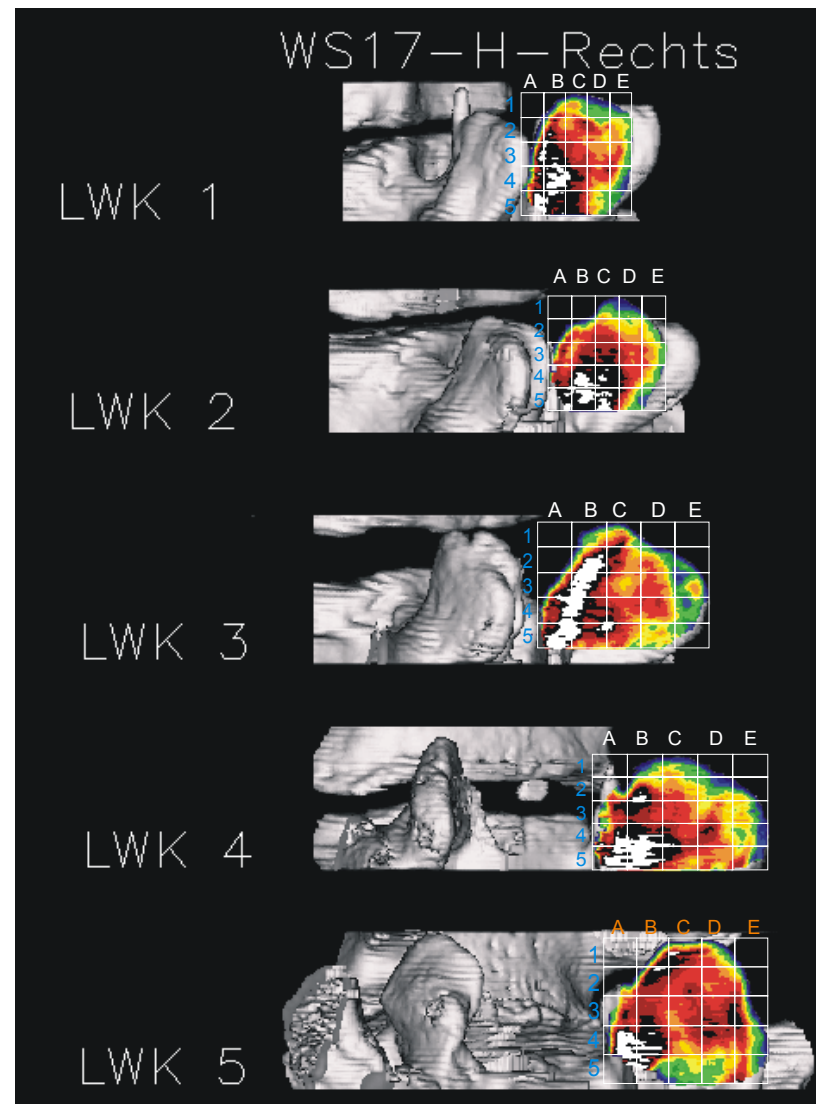
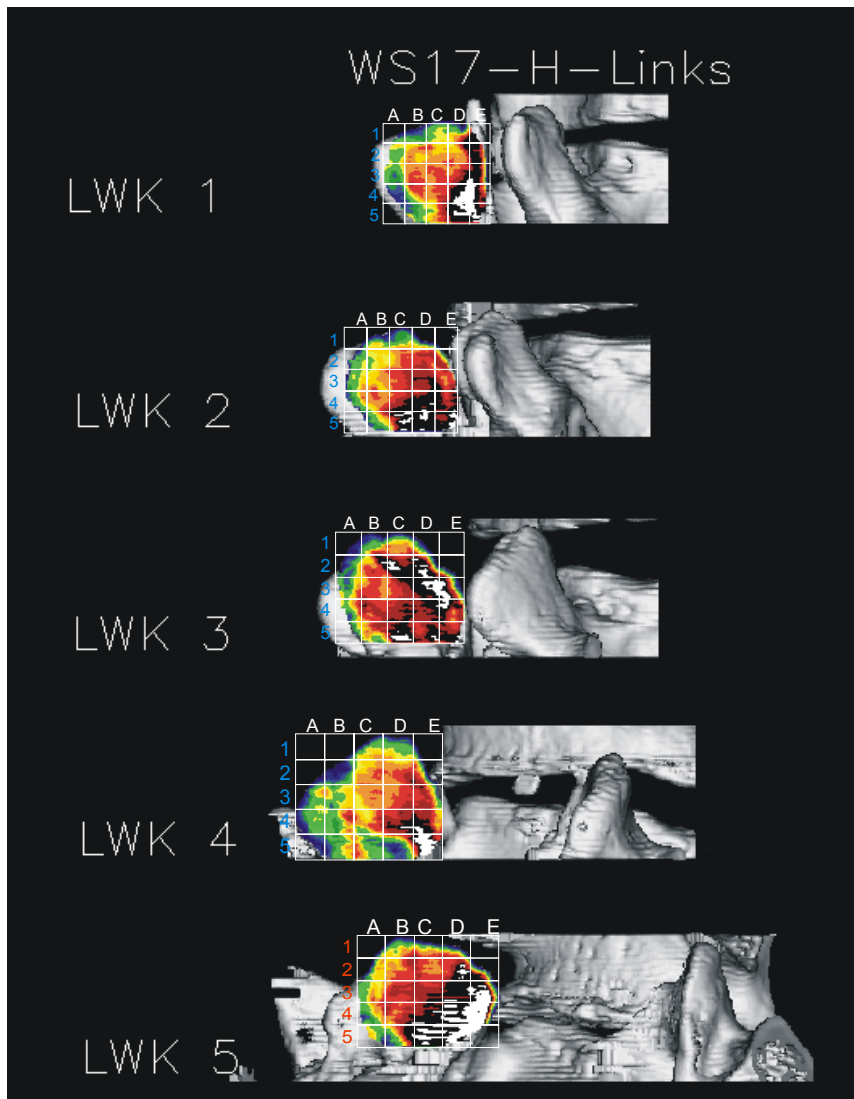
Mit Raster belegte Densitogramme der WS 13



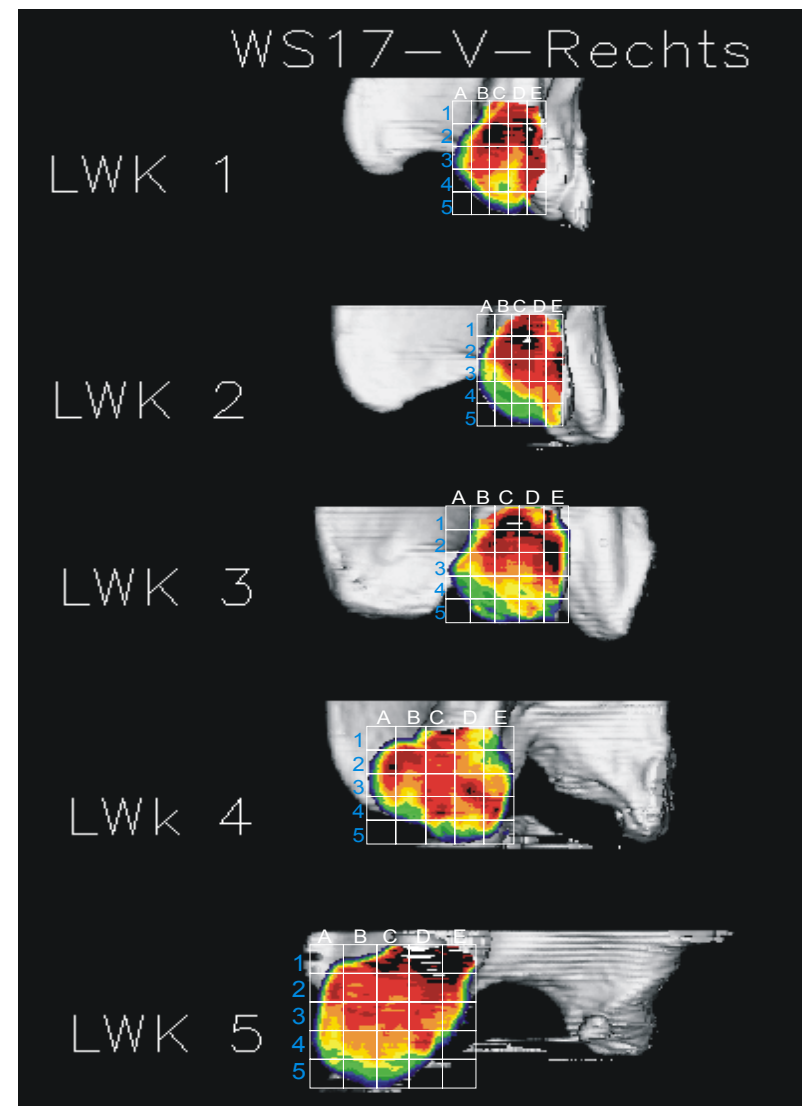
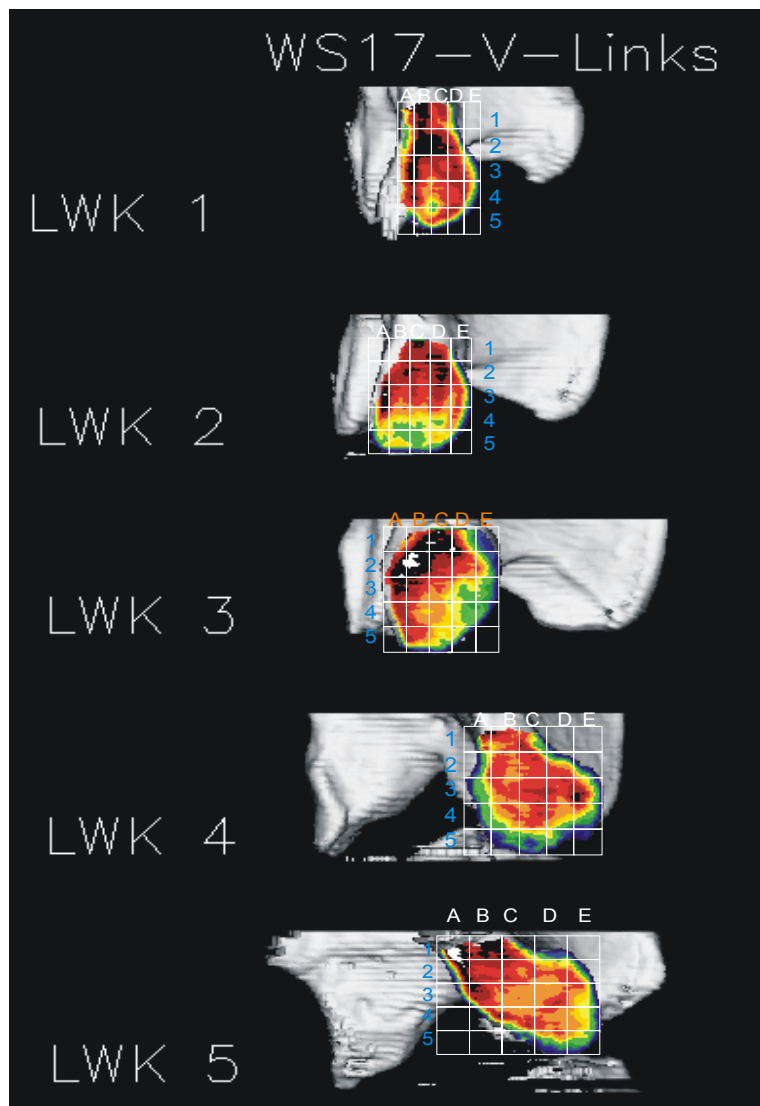
Mit Raster belegte Densitogramme der WS 16



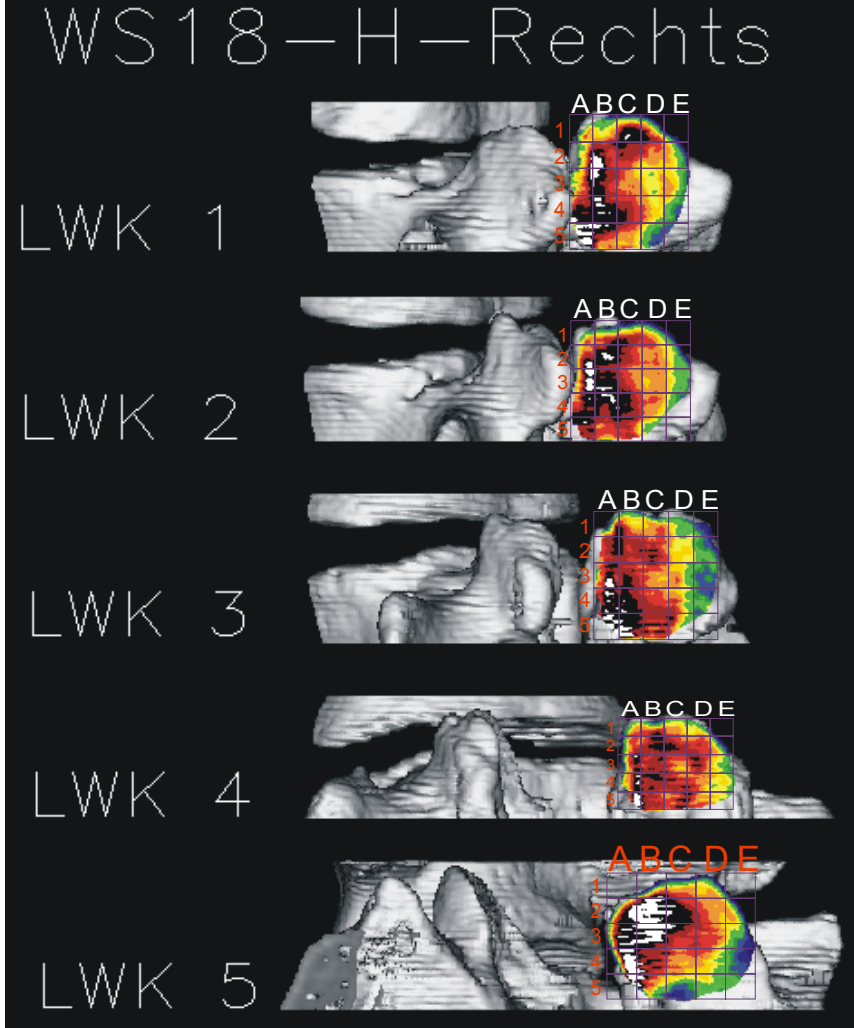
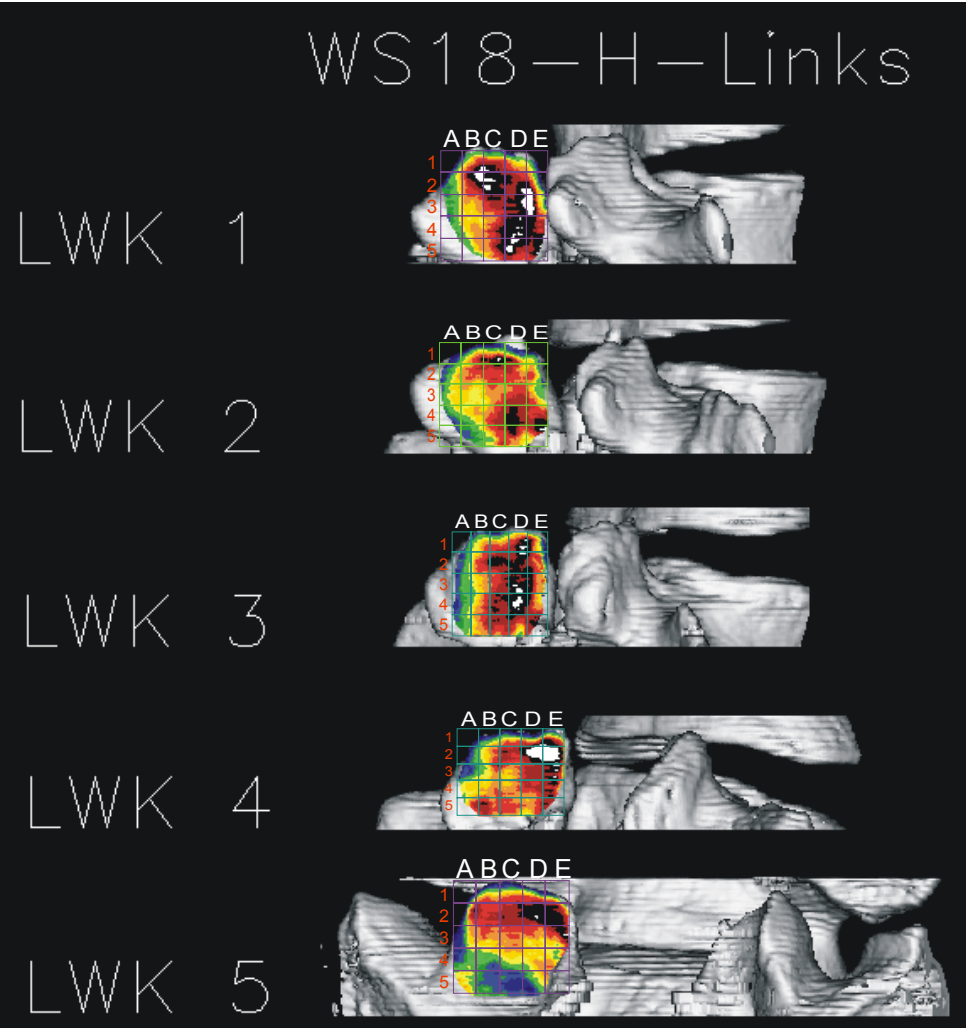
Mit Raster belegte Densitogramme der WS 16



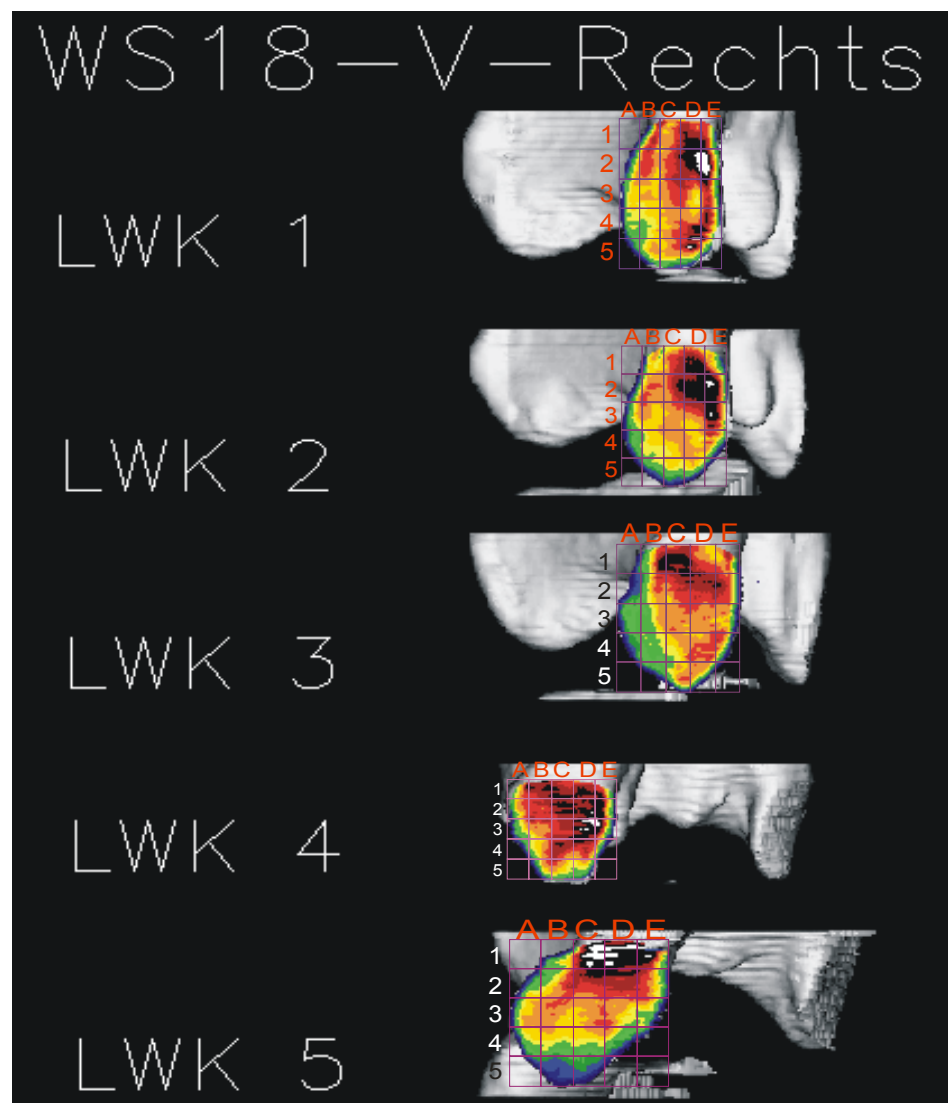
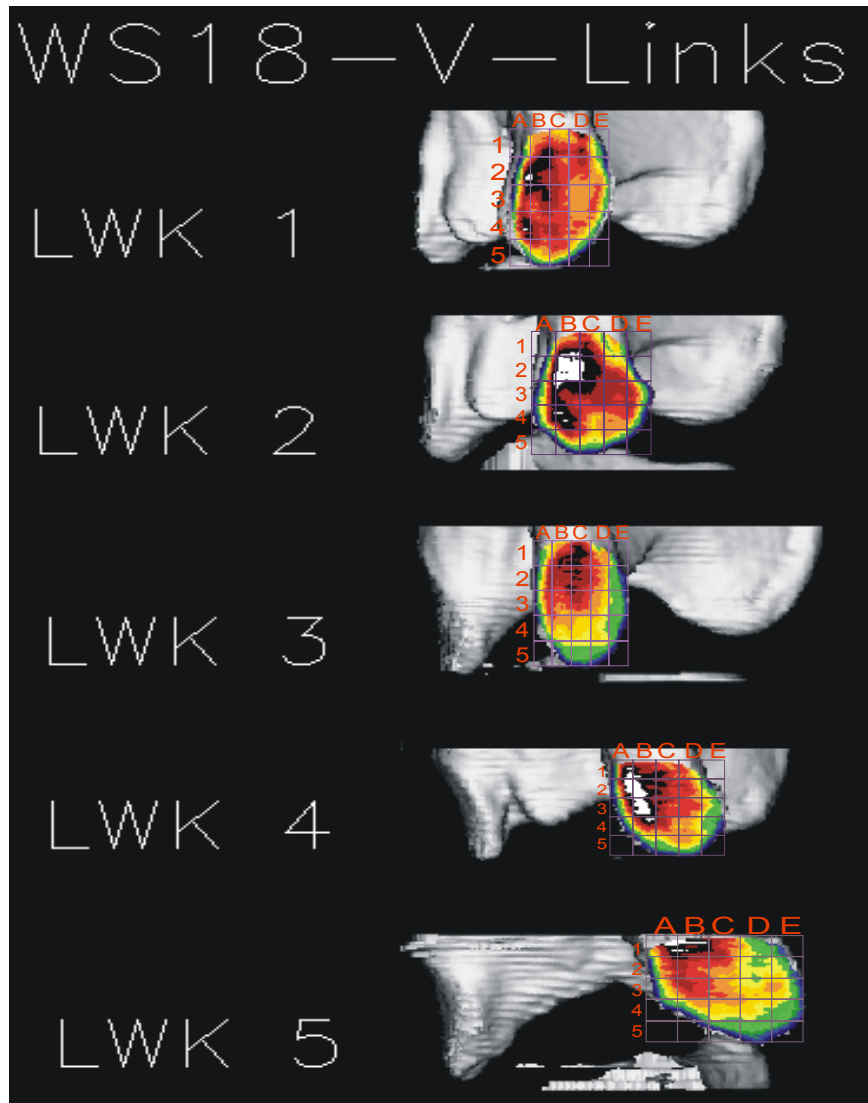
Mit Raster belegte Densitogramme der WS 17



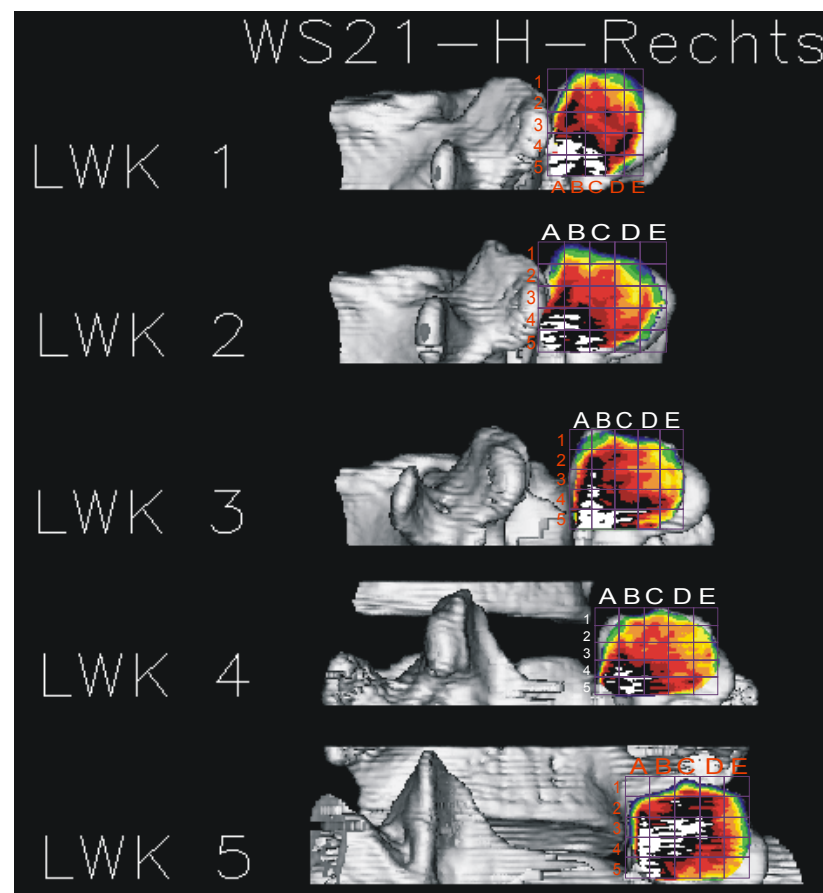
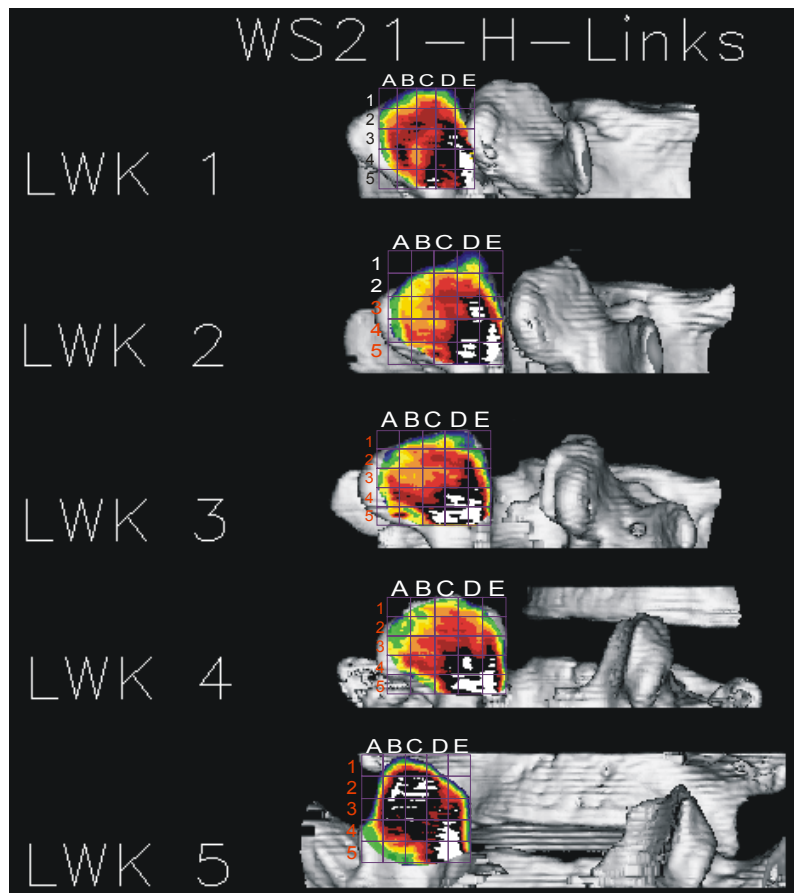
Mit Raster belegte Densitogramme der WS 17



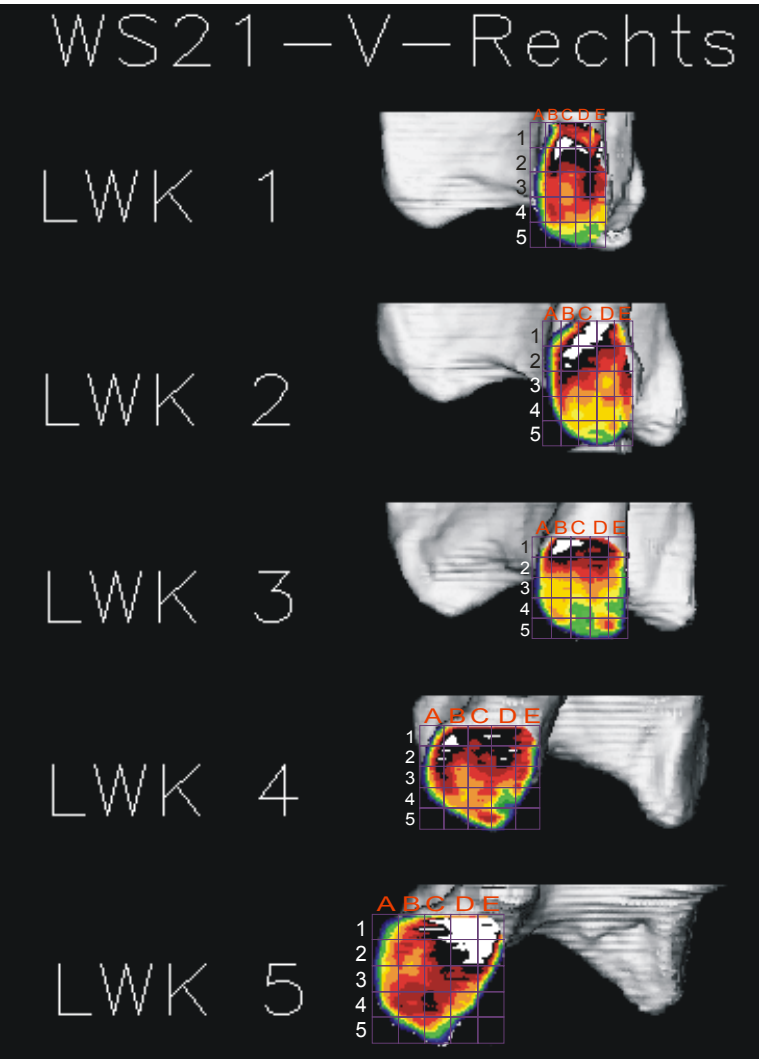
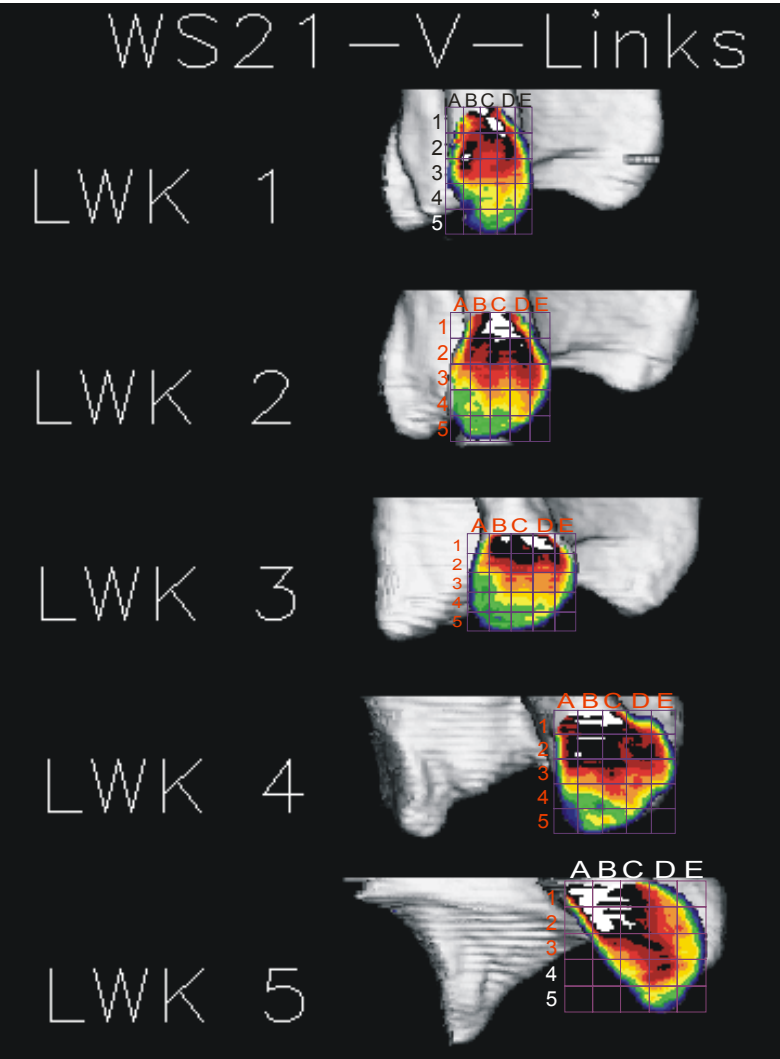
Mit Raster belegte Densitogramme der WS 18



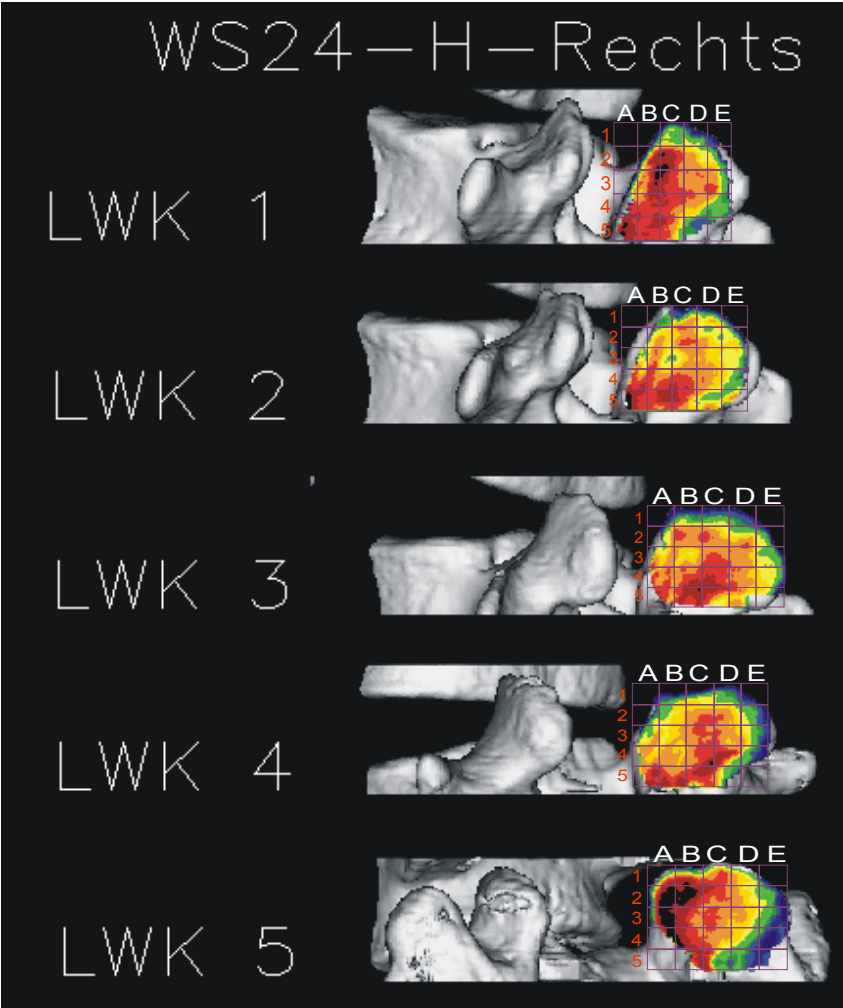
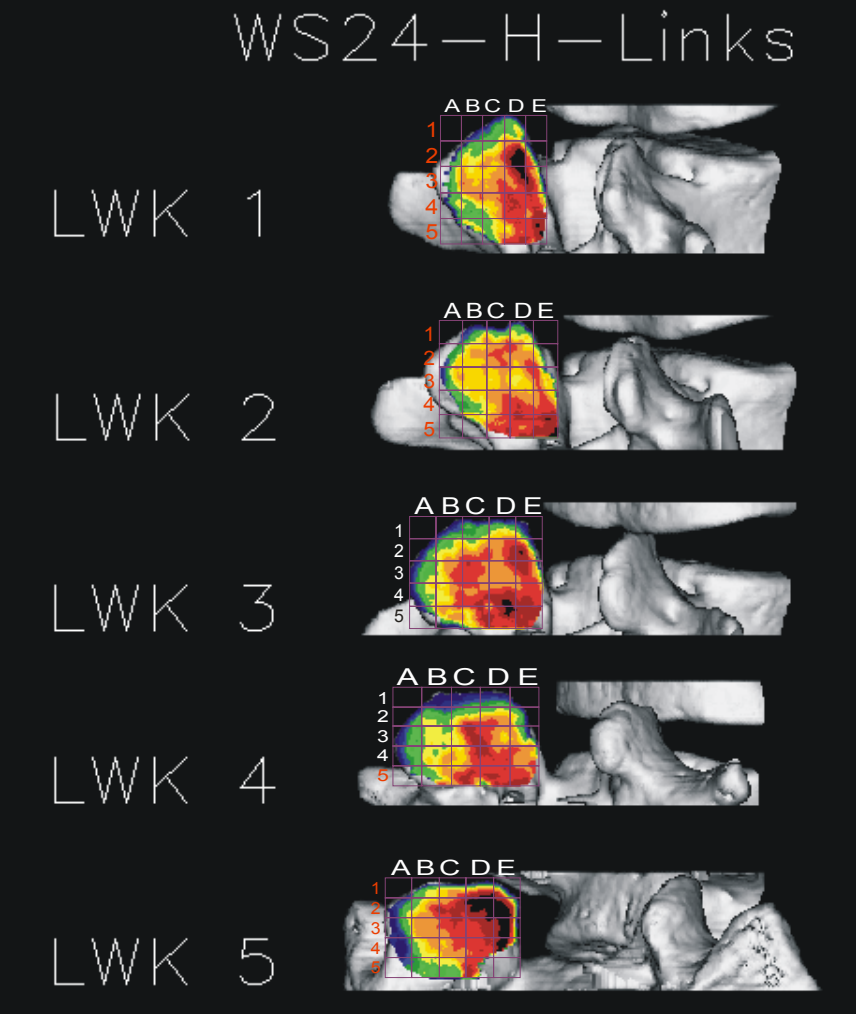
Mit Raster belegte Densitogramme der WS 18



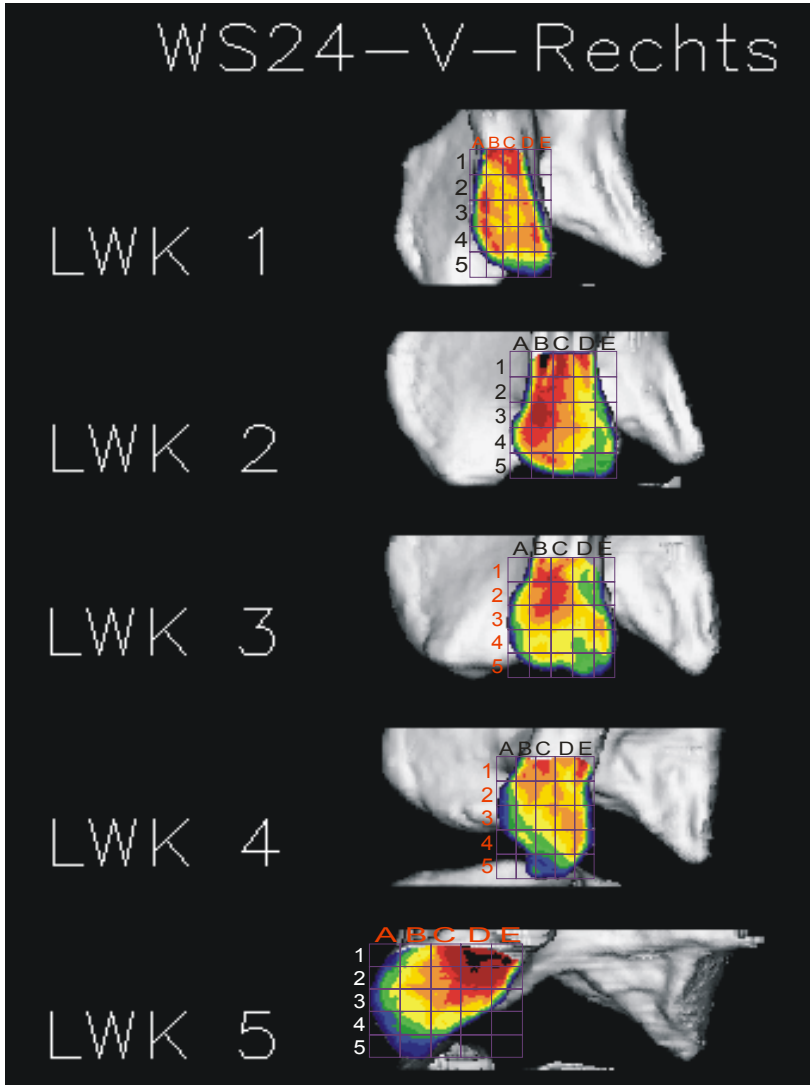
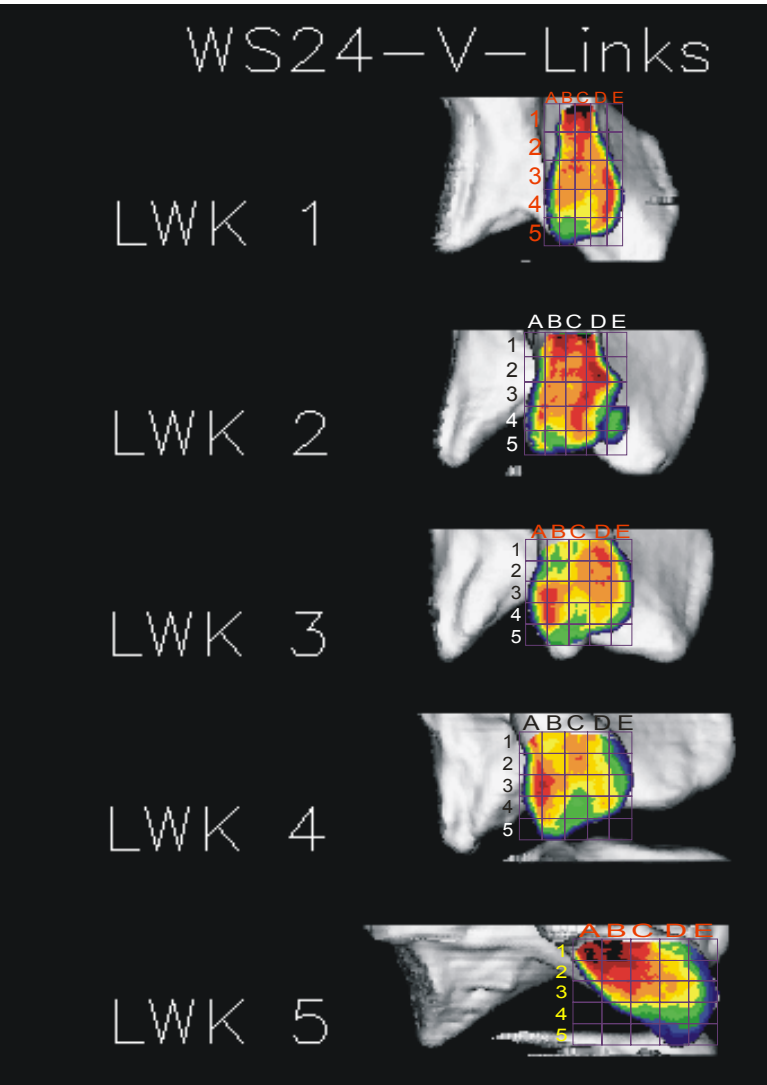
Mit Raster belegte Densitogramme der WS 21



Mit Raster belegte Densitogramme der WS 21



Mit Raster belegte Densitogramme der WS 24



Mit Raster belegte Densitogramme der WS 24

Anlage 3

Beschreibung der Lage Dichtemaxima beim Präparategruppe

Zunächst werden die oberen Anteile der Facettengelenke betrachtet, welche von den Proc.art.inf. der Wirbelkörper LWK1-5 gebildet werden betrachtet.

Segment LWK1/2 (Proc.art.inf. LWK1)

Von 10 untersuchten Präparaten konnten 2 Dichteverteilungsmuster identifiziert werden, welche bei jeweils 4 der Präparate vorzufinden waren. 2 der Präparate zeigten ein davon verschiedenes Muster welches eine Kombination der beiden anderen, am häufigsten anzutreffenden Muster darstellte. (Siehe Abb.1)



Abb.1: Schematische Darstellung der Dichteverteilungsmuster der Oberen Facette des Segmentes LWK1/2, a) Verteilungsmuster der Präparate 24, 17, 5, 9; b) Verteilungsmuster der Präparate 10, 21, 13, 4; c) Präparat 16; d) Präparat 18

Alle Verteilungsmuster zeigen ein Maximum am kranialen, medialen Gelenkflächenrand, ebenso findet sich in der kaudalen Gelenkflächenhälfte bei allen Mustern ein kleines Maximum. Der Unterschied zwischen den beiden, am häufigsten vorkommenden Muster liegt darin, dass bei Muster a) der laterale Rand, bei Muster b) jedoch der mediale Gelenkflächenrand eine starke Mineralisierung aufweist. Muster d) zeigt eine starke Mineralisierung sowohl des medialen wie auch des lateralen Randes.

Segment LWK2/3 (Proc.art.inf. LWK2)

Bei 11 untersuchten Präparaten zeigten sich drei häufig vorkommende Dichteverteilungsmuster (Siehe Abb.2). Auch auf dieser Segmenthöhe weist ein Präparat ein deutlich verschiedenes Muster auf. Dies ist wie schon im Segment LWK1/2 das Präparat Nummer 18.

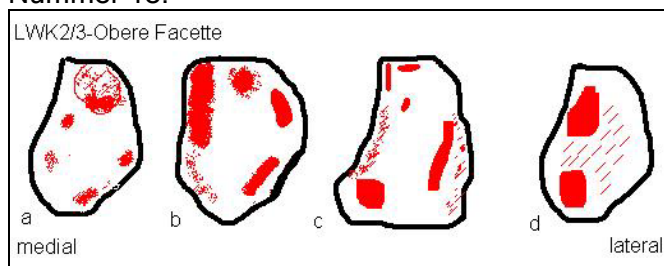


Abb.2: Schematische Darstellung der Dichteverteilungsmuster der Oberen Facette des Segmentes LWK2/3, a) Verteilungsmuster der Präparate 9,13,21,16; b) Verteilungsmuster der Präparate 4,12,24; c) Verteilungsmuster der Präparate 5,17,10; d) Präparat 18

Bei allen Mustern findet sich ein kranial liegendes Maximum. Die drei Verteilungsmuster unterscheiden sich zum einen durch die Lage und Größe des ersten, am kranialen Gelenkflächenrand gelegenen Maximums, welches bei a) eher lateral und bei c) eher medial zu liegen kommt. Bei Muster b) findet sich sowohl lateral als auch medial ein Maximum. Zum anderen zeigt Muster a) kleine disseminierte Maxima im Bereich sowohl des medialen, als auch des lateralen Gelenkflächenrandes, bei Muster b) und c) finden sich größere Bereiche hoher Mineralisierung an beiden Gelenkflächenrändern, wobei bei b) die Mineralisierung des medialen Randes deutlich stärker ist. Muster c) zeigt diesbezüglich ein umgekehrtes Bild. Weiterhin weist Muster c) ein großes Maximum im medialen, kaudalen Gelenkflächenbereich auf, welches bei a) und b) kaum ausgeprägt ist.

Segment LWK3/4 (Proc.art.inf. LWK3)

In dieser Segmenthöhe sind zwei verschiedene Verteilungsmuster erkennbar, auf die jeweils 5 der Präparate entfallen. Wie schon bei den Segmenten 1-3 beobachtet, zeigt auch hier wieder Präparat Nummer 18 eine von beiden Mustern verschiedene Dichteverteilung. (Siehe Abb.3)

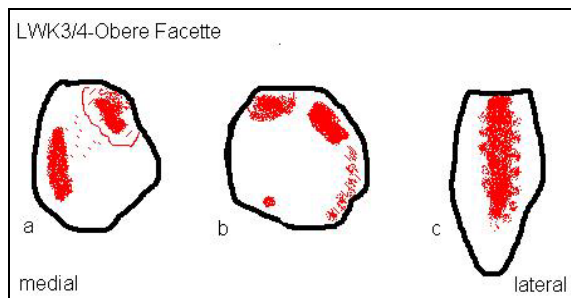


Abb.3: Schematische Darstellung der Dichteverteilungsmuster der Oberen Facette des Segmentes LWK3/4, a) Verteilungsmuster der Präparate 24,16,10,17,5; b) Verteilungsmuster der Präparate 21,4,9,12,13; c) Präparat 18

Wie in den höheren Segmenten zeigt sich auch hier ein Maximum am kranialen Gelenkflächenrand. Die Unterschiede der Muster finden sich zum einen in Lage und Größe dieses Maximums. Immer findet sich hier ein Maximum am lateralen, kranialen Rand, bei der Hälfte der Präparate zeigt sich eine weitere Dichteerhöhung im Bereich des medialen, kranialen Randes. Zum anderen zeigt sich auch hier der Unterschied in der Gelenkflächenrandmineralisierung, eine Hälfte der Präparate weist die höhere Mineralisierung eher lateral, die andere Hälfte eher medial auf.

Segment LWK4/5 (Proc.art.inf. LWK4)

Auch im Segment LWK4/5 finden sich zwei verschiedenen Verteilungsmuster sowie das, ein davon verschiedenes Muster aufweisende Präparat Nummer 18. (siehe Abb.4)

Analog zu den bisher betrachteten Segmenthöhen unterscheiden sich die Muster wieder in Lage und Größe des bislang immer vorhandenen Maximums am kranialen Gelenkflächenrand, sowie durch die stärkere Mineralisierung des medialen oder des lateralen Gelenkflächenrandes.

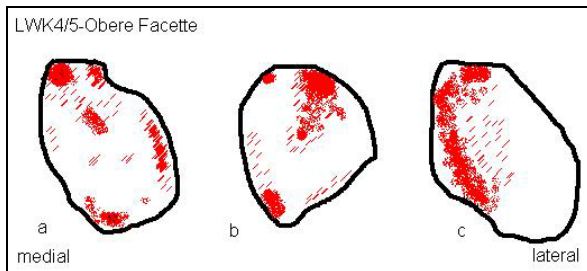


Abb.4: Schematische Darstellung der Dichteverteilungsmuster der Oberen Facette des Segmentes LWK4/5, a) Verteilungsmuster der Präparate 9,4,21,17,16,13; b) Verteilungsmuster der Präparate 12,5,10,24; c) Präparat 18

Segment LWK5/SWK1 (Proc.art.inf. LWK5)

Im Segment LWK5/SWK1 finden sich erneut 2 Dichteverteilungsmuster. Hier weist das Präparat 18 keine davon veränderte Dichteverteilung auf, sondern lässt sich einem der beiden Muster zuordnen. (siehe Abb.5)

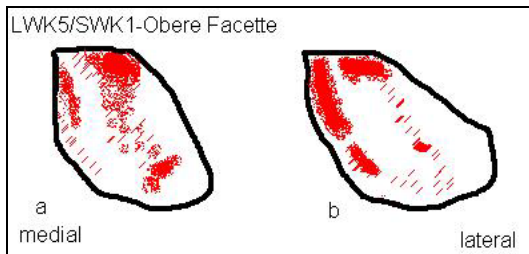


Abb.5: Schematische Darstellung der Dichteverteilungsmuster der Oberen Facette des Segmentes LWK5/SWK1, a) Verteilungsmuster der Präparate 5,10,13,16,18,21,24; b) Verteilungsmuster der Präparate 4,9,12,17

Im Unterschied zu den bisher betrachteten Segmenten zeigt sich zwischen diesen Mustern kein deutlicher Unterschied bezüglich des am kranialen Rand gelegenen Maximums. Der Unterschied besteht hier vorwiegend in der starken Mineralisierung des medialen Gelenkflächenrandes bei Muster b).

Bei der Betrachtung der unteren Anteile der Facettengelenke, welche von den Proc.art.sup. der Wirbelkörper LWK2 bis SWK1 gebildet werden, lassen sich analog zu den oberen Gelenksanteilen häufig vorkommende Muster der Dichteverteilung identifizieren.

Segment LWK1/2 (Proc.art.sup.LWK2)

Es findet sich ein Dichteverteilungsmuster, welches bei 6 der 10 untersuchten Präparate zur Darstellung kommt. (Muster a), Abb.6) Ein weiteres Muster findet sich bei zwei der Präparate (Muster b), Abb.6), die Mineralisierungsverteilung der restlichen 2 Präparate lässt sich weder Muster a) noch Muster b) klar zuordnen.

Hierzu gehört wiederum das Präparat 18, welches bereits bei der Betrachtung der oberen Gelenkanteile ein verändertes Muster aufwies.

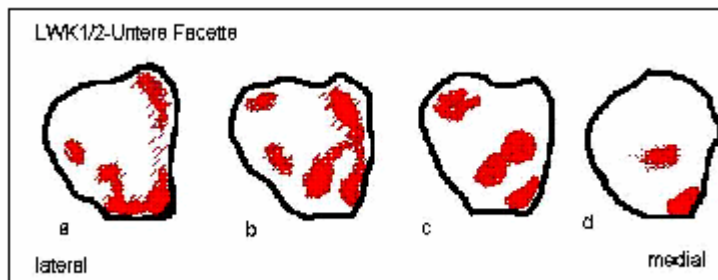


Abb.6: Schematische Darstellung der Dichteverteilungsmuster des unteren Gelenkanteiles des Segmentes LWK1/2; a) Verteilungsmuster der Präparate 4,5,9,10,16,24; b) Verteilungsmuster der Präparate 17,21; c) Präparat 18; d) Präparat 13

Ein bei allen Gelenkflächen vorkommendes Maximum liegt im Bereich des kaudalen Gelenkflächenrandes, bei Muster a) ist hierbei der gesamte kaudale Gelenkflächenrand stark mineralisiert, bei Muster b) beschränkt sich das Maximum auf den medialen Anteil dieses Randes. Weiterhin fällt eine verschieden starke Mineralisierung des medialen Gelenkflächenrandes der beiden Muster auf.

Segment LWK2/3 (Proc.art.sup. LWK3)

Analog zu den oberen Gelenkanteilen dieses Segmentes finden sich auch auf dieser Segmenthöhe 3 verschiedene Verteilungsmuster (siehe Abb.7). Das Präparat 18 lässt sich hierbei einem der Muster zuordnen.

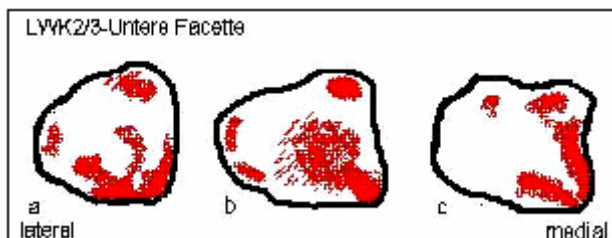


Abb.7: Schematische Darstellung der Dichteverteilungsmuster der unteren Gelenksanteile des Segmentes LWK2/3; a) Verteilungsmuster der Präparate 5,12,13,17; b) Verteilungsmuster der Präparate 4,10,18,21,24; c) Verteilungsmuster der Präparate 9 und 16

Die Unterschiede zwischen den Verteilungsmustern liegen hierbei ähnlich wie im Segment LWK1/2 in der Ausdehnung des Maximums am kaudalen Gelenkflächenrand sowie in der Höhe und Ausprägung der Mineralisierung des medialen Randes. Ein weiterer Unterschied findet sich im Vorhandensein von Dichteerhöhungen am lateralen Gelenkflächenrand.

Segment LWK3/4 (Proc.art.sup. LWK4)

Bei der Betrachtung dieses Segmentes lassen sich 3 verschiedene Muster identifizieren, wobei die Muster a) und b) einander sehr ähnlich sind. (siehe Abb.8)

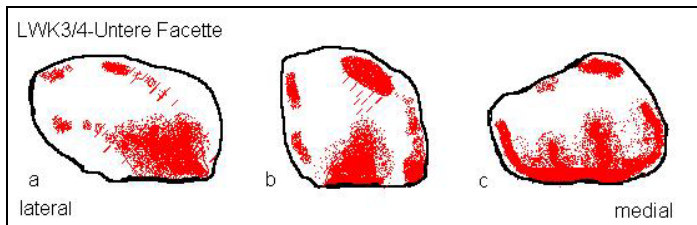


Abb.8: Schematische Darstellung der unteren Gelenkanteile des Segmentes LWK3/4; a) Verteilungsmuster der Präparate 4,13,18,21,24; b) Verteilungsmuster der Präparate 10,12,16,17; c) Verteilungsmuster der Präparate 5 und 9.

Der deutlichste Unterschied zwischen diesen Mustern zeigt sich erneut in Ausdehnung und Lage des Maximums am kaudalen Rand, sowie der Mineralsierung an den medialen, lateralen und kranialen Gelenkflächenrändern. Es fällt hierbei auf, daß bei allen Mustern eine Mineralsierung aller Ränder zu verzeichnen ist, welche im Verlauf von Muster a) nach Muster c) stark zunimmt.

Segment LWK4/5 (Proc.art.sup. LWK5)

Im Segment LWK4/5 sind 2 verschiedene Dichteverteilungen erkennbar, welche bei insgesamt 9 der 11 untersuchten Präparate auftreten. Weitere 2 Präparate zeigen Dichteverteilungen, welche sich nicht klar den Mustern der anderen 9 Präparate zuordnen lassen wenngleich auch jedes dieser Präparate eine Ähnlichkeit mit einem der Muster aufweist. (siehe Abb.9) Eines dieser beiden Präparate ist wieder das bereits mehrfach auffällige Präparat 18.

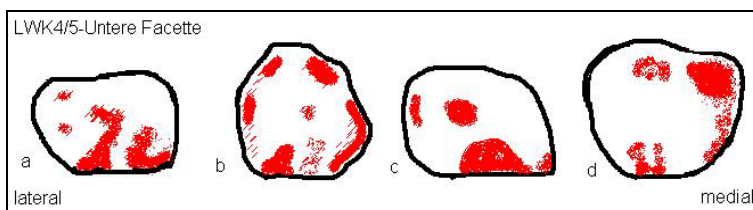


Abb.9: Schematische Darstellung der Verteilungsmuster der unteren Gelenkanteile des Segmentes LWK4/5, a) Verteilungsmuster der Präparate 5,10,13,21,24; b) Verteilungsmuster der Präparate 9,12,16,17,18; c) Präparat 4; d) Präparat 18

Wie bei den anderen Segmenten bestehen die Unterschiede zwischen den Verteilungsmustern zunächst in der Art der Mineralsierung des kaudalen Gelenkflächenrandes, sowie in der Dichte des medialen Randes.

Auffällig ist, daß obwohl die Abbildungen 9 Muster c) und Muster d) von den Mustern a) und b) abweichen, eine Ähnlichkeit vor allem zwischen dem Muster a) und der Verteilung bei c), aber auch zwischen dem Muster b) und der Verteilung bei d) zu erkennen ist.

Projiziert man c) auf a) erkennt man, daß die Lokalisationen der Bereiche höchster Dichte identisch und nur die Grenzen zwischen diesen Bereichen verschieden sind.

Segment LWK5/SWK1 (Proc.art.sup. SWK1)

In diesem Segment zeigte sich eine deutlich inhomogenere Dichteverteilung als bei den höher gelegenen Segmenten, was eine Zuordnung zu klaren Mustern stark erschwerte. Es konnten 2 hauptsächliche Verteilungsmuster gefunden werden, sowie 3 weitere Dichteverteilungen einzelner Präparate, welche in einigen Bestandteilen einem der beiden Hauptverteilungsmuster ähnlich waren. (siehe Abb.10)

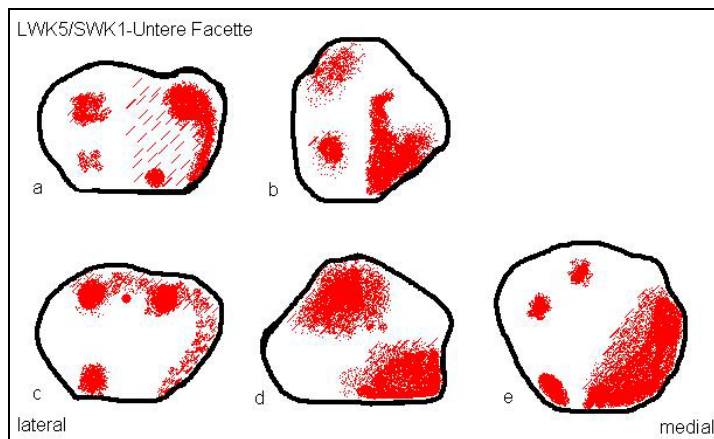


Abb.10: Schematische Darstellung der Dichteverteilungen der unteren Gelenksanteile des Segmentes LWK5/SWK1; a) Verteilungsmuster der Präparate 4,5,10,12,13,24; b) Verteilungsmuster der Präparate 9 und 16; c) Präparat 18; d) Präparat 21; e) Präparat 17

Deutlichster Unterschied zwischen den beiden Mustern stellt die Mineralisierung des kaudalen Randes dar. Bei Muster a) ist sie gering ausgeprägt und punktuell im medialen Bereich gelegen, Muster b) hingegen zeigt eine hohe, den gesamten mediokaudalen Gelenkflächenbereich umfassende Mineralisierung.

Auch in diesem Segment zeigt sich der zweite Unterschied der Muster deutlich in der Mineralisierung des medialen Randes. Muster a) zeigt hier eine hohe Dichte mit einem Maximum im mediokranialen Gelenkflächenbereich, bei Muster b) findet sich dies nicht.

Während das Präparat 18 (Abb.10 c) dem Muster a) sehr ähnlich ist und sich nur im laterokaudalen Bereich von diesem unterscheidet, zeigen die Präparate 21 und 17 (Abb.10 d) und e) einige Übereinstimmungen mit dem Muster b).

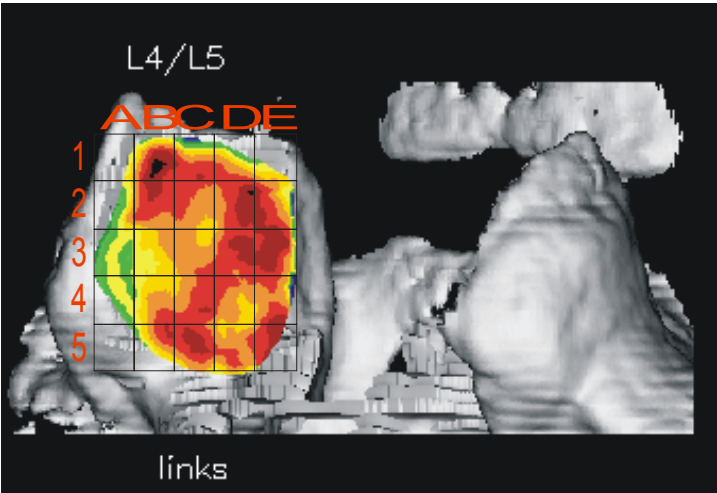
Anlage 4

Mit Raster belegte Densitogramme der Patienten

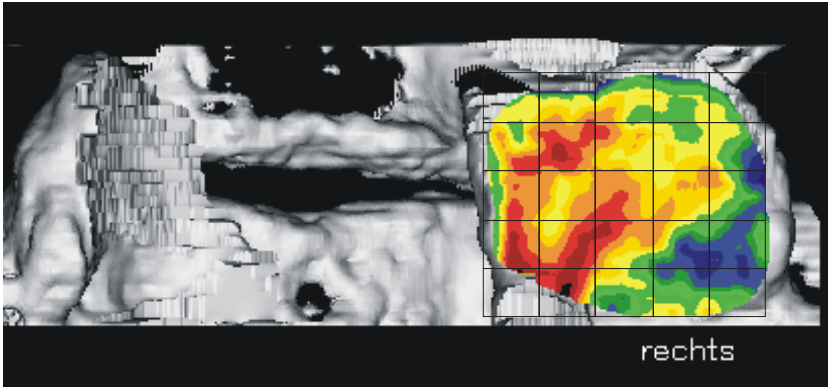
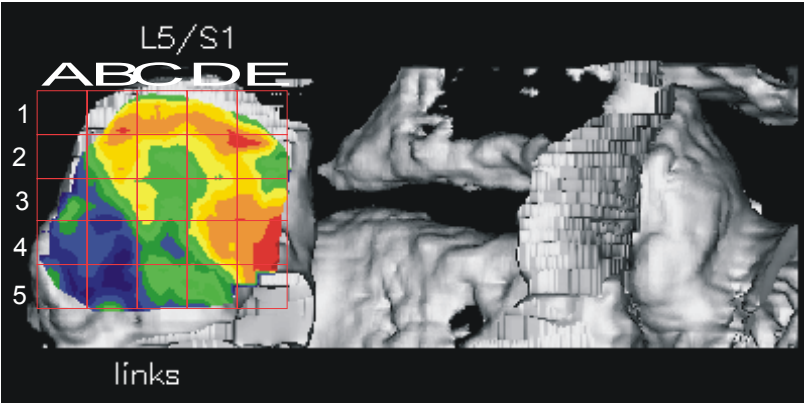
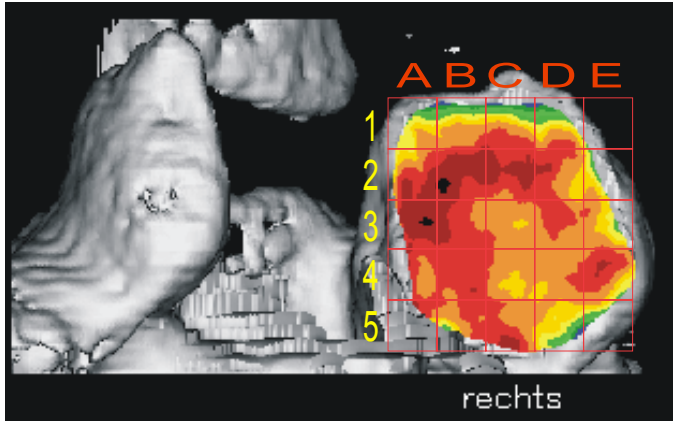
Übersicht

Patient	Ansicht	Seite
Patient 1	hinten	2
Patient 1	vorn	3
Patient 2	hinten	4
Patient 2	vorn	5
Patient 3	hinten	6
Patient 3	vorn	7
Patient 4	hinten	8
Patient 4	vorn	9
Patient 5	hinten	10
Patient 5	vorn	11
Patient 6	hinten	12
Patient 6	vorn	13
Patient 7	hinten	14
Patient 7	vorn	15
Patient 8	hinten	16
Patient 8	vorn	17
Patient 9	hinten	18
Patient 9	vorn	19
Patient 10	hinten	20
Patient 10	vorn	21
Patient 11	hinten	22
Patient 11	vorn	23
Patient 12	hinten	24
Patient 12	vorn	25

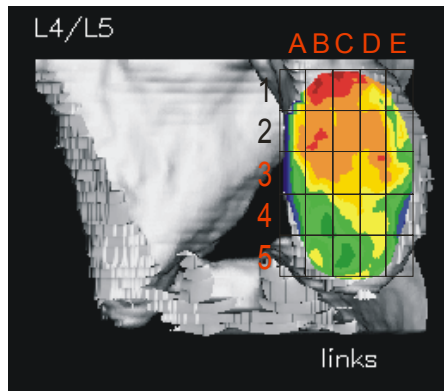
Patient 1 - h-links



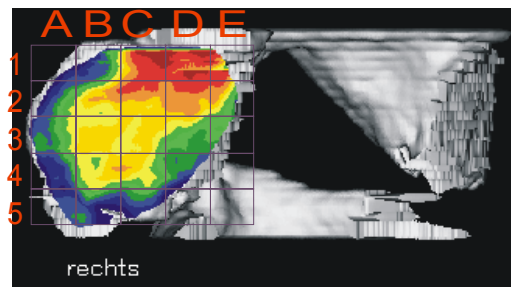
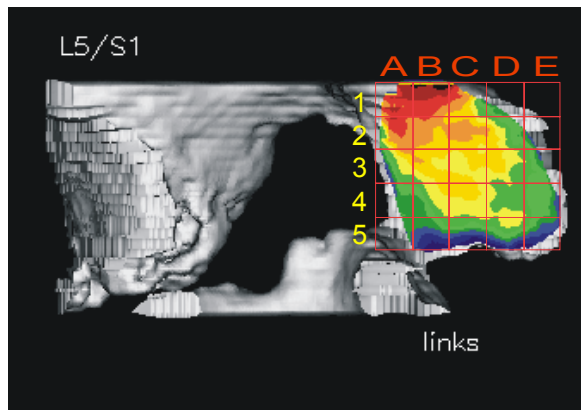
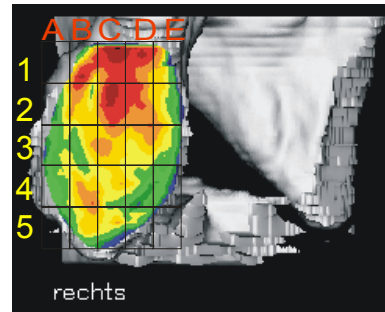
Patient 1 - h-rechts



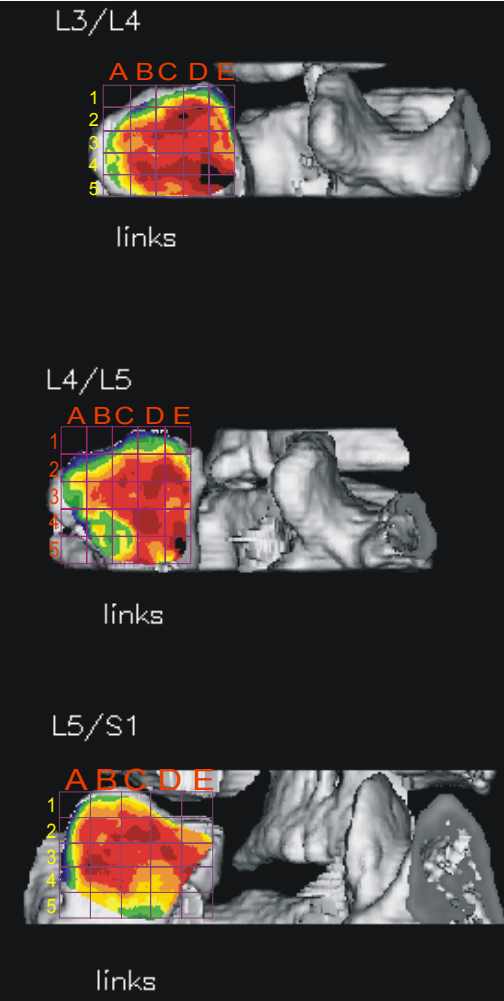
Patient 1 - v-links



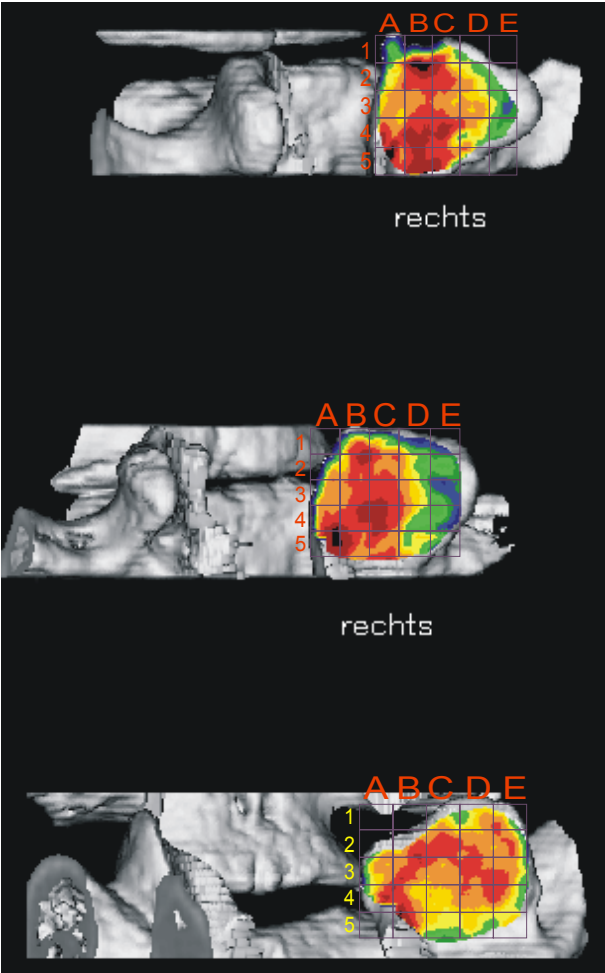
Patient 1 - v-rechts



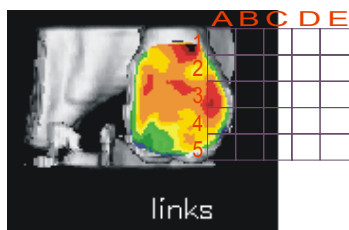
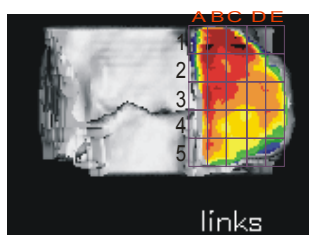
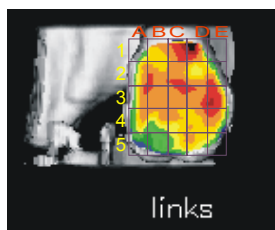
Patient 2 - h-links



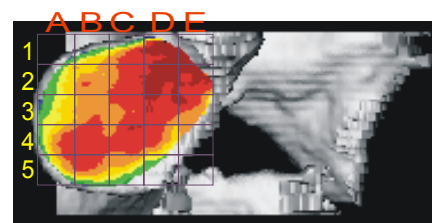
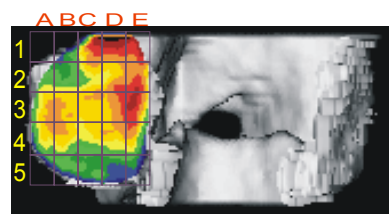
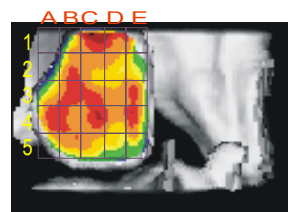
Patient 2 - h-rechts



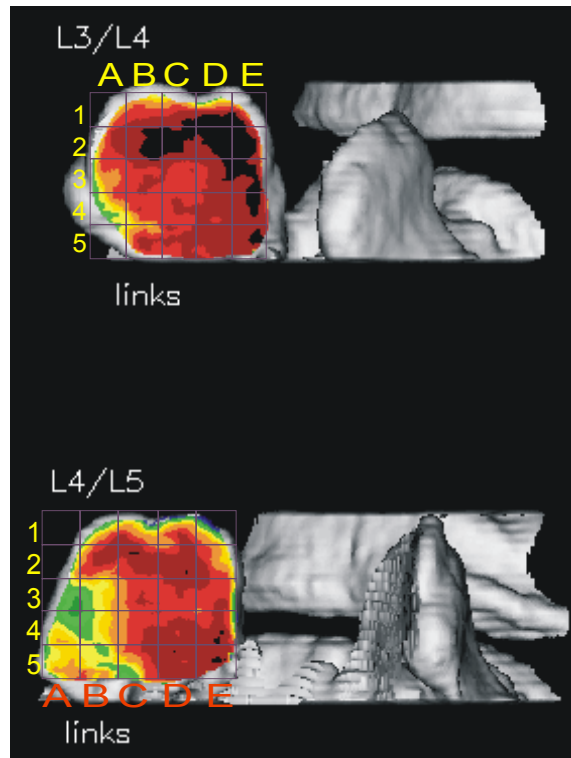
Patient 2 - v-links



Patient 2 - v-rechts

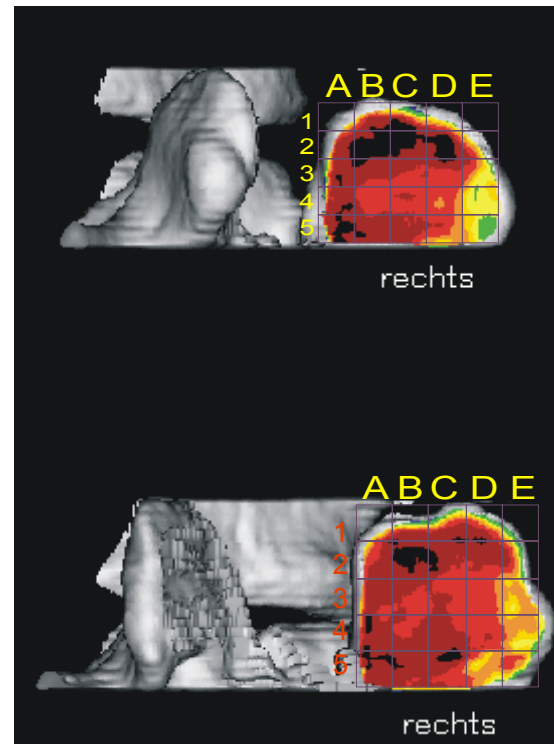


Patient 3 - h-links



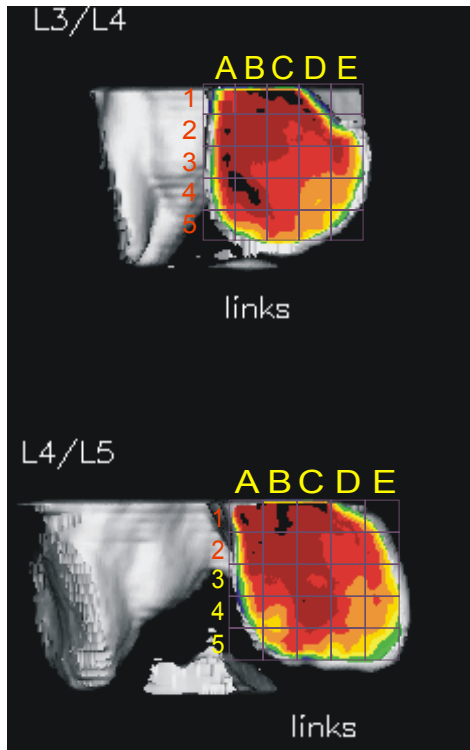
Patient 3 - h-rechts

L3/4



L4/5

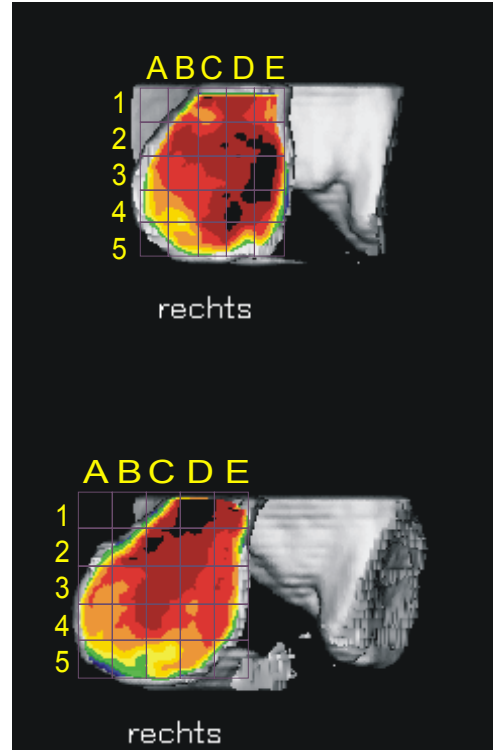
Patient 3 - v-links



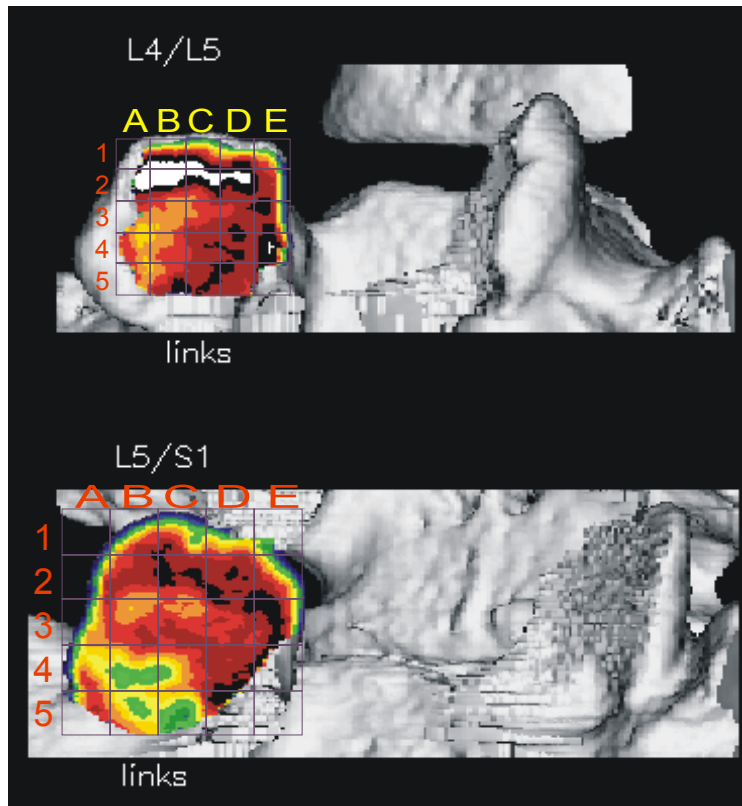
L3/4

L4/5

Patient 3 - v-rechts



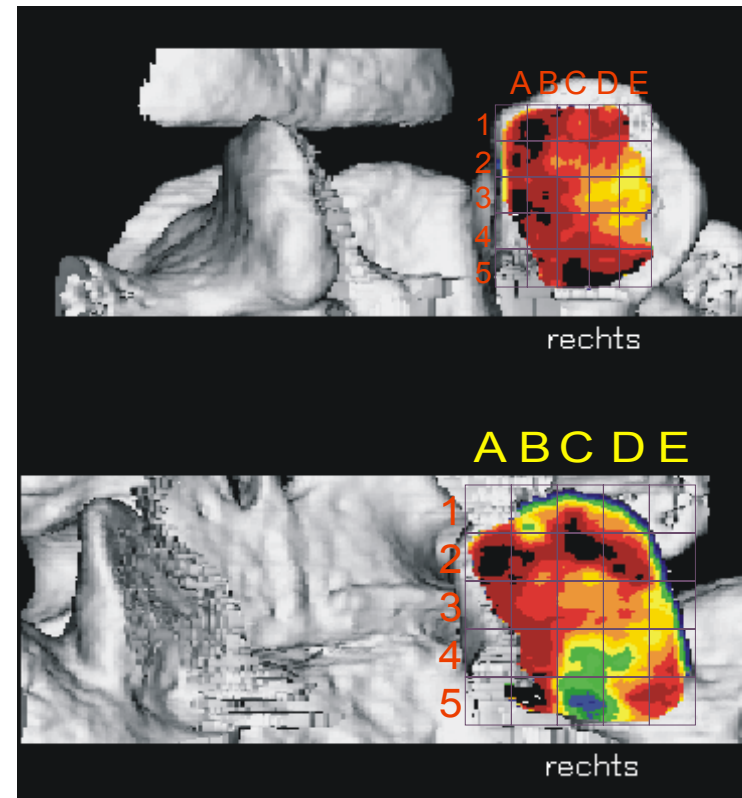
Patient 4 - h-links



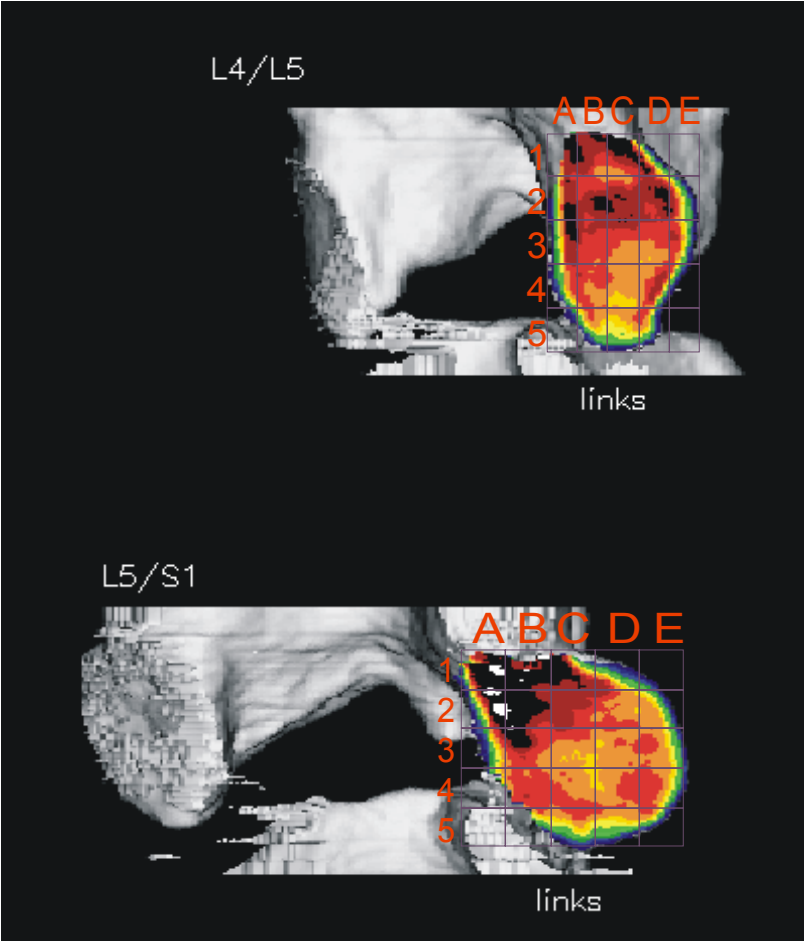
L4/5

L5/S1

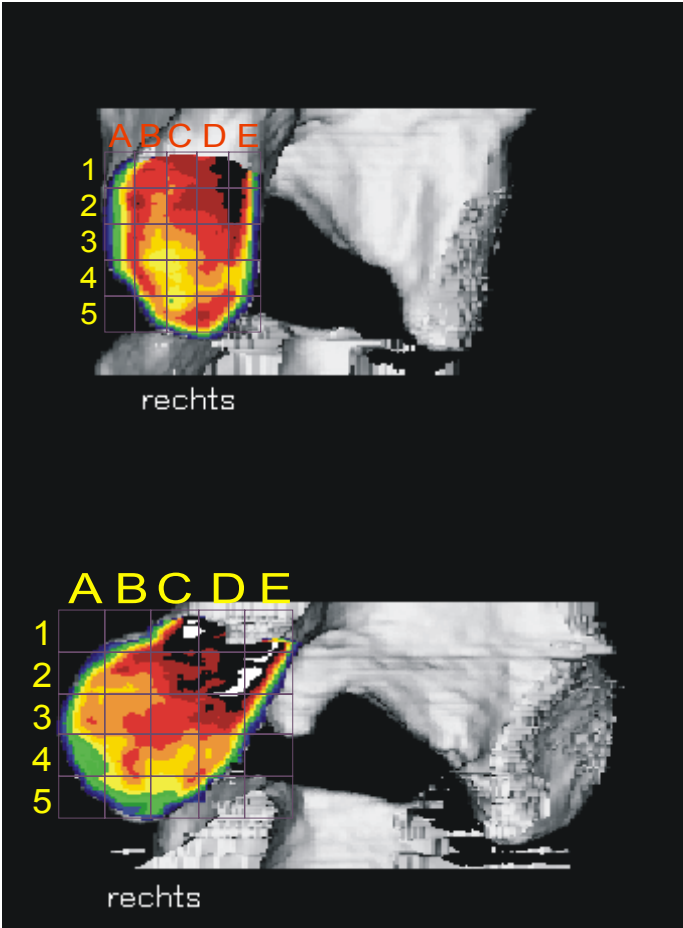
Patient 4 - h-rechts



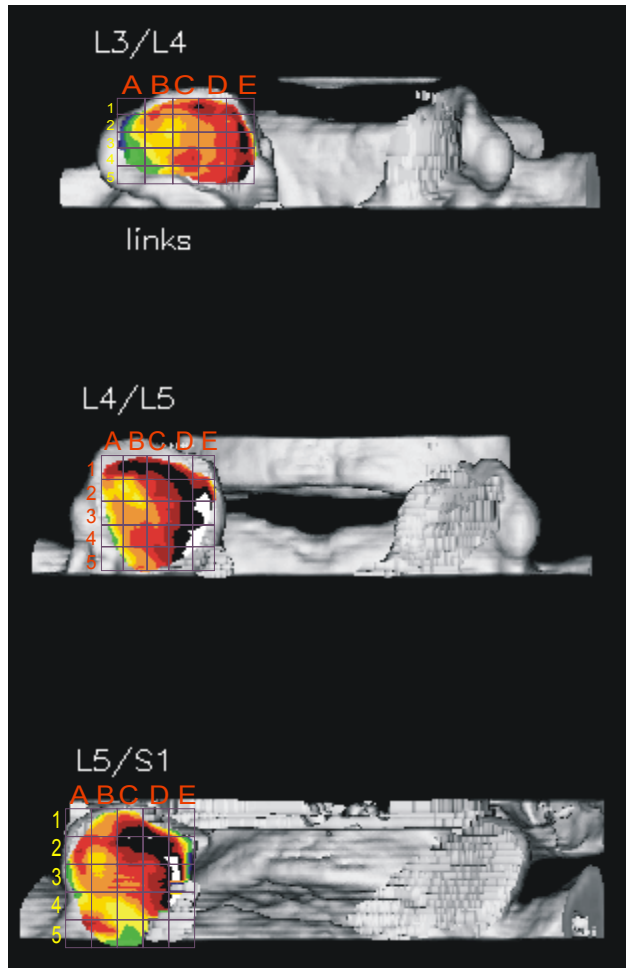
Patient 4 - v-links



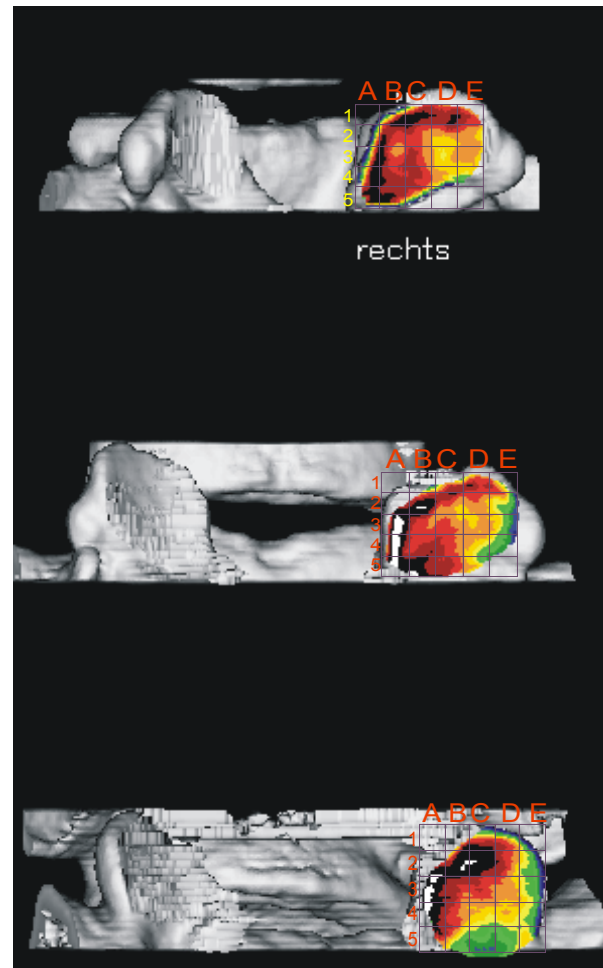
Patient 4 - v-rechts



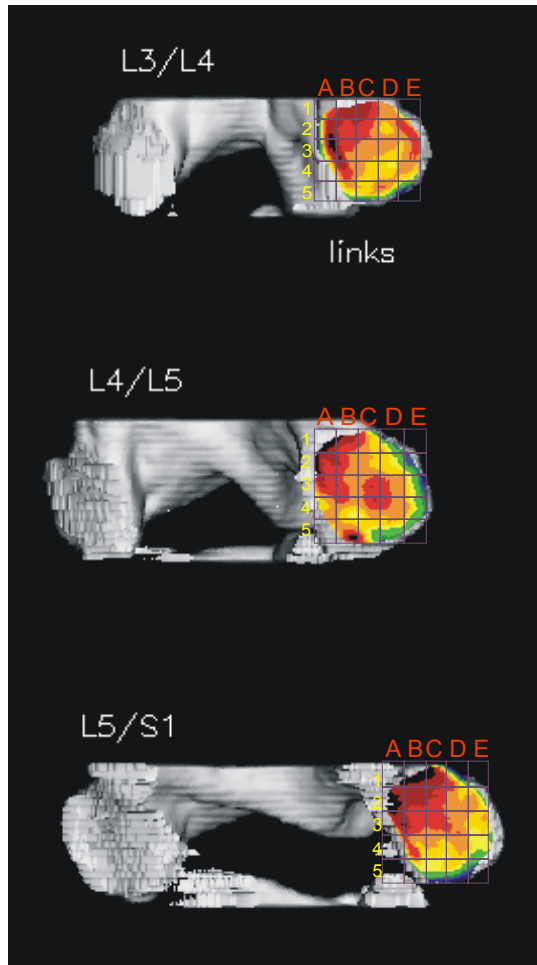
Patient 5 - h-links



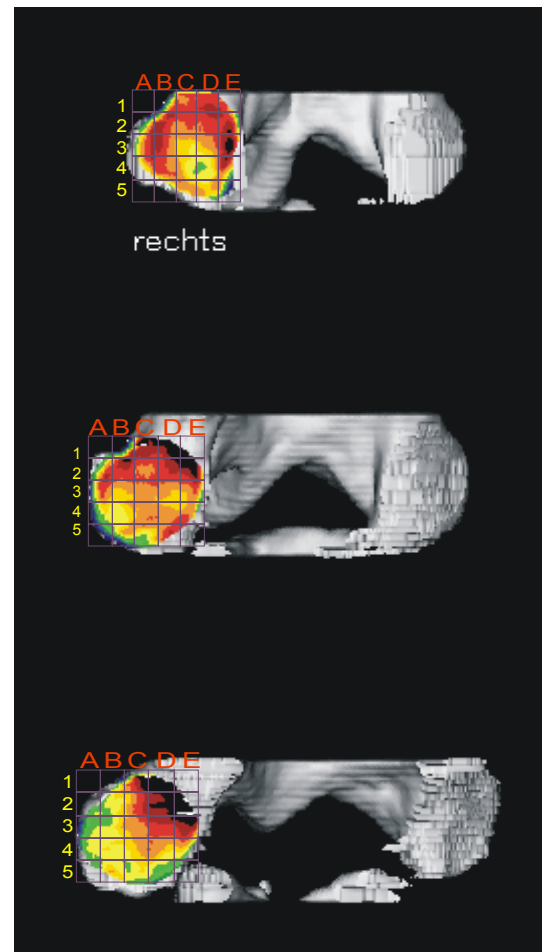
Patient 5 - h-rechts



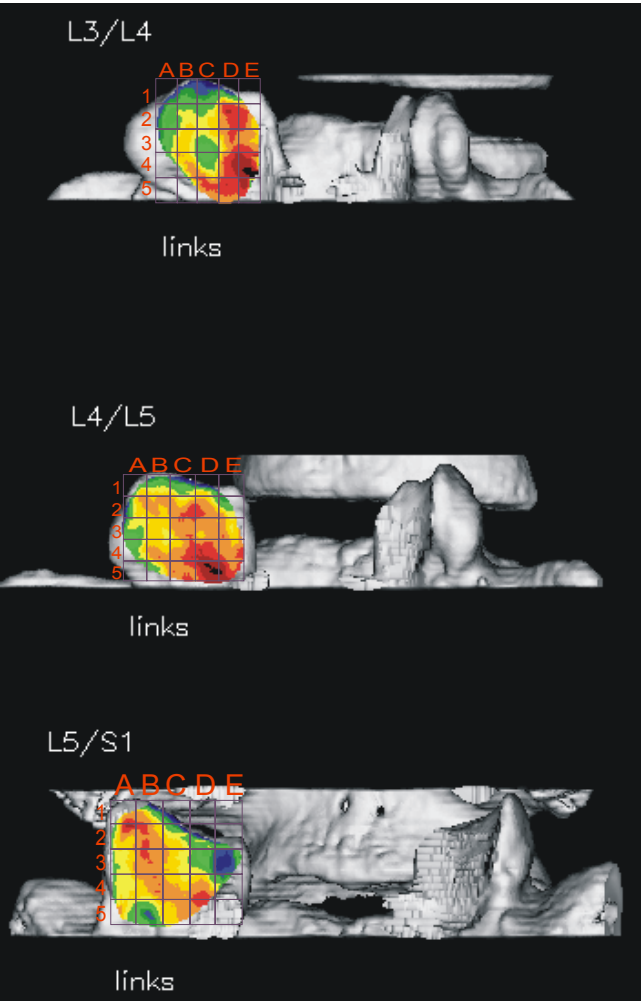
Patiet 5 - v-links



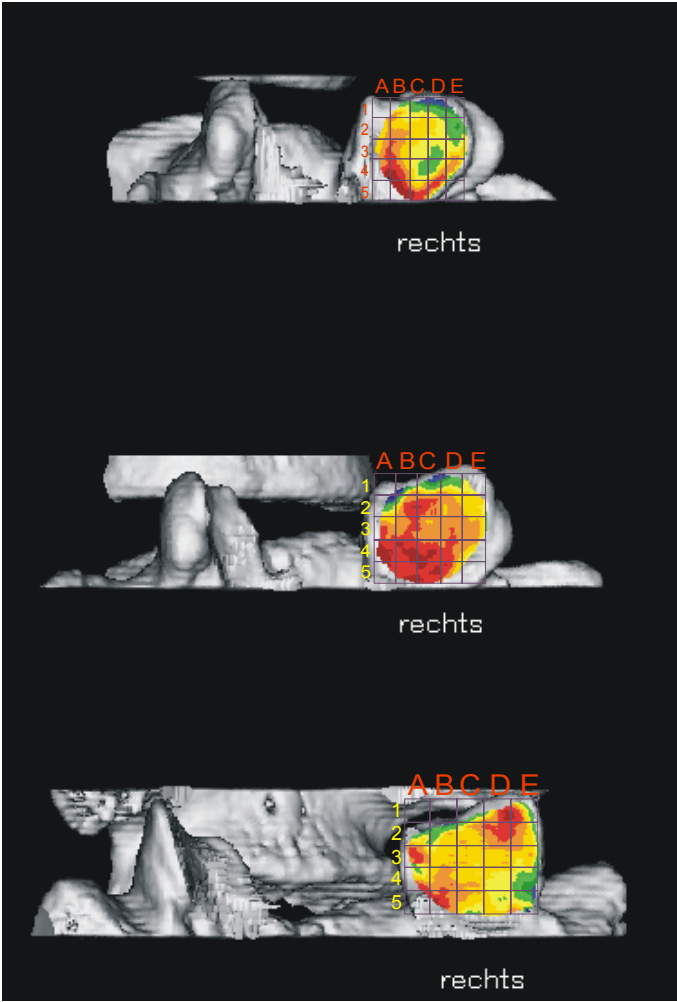
Patient 5 - v-rechts



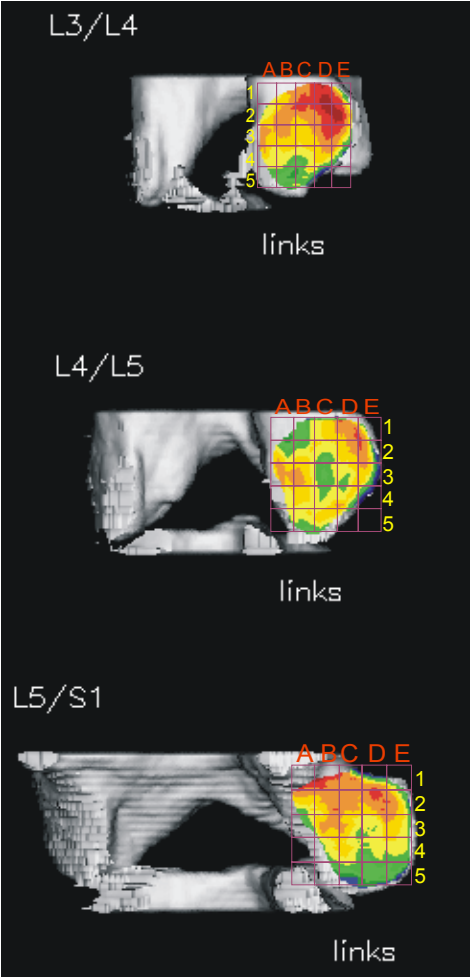
Patient 6 - h-links



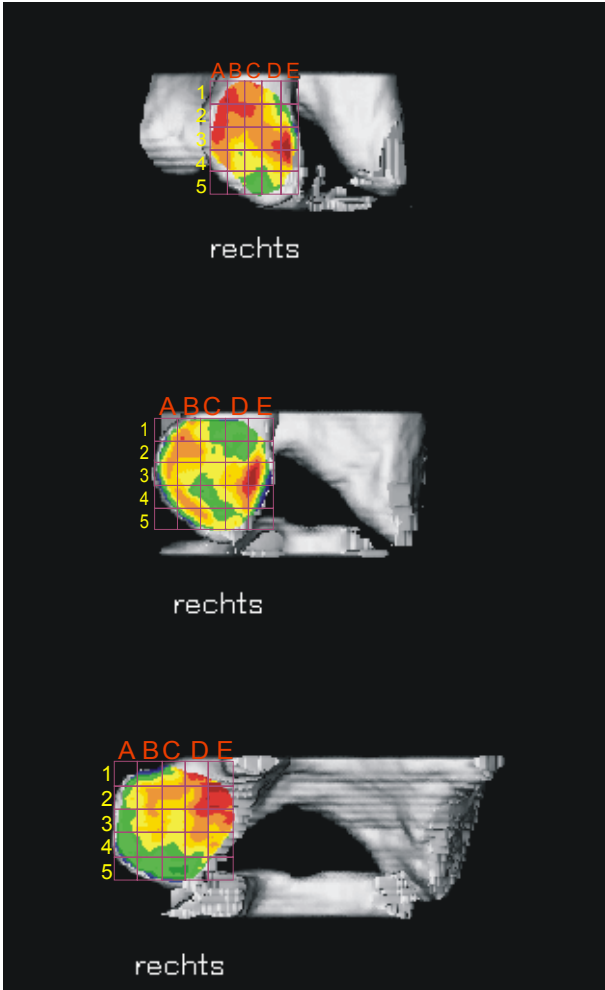
Patient 6 - h-rechts



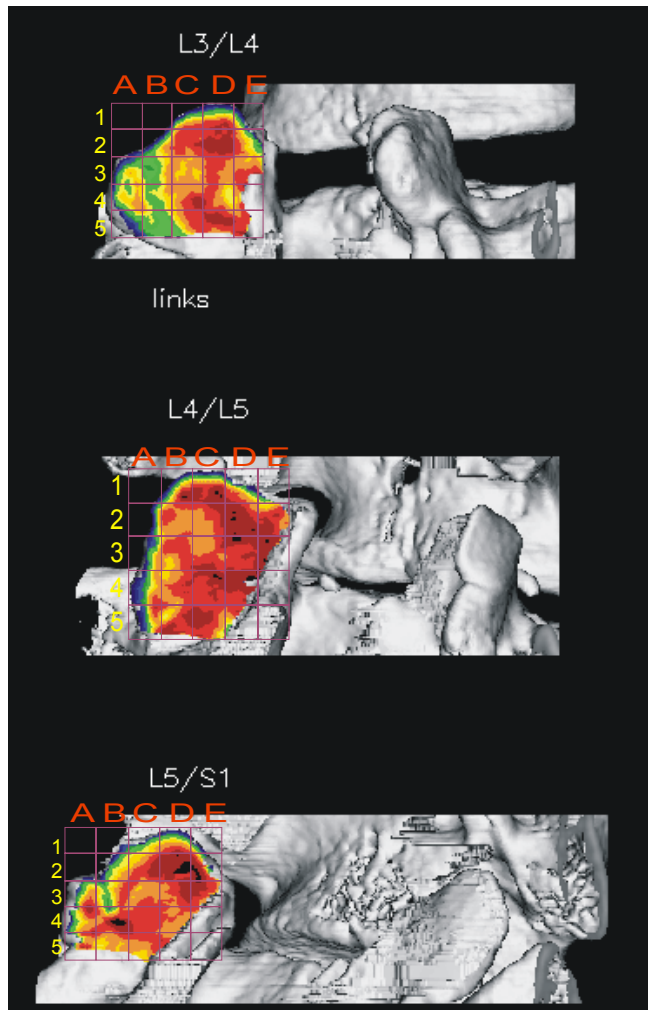
Patient 6 - v-links



Patient 6 - v-rechts

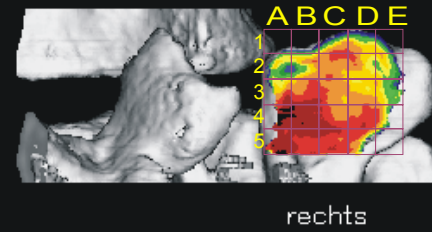


Patient 7 - h-links

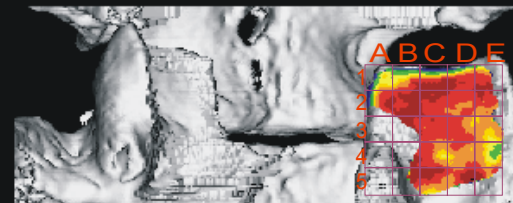


Patient 7 - h-rechts

L3/4



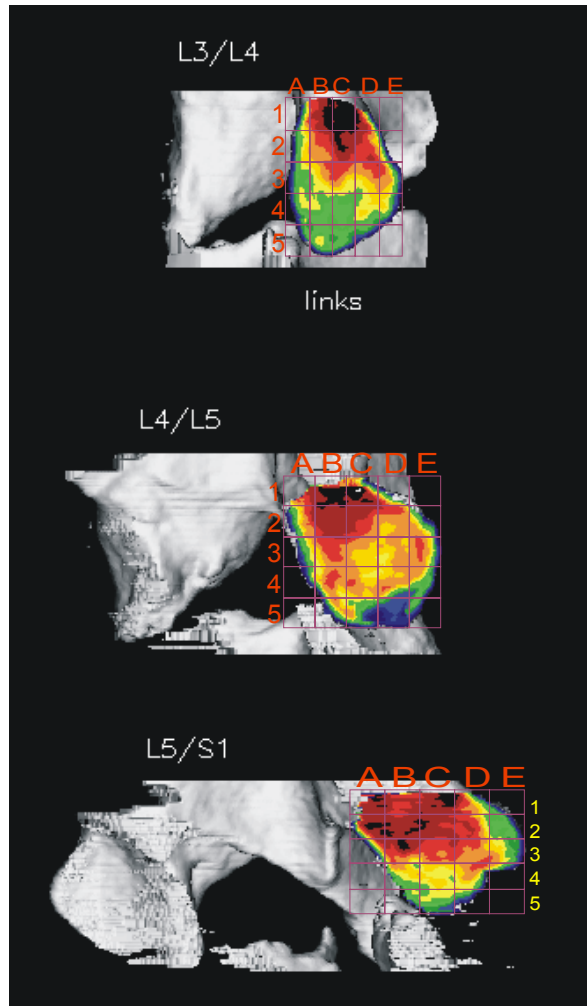
L4/5



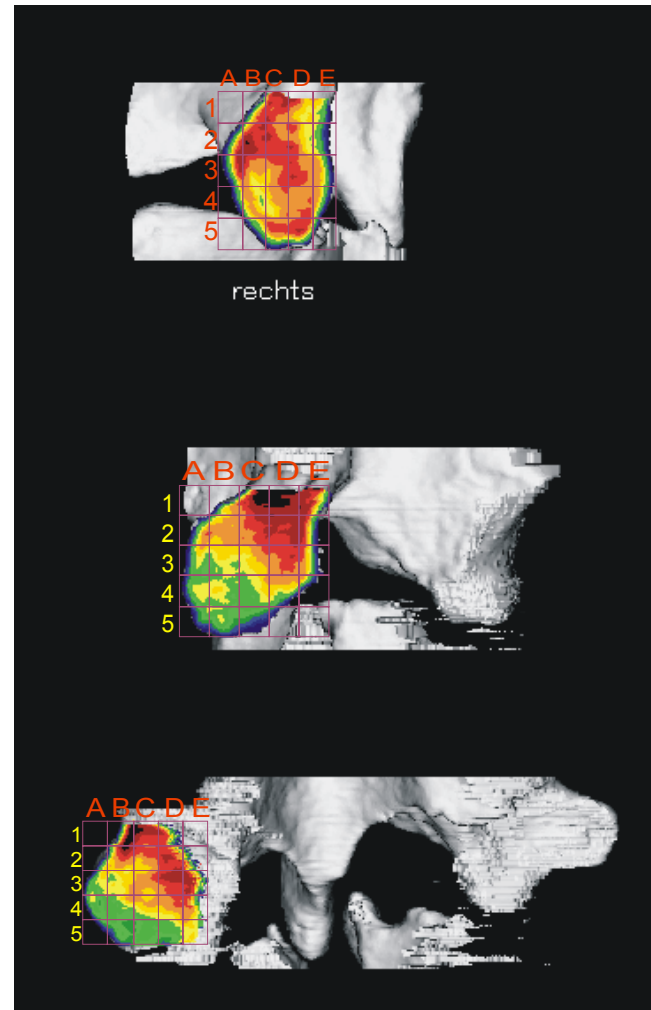
L5/S1



Patient 7 - v-links

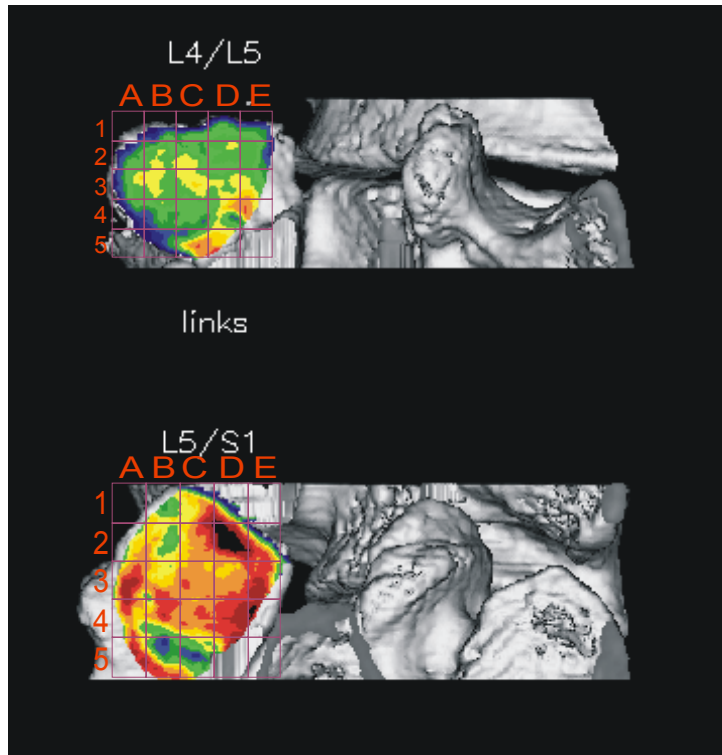


Patient 7 - v-rechts



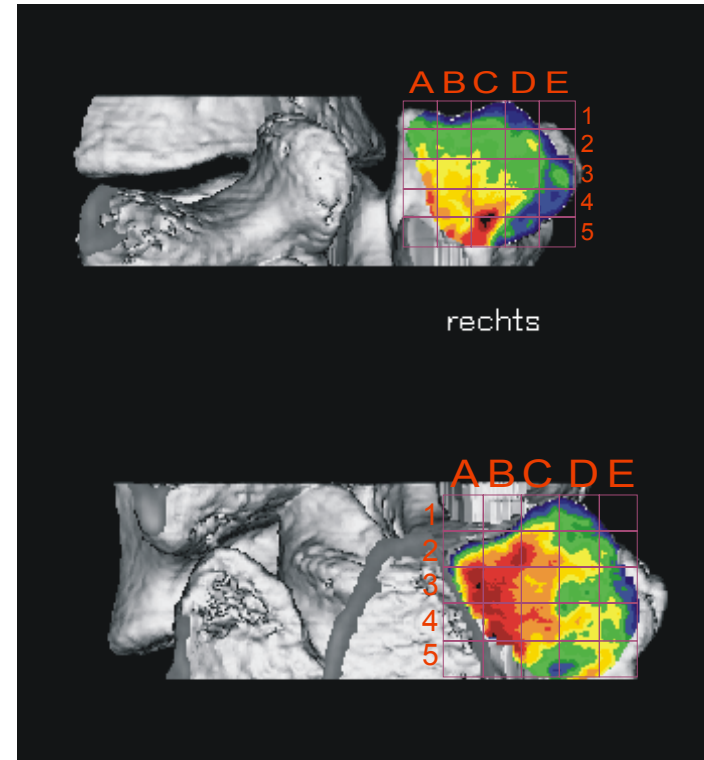
Patient 8 - h-links

Patient 8 - h-rechts



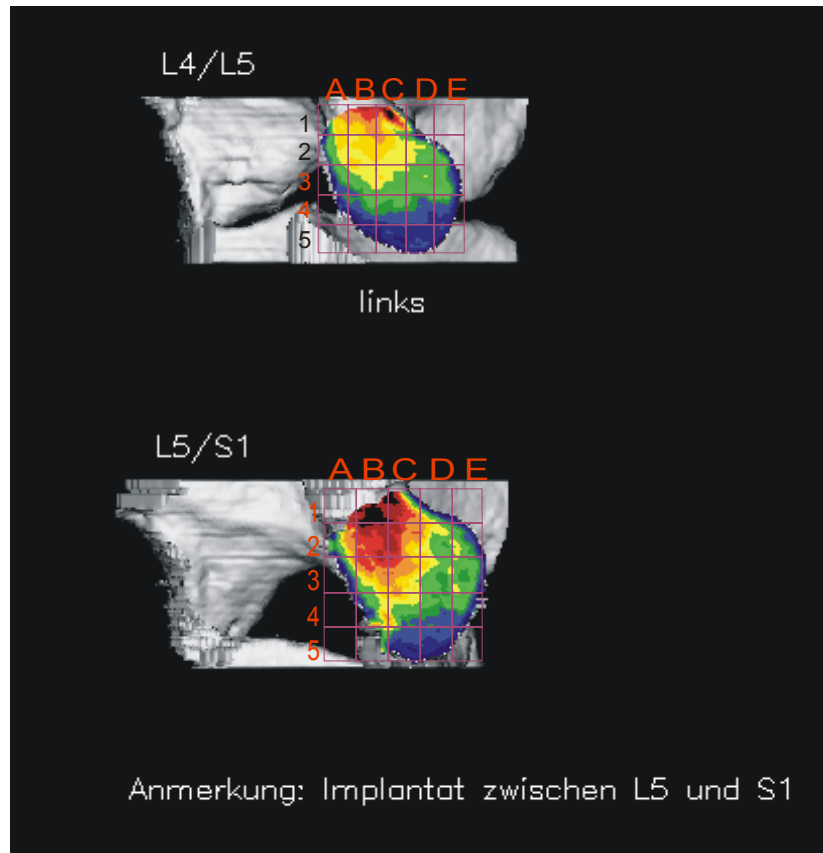
L4/5

L5/S1



Anmerkung: Implantat zwischen L5 und S1

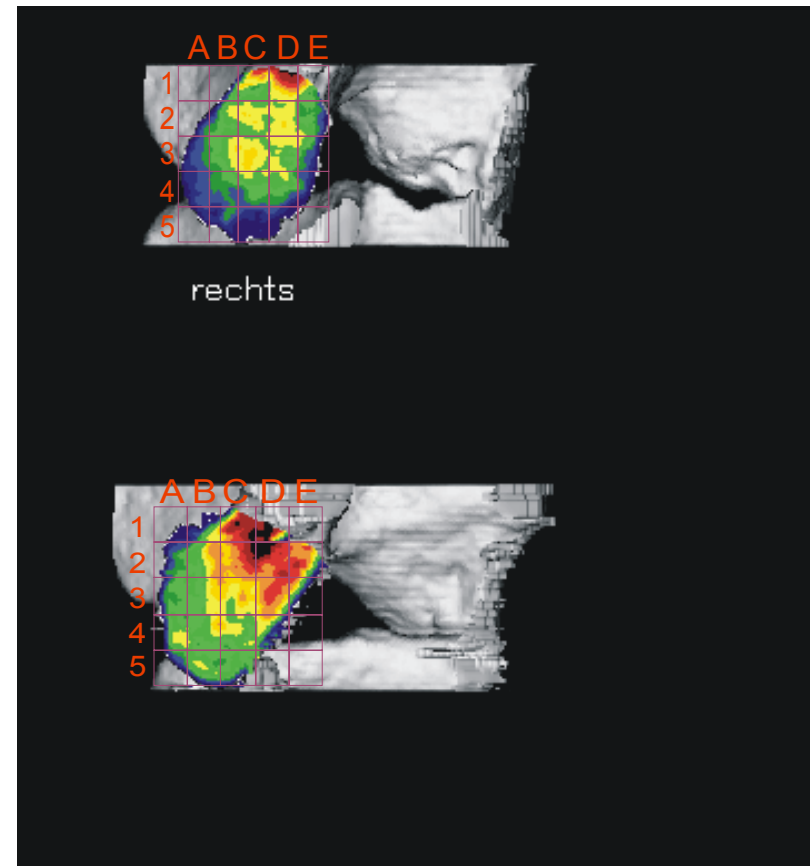
Patient 8 - v-links



L4/5

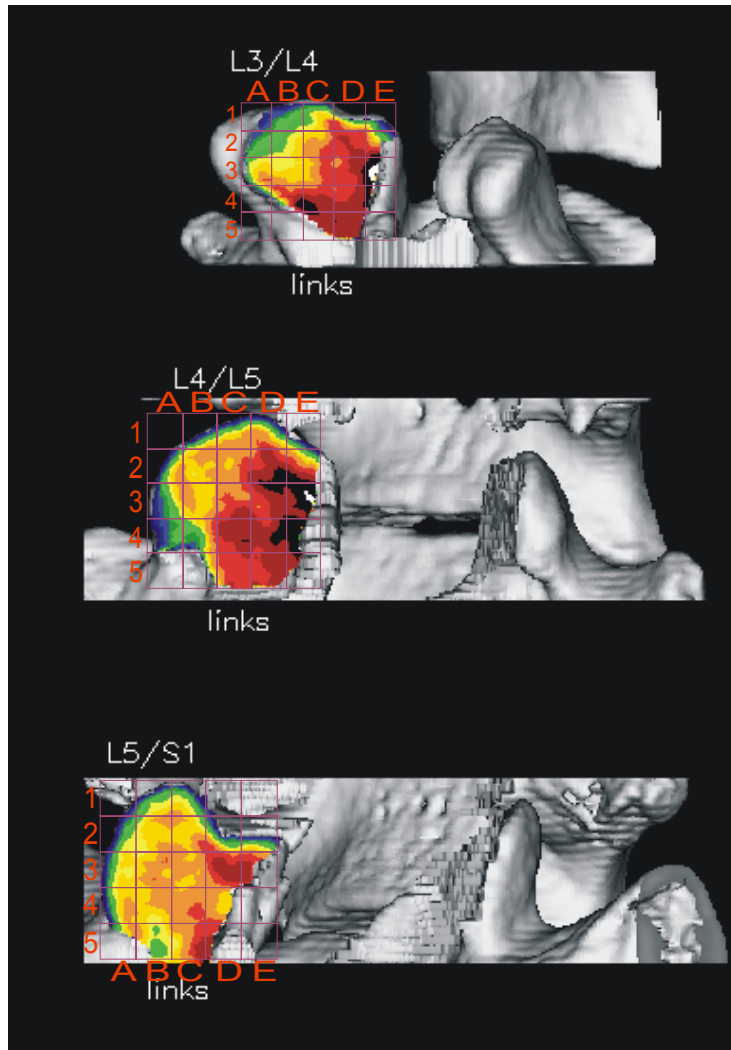
L5/S1

Patient 8 - v-rechts

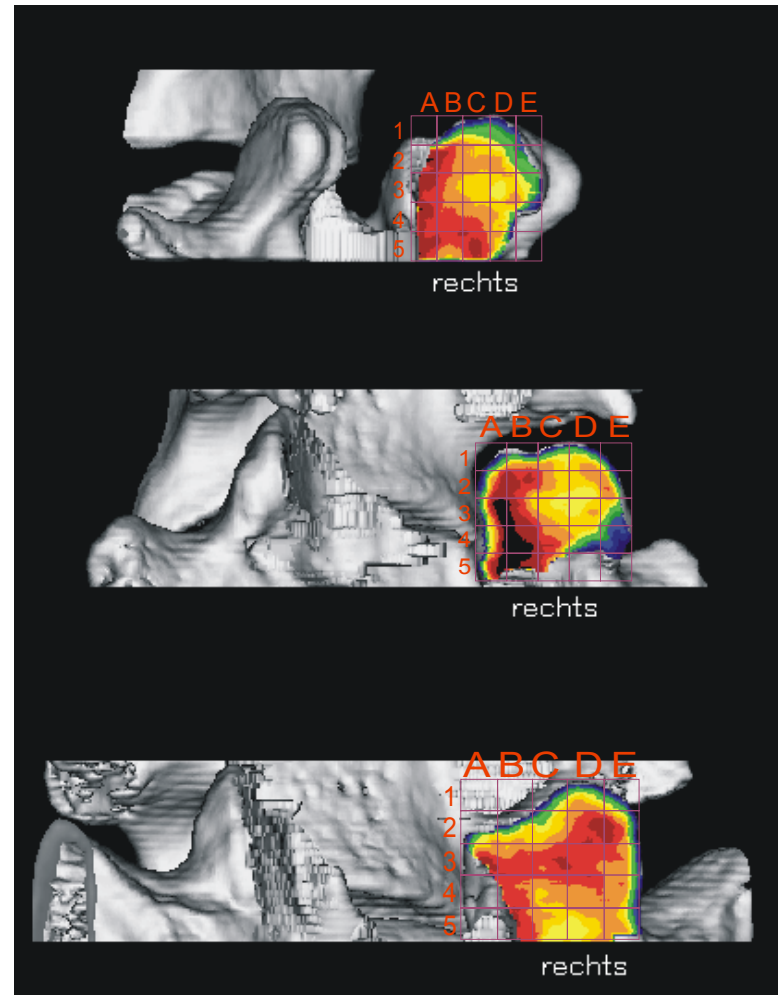


Anmerkung: Implantat zwischen L5 und S1

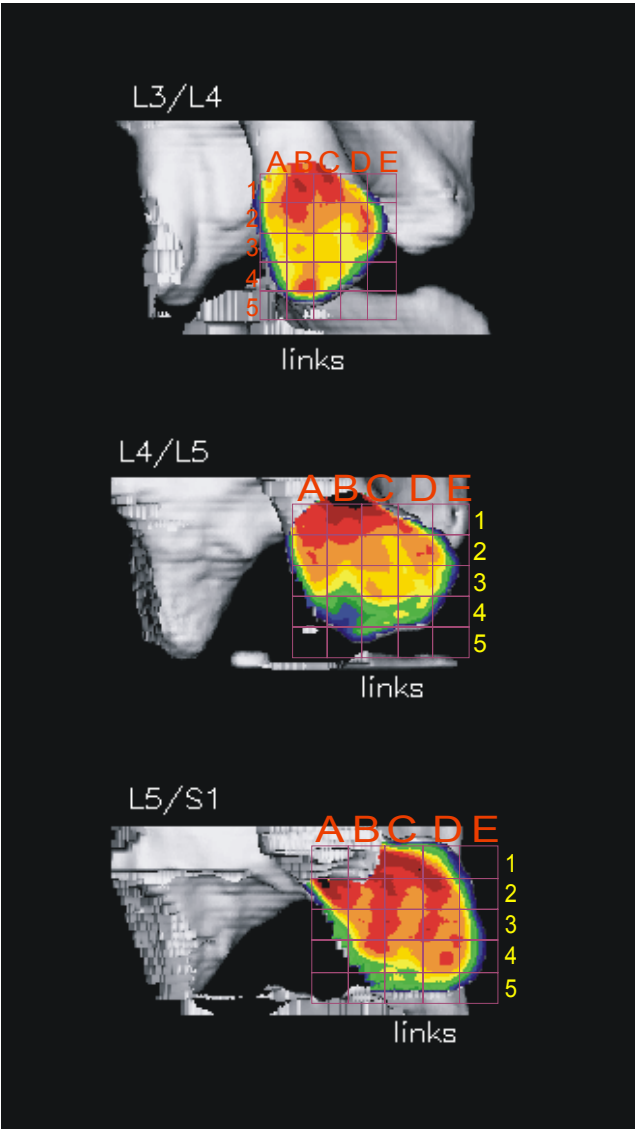
Patient 9 - h-links



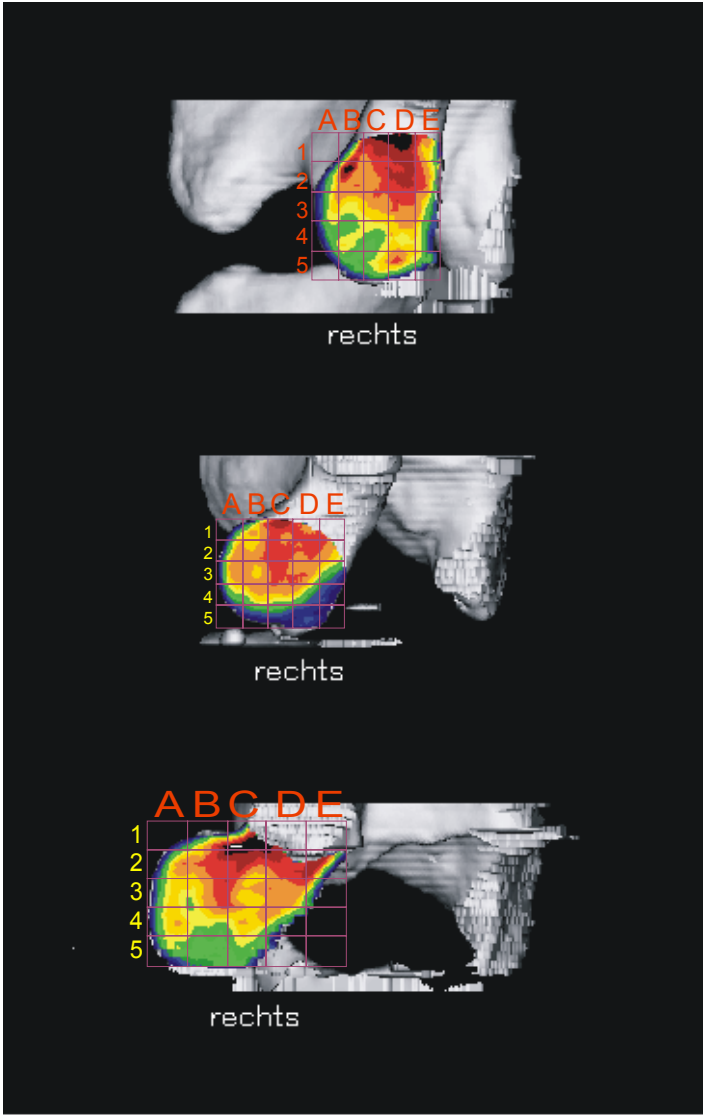
Patient 9 - h-rechts



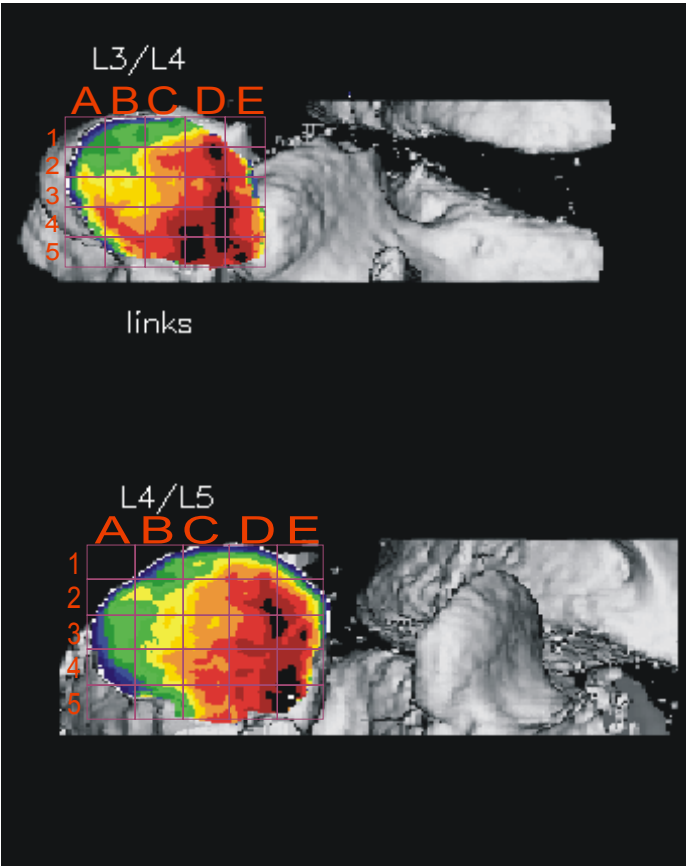
Patient 9 - v-links



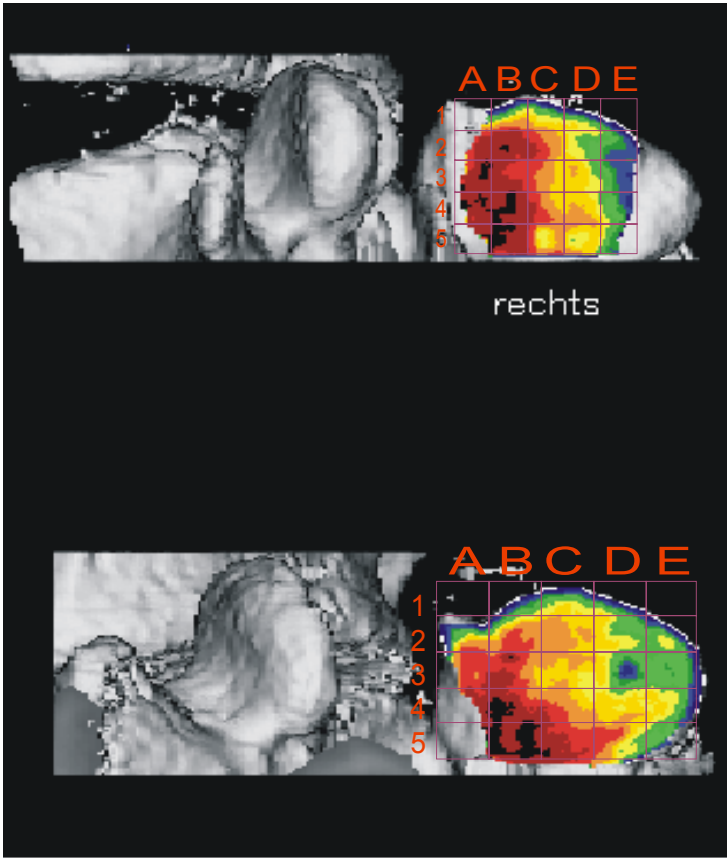
Patient 9 - v-rechts



Patient 10 - h-links

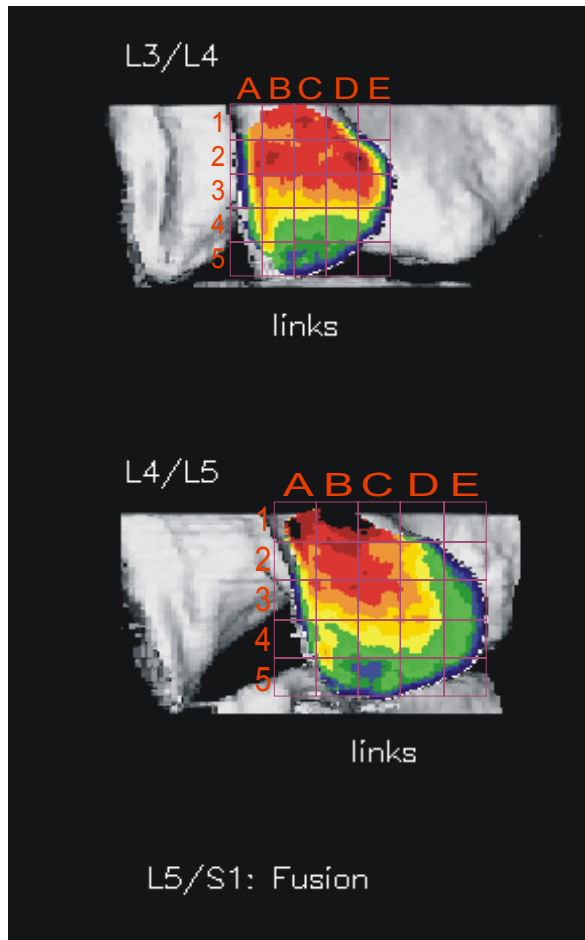


Patient 10 - h-rechts

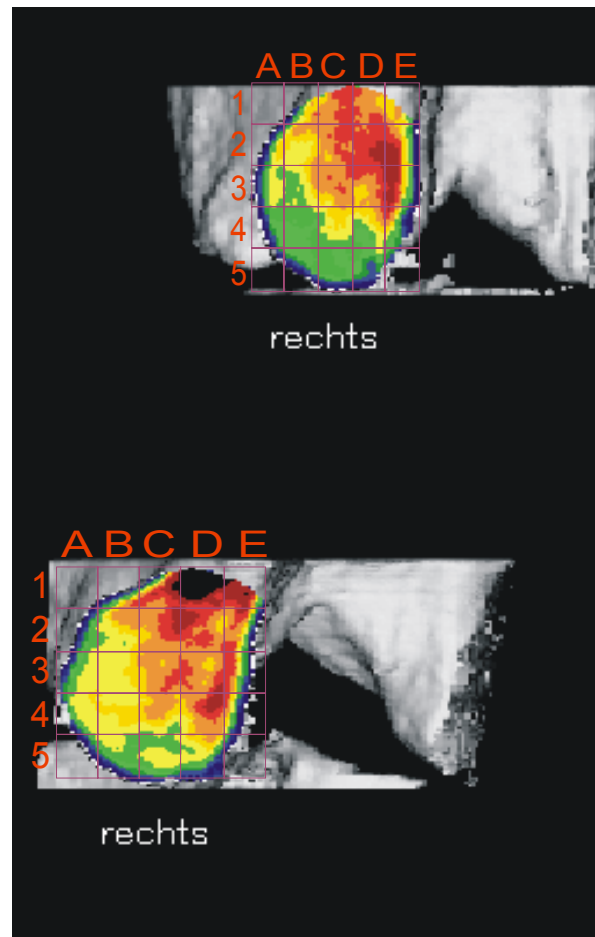


Anmerkung: Fusion zwischen L5/S1

Patient 10 - v-links

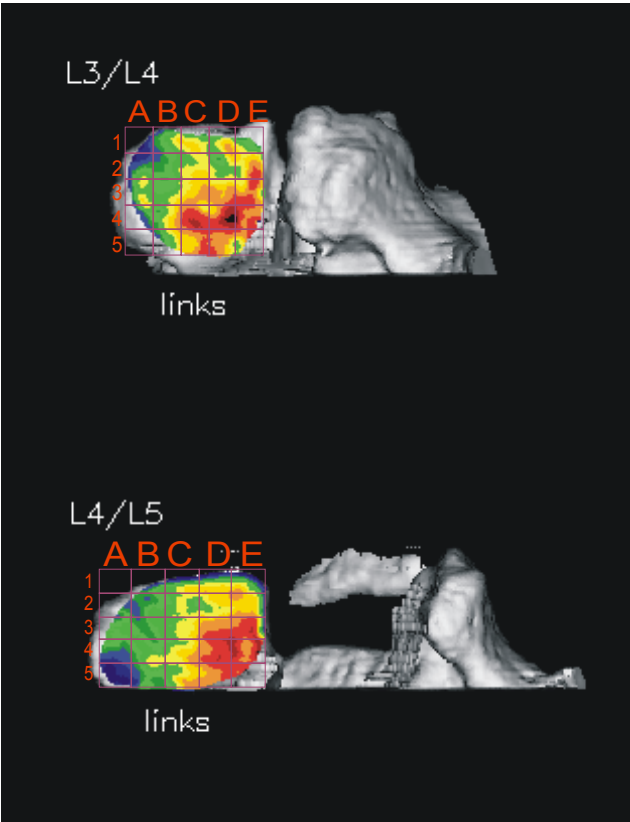


Patient 10 - v-rechts

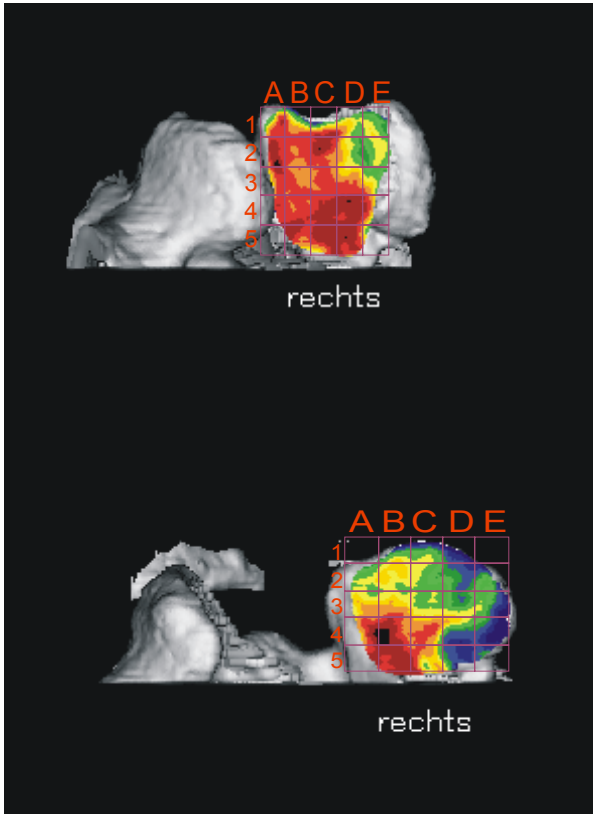


Anmerkung: Fusion L5/S1

Patient 11 - h-links

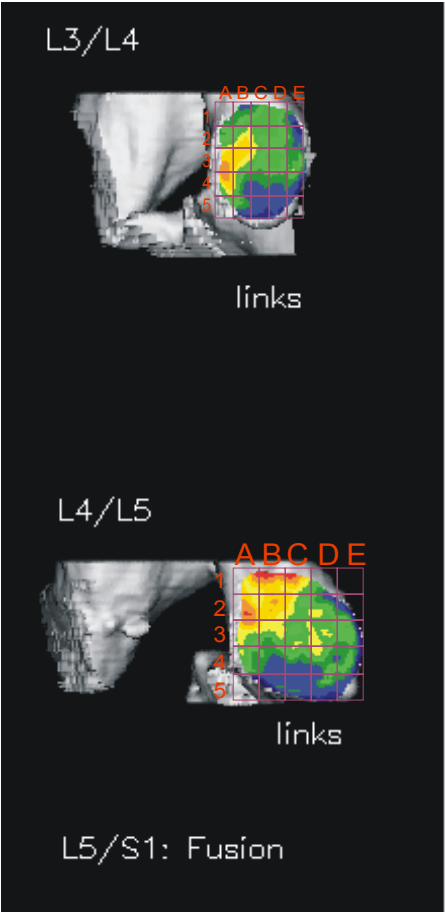


Patient 11 - h-rechts

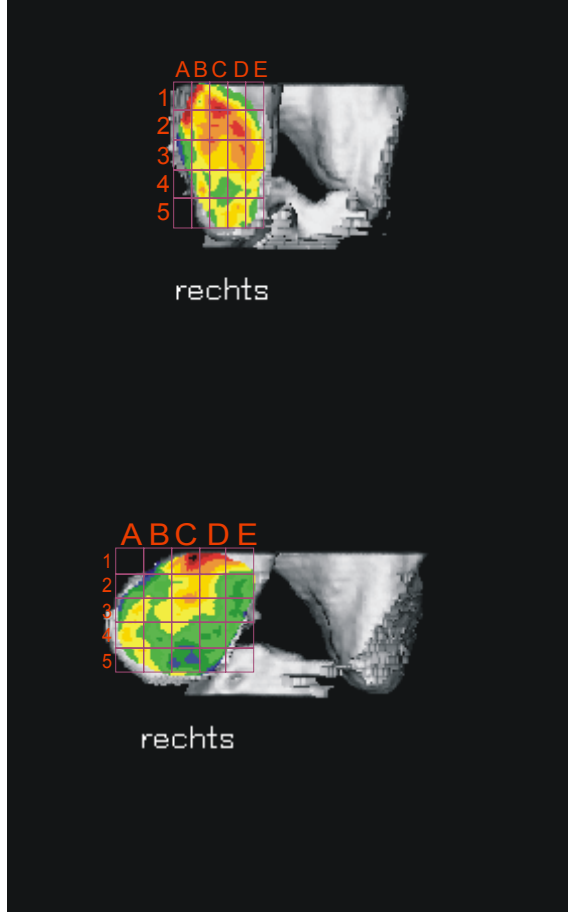


Anmerkung: Fusion zwischen L5/S1

Patient 11 - v-links



Patient 11 - v-rechts

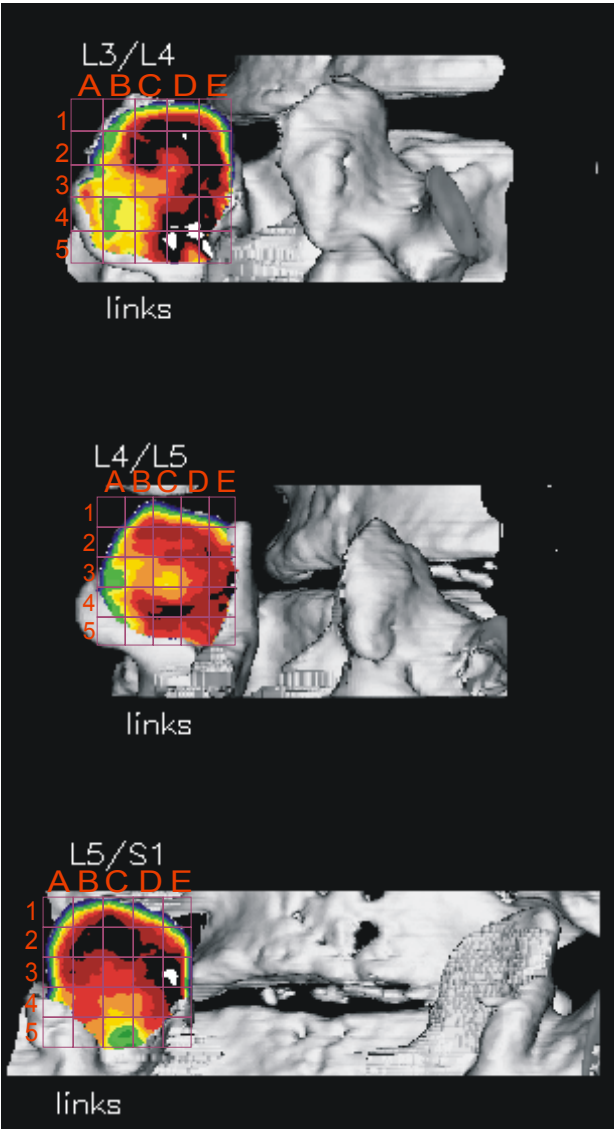


L3/4

L4/5

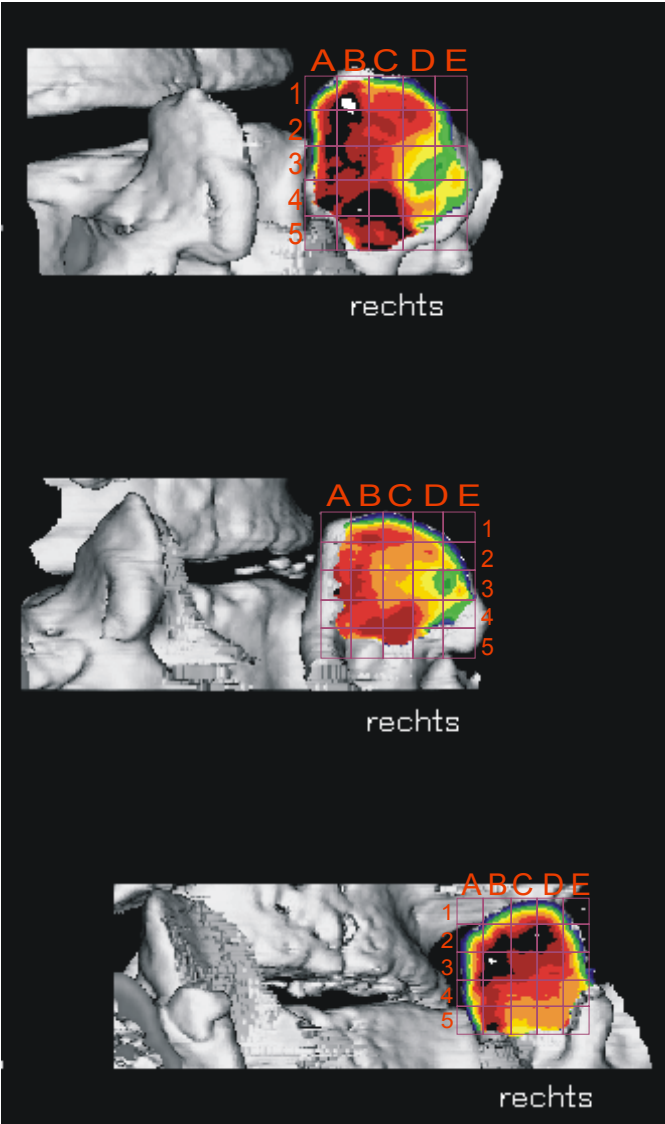
Anmerkung: Fusion zwischen L5/S1

Patient 12 - h-links



Patient 12 - h-rechts

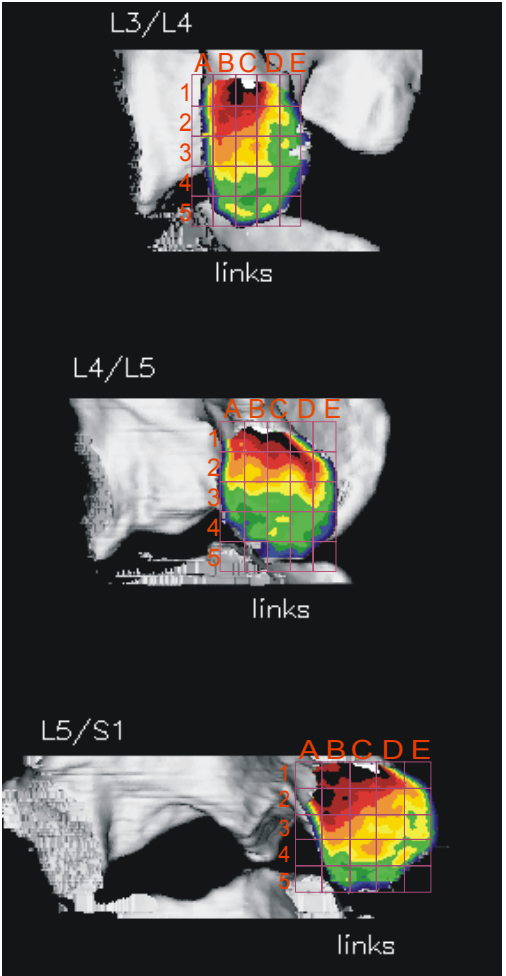
L3/4



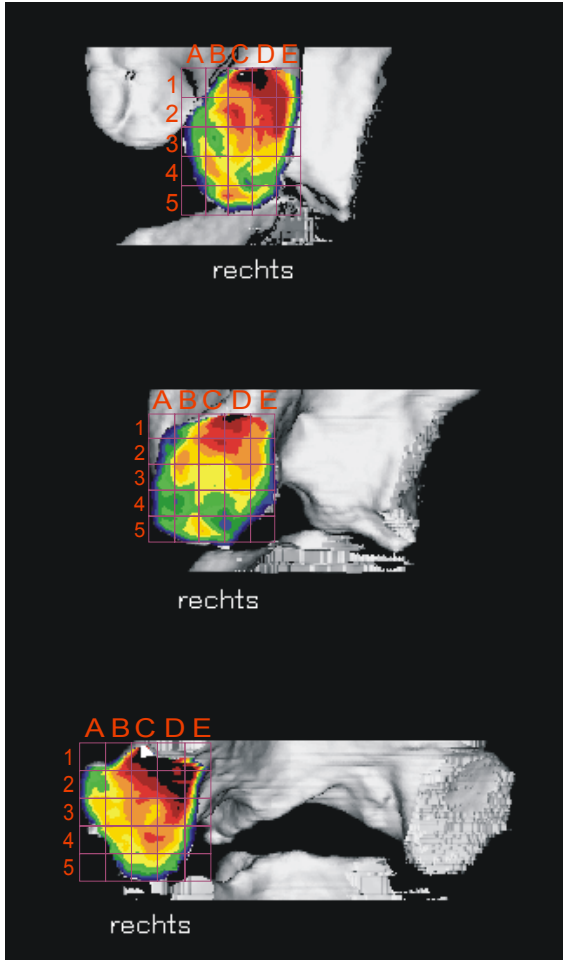
L4/5

L5/S1

Patient 12 - v-links



Patient 12 - v-rechts



Anlage 5

Beschreibung der Lage Dichtemaxima beim Patientenkollektiv

Analog zu den Präparaten werden zunächst die oberen Anteile der Facettengelenke betrachtet, welche von den Proc.art.inf. der Wirbelkörper LWK3-5 gebildet werden, betrachtet.

Segment LWK3/4 (Proc.art.inf. LWK3)

Im Segmente LWK3/4 lassen sich zwei, bei jeweils 4 der 9 untersuchten Patienten vorkommende Dichteverteilungsmuster identifizieren. 1 Patient weist ein vollkommen anderes Mineralisierungsmuster auf. (siehe Abb.1)

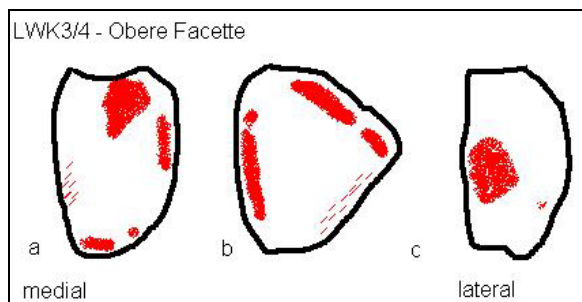


Abb.1: Schematische Darstellung der Dichteverteilung im oberen Anteil des Facettengelenks des Segments LWK3/4. a) Verteilungsmuster der Patienten To, Ok, Pi, Kr; b) Verteilungsmuster der Patienten Ra, Die, Kn, Bo; c) Patient Sch

Beide Verteilungsmuster weisen in verschiedener Art und Weise eine Dichteerhöhung im Bereich des laterokraniale Gelenkflächenrandes auf. Bei Muster b) erscheint jedoch die Mineralisierung des laterale Randes deutlicher und höher, bei Muster a) stellt sich die größte Dichte eher kranial dar. Weiterhin weist Muster b) ein deutliches und großes Maximum im Bereich des gesamten medialen Gelenkflächenrandes auf. Dieser mediale Rand zeigt bei Muster a) allenfalls eine geringe Dichteerhöhung in einem Abschnitt. Weiterhin zeigt Muster a) ein Maximum im Bereich der kaudalen Gelenkfläche, welches sich bei Muster b) nicht findet.

Keines der Muster zeigt eine Dichteerhöhung im Bereich des mediokraniellen Randes.

Segment LWK4/5 (Proc.art.inf. LWK4)

Bei 12 untersuchten Gelenkflächenpaaren lassen sich erneut 2 Dichteverteilungsmuster identifizieren welche bei jeweils 5 der Patienten finden. 2 Patienten weisen eine deutlich von diesen Mustern abweichende Mineralisierungsverteilung auf. Einer dieser beiden Patienten war bereits im Segment LWK3/4 den anderen Patienten nicht zuzuordnen gewesen, beim zweiten Patient lag kein CT des Segmentes LWK3/4 vor. (Abb.2)

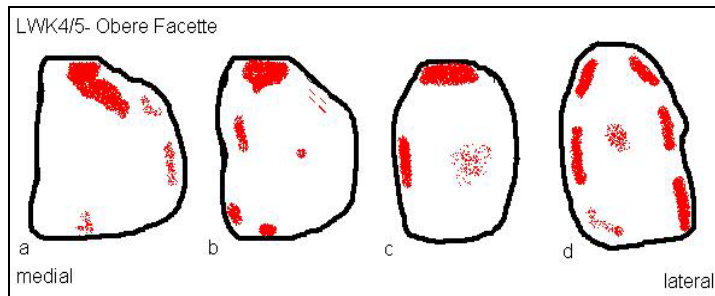


Abb.2: Schematische Darstellung der Dichteverteilung der oberen Facettengelenksanteile im Segment LWK4/5. a) Dichteverteilung der Patienten To, Ok, Pi, Kr, Pf; b) Dichteverteilung der Patienten Be, Ra, Die, Kno, Bo; c) Patient Sch, d) Patient Kl

Die beiden häufig anzutreffenden Muster a) und b) weisen eine Dichteerhöhung im Bereich des kranial-lateralen Gelenkflächenrandes auf. Weiterhin zeigt Muster a) lediglich eine leichte Dichteerhöhung im Bereich des lateralen Randes, Muster b) eine etwas deutlichere Dichteerhöhung im Bereich des medialen Randes sowie im kaudalen Gelenkflächenbereich.

Segment LWK5/SWK1 (Proc.art.inf LWK5)

Im Segment LWK5/SWK1 sind bei 9 untersuchten Gelenkflächenpaaren 2 verschiedene Muster identifizierbar. Hierbei entfallen 6 der Patienten auf das Muster a) und 2 Patienten auf das Muster b). (Abb.3)

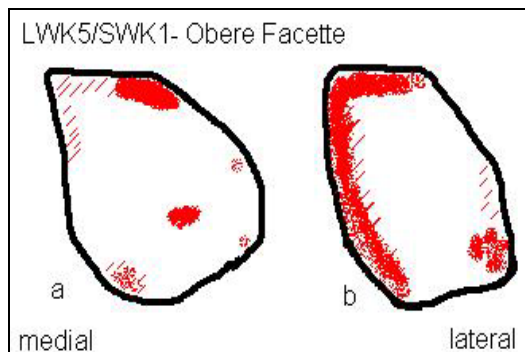


Abb.3 : Schematische Darstellung der Dichteverteilung der oberen Facettengelenksanteile im Segment LWK5/SWK1. A) Verteilungsmuster der Patienten To, Ok, Pi, Be, Kr, Bo, Pf; b) Verteilung der subchondralen Mineralisierung der Patienten Kl und Kn

Beide Muster weisen eine Erhöhung der subchondralen Mineralisierung am kranialen Gelenkflächenrand sowie im mediokaudalen Bereich auf. Muster b) unterscheidet sich von Muster a) vor allem durch eine starke Mineralisierung des medialen Randes.

Auch bei der Betrachtung der unteren Facettengelenksanteile lässt sich eine Regelmäßigkeit in der Anordnung der Bereiche mit einer hohen subchondralen Mineralisierung finden.

Segment LWK3/4 (Proc.art.sup. LWK4)

Im Segment LWK3/4 wurden 9 Facettengelenkpaare untersucht. Hierbei konnten 3 verschiedene Muster der subchondralen Mineralisierung identifiziert werden, welche bei jeweils 2(a), 4(b) und 3(c) der Patienten vorlagen. (Abb.4)

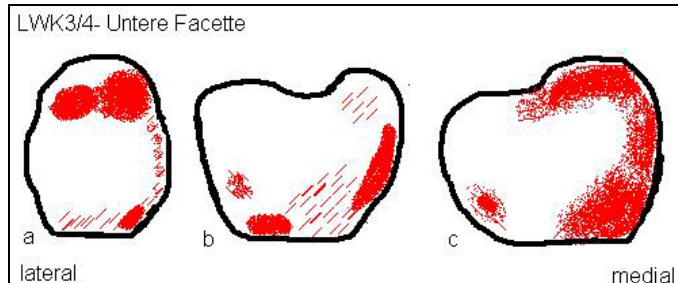


Abb.4: Schematische Darstellung der subchondralen Mineralisierung der unteren Facettengelenksanteile im Segment LWK3/4. a) Verteilung der Patienten Die und Kr; b) Verteilung der Patienten Pi, Bo, Schaff, Ra; c) Verteilung der Patienten Ok, To, Kn

Bei den vorliegenden Mustern fällt zunächst eine Mineralisierung verschiedener und verschieden großer Bereiche des kaudalen Gelenkflächenrandes auf. Weiterhin zeigt Muster a) die größte und höchste Mineralisierung im Bereich des gesamten kranialen Gelenkflächenrandes bei mittlerer Dichte im Bereich des medialen Randes. Muster b) verhält sich annähernd umgekehrt mit der auffälligsten Dichteerhöhung im medialen Randbereich und eher geringer Dichte der kranialen Anteile. Muster c) zeigt hingegen eine Kombination von a) und b) bei starker Mineralisierung aller nach medial gerichteten Randbereiche der Gelenkfläche.

Segment LWK4/5 (Proc.art.sup. LWK 5)

Bei der Betrachtung der unteren Anteile des bei 11 von 12 Patienten erkrankten Segmentes LWK4/5 liegen, wie schon bei Betrachtung der oberen Gelenkanteile die meisten verschiedenen Muster vor.

Von 4 Mustern bei 12 untersuchten Facettengelenkspaaren entfallen 6 Paare auf das erste (a), 2 Paare auf das zweite (b), 3 Paare auf das dritte (c) und 1 Paar auf das vierte (d) Muster. (Abb.5)

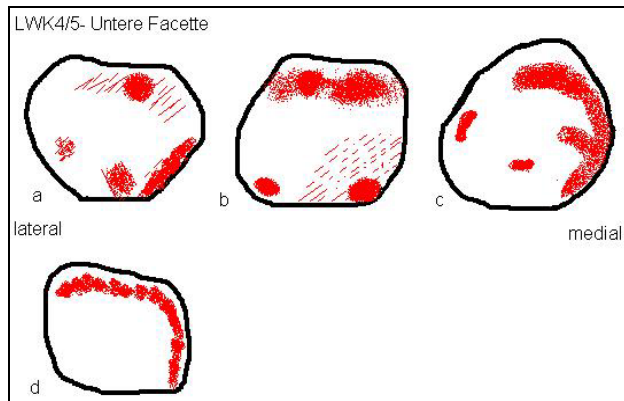


Abb.5: Schematische Darstellung der subchondralen Mineralisierung der unteren Anteile des Facettengelenkes im Segment LWK4/5. a) Verteilung der Patienten Kr, Sch, Bo, Pf, Be, Ra; b) Verteilung der Patienten Die und Kl; c) Verteilung der Patienten Pi, To, Ok; d) Patient Kn

Ähnlich wie im darüber liegenden Segment zeigt sich bei allen Verteilungsmustern eine verschieden ausgeprägte und verschieden weit nach lateral reichende hohe Mineralisierung am mediokaudalen Gelenkflächenrand. Weiterhin unterscheiden sich die Muster durch Vorhandensein, Größe und Lage der Maxima im kranialen und medialen Randbereich und durch kleinere laterokaudal gelegene Dichteerhöhungen.

Segment LWK5/SWK1 (Proc.art.sup. SWK1)

Hier liegen 2 Muster vor, welche bei jeweils 4 von 9 untersuchten Gelenkflächen-paaren anzutreffen sind. Ein Patient weist auf dieser Segmenthöhe ein davon verschiedenes Verteilungsmuster auf. Dieser Patient ist nicht derjenige, welcher klinisch und radiologisch eine Erkrankung in diesem Segment hatte. (Abb.6)

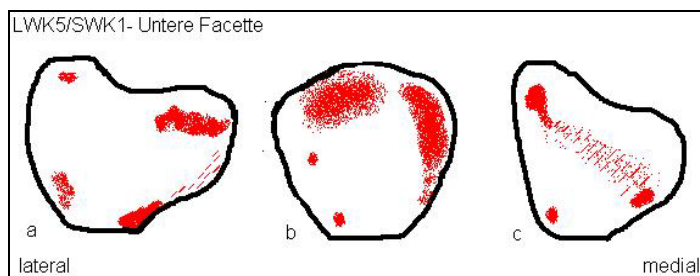


Abb.6: Schematische Darstellung der Dichteverteilung der unteren Gelenkanteile im Segment LWK5/SWK1. a) Verteilungsmuster der Patienten Pi, Pf, Kl, Be; b) Verteilungsmuster der Patienten To, Bo, Ok, Kn; c) Patient Kr

Ähnlich wie bei den bisher untersuchten Segmenthöhen zeigen sich auch hier Unterschiede vor allem in Gewichtung und Ausdehnung der Maxima im medialen und kranialen Gelenkflächenbereich. Auffällig ist jedoch auch, dass Muster b) und c) keinerlei Dichteerhöhung im kaudalen und vor allem mediokaudalen Randbereich aufweisen.