

Aus dem Universitätsklinikum Münster  
Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie  
- Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Georg Gosheger -

**Beeinflussung biomechanischer Eigenschaften lumbaler  
Bewegungssegmente  
durch unterschneidende Spinalkanaldekompression  
und dynamische Implantate**

INAUGURAL-DISSERTATION  
zur  
Erlangung des doctor medicinae  
der Medizinischen Fakultät  
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von Haversath, Marcel  
aus Vreden

2009

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Wilhelm Schmitz

1. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Lars Hackenberg

2. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. Viola Bullmann

Tag der mündlichen Prüfung: 21.09.2009

Aus dem Universitätsklinikum Münster  
Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie  
- Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Georg Gosheger -  
Referent: Prof. Dr. med. Lars Hackenberg  
Koreferent: Priv.-Doz. Dr. med. Viola Bullmann

## **ZUSAMMENFASSUNG**

### **Beeinflussung biomechanischer Eigenschaften lumbaler Bewegungssegmente durch unterschneidende Spinalkanaldekompensation und dynamische Implantate**

Haversath, Marcel

Die Unterschneidende Dekompensation ist ein gängiges Verfahren in der operativen Behandlung der lumbalen Spinalkanalstenose. Eine Segmentinstabilität ist postoperativ ein häufig auftretendes Problem. Die betroffenen Bewegungssegmente werden entweder fusioniert oder neuerdings mit semi-rigiden Implantaten stabilisiert.

Die vorliegende biomechanische Arbeit stellt sowohl den Einfluss der Unterschneidenden Dekompensation als auch den stabilisierenden Effekt zweier dynamischer Implantate (Wallis und Dynesys) auf den Bewegungsumfang humaner, lumbaler, nicht-fixierter Bewegungssegmente (n=21) dar. In einem Roboter-assistiertem Pure-Moment-Verfahren ( $\pm 5$  Nm) wurden der Gesamtbewegungsumfang (ROM) und die Neutrale Zone (NZ) in Flexion-Extension (FE), Lateralflexion (LF) und axialer Rotation (AR) für vier verschiedene Zustände bestimmt:

1) Nativ, 2) Dekompensation, 3) Dekompensation + Wallis 4) Dekompensation + Dynesys. Folgende durchschnittliche ROM-Werte für native Segmente wurden gemessen:  $6,6^\circ$  in FE,  $7,4^\circ$  in LF,  $3,9^\circ$  in AR. Die Unterschneidende Dekompensation führte zu einer Zunahme der ROM in allen Ebenen: 26 % in FE, 6 % in LF, 12 % in AR. Die anschließende Implantation eines semi-rigiden Implantats führte zu einer Abnahme der ROM um 66 % und 75 % in FE, 6 % und 70 % in LF sowie 5 % und 22 % in AR für Wallis beziehungsweise Dynesys. Die NZ wurde durch die Eingriffe in ähnlicher Weise beeinflusst wie die ROM.

Fazit: Die Implantation von Wallis- und Dynesys-Implantaten nach Dekompensation erzielt eine signifikante Abnahme des segmentalen Bewegungsumfangs in allen Ebenen. Die FE wird durch beide Implantate stark eingeschränkt. Zusätzlich zur FE führt Dynesys zu einer erheblichen Begrenzung der LF. Die AR wird zwar von beiden Implantaten signifikant eingeschränkt, jedoch nicht klinisch relevant.

Tag der mündlichen Prüfung: 21.09.2009

## Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung</b> .....	<b>- 1 -</b>
1.1 Einführung.....	- 1 -
1.2 Anatomie der (lumbalen) Wirbelsäule.....	- 5 -
1.3 Lumbale Spinalkanalstenose.....	- 7 -
1.4 Dekompressionsverfahren .....	- 11 -
1.5 Stabilisierungsverfahren.....	- 13 -
<b>2. Zielsetzung</b> .....	<b>- 14 -</b>
<b>3. Material und Methoden</b> .....	<b>- 14 -</b>
3.1 Untersuchungsmaterial.....	- 14 -
3.1.1 Stichprobe .....	- 14 -
3.1.2 Präparation der Wirbelsäulen und Vorbereitung der Wirbel zur Fixation .....	- 15 -
3.2 Untersuchungsverfahren.....	- 16 -
3.2.1 Roboter.....	- 16 -
3.2.2 Gesamtbewegungsumfang (ROM).....	- 19 -
3.2.3 Neutrale Zone (NZ).....	- 20 -
3.2.4 Elastische Zone (EZ).....	- 20 -
3.2.5 Plastische Zone (PZ) .....	- 20 -
3.2.6 Neutralposition (NP).....	- 20 -
3.2.7 Neutrale-Zone/Bewegungsumfang-Quotient (NZ/ROM-Quotient) .....	- 21 -
3.3 Versuchsablauf.....	- 22 -
3.4 Statistische Auswertungen .....	- 24 -
<b>4. Ergebnisse</b> .....	<b>- 25 -</b>
4.1 ROM der Bewegungssegmente .....	- 25 -
4.1.1 Alle Segmenthöhen (n=21).....	- 25 -
4.1.2 Einzelne Segmenthöhen.....	- 29 -
4.2 Neutrale Zone .....	- 34 -
4.2.1 Alle Segmenthöhen (n=21).....	- 34 -
4.2.2 Einzelne Segmenthöhen.....	- 36 -
4.3 Neutralposition .....	- 39 -
4.3.1 Alle Segmenthöhen (n=21).....	- 39 -
4.3.2 Einzelne Segmenthöhen.....	- 40 -
4.4 NZ/ROM-Quotient .....	- 40 -
4.4.1 Alle Segmenthöhen (n=21).....	- 40 -
4.4.2 Einzelne Segmenthöhen.....	- 41 -
4.5 Der Einfluss der Dynesys-Platzhalter-Länge auf die relative Bewegungseinschränkung.....	- 42 -
<b>5. Diskussion</b> .....	<b>- 43 -</b>
5.1 Einleitung.....	- 43 -
5.2 ROM der Bewegungssegmente .....	- 44 -
5.2.1 Nativzustand .....	- 44 -
5.2.2 Dekompression .....	- 44 -
5.2.3 Dekompression + dynamische Stabilisierung .....	- 45 -

5.3 <i>Neutrale Zone</i> .....	- 49 -
5.3.1 Nativzustand .....	- 49 -
5.3.2 Dekompression .....	- 50 -
5.3.3 Dekompression + dynamische Stabilisierung .....	- 50 -
5.4 <i>Neutralposition</i> .....	- 52 -
5.4.1 Dekompression .....	- 52 -
5.4.2 Dekompression + dynamische Stabilisierung .....	- 52 -
5.5 <i>NZ/ROM-Quotient</i> .....	- 52 -
5.5.1 Nativzustand .....	- 52 -
5.5.2 Dekompression .....	- 53 -
5.5.3 Dekompression + dynamische Stabilisierung .....	- 53 -
5.6 <i>Der Einfluss der Dynesys-Platzhalter-Länge auf die relative Bewegungseinschränkung</i> .....	- 53 -
5.7 <i>Einschränkungen der Studie</i> .....	- 54 -
5.8 <i>Klinische Aspekte</i> .....	- 57 -
<b>6. Zusammenfassung</b> .....	<b>- 59 -</b>
<b>7. Literaturverzeichnis</b> .....	<b>- 61 -</b>

# **1. Einleitung**

## **1.1 Einführung**

Die lumbale Spinalkanalstenose ist ein weit verbreitetes Krankheitsbild. Sie ist definiert als eine Enge des Spinalkanals, die zu einer Kompression von intraspinalen vaskulären und nervalen Strukturen führt und mit Rückenschmerzen sowie belastungsabhängigen Symptomen in den Beinen einhergeht. Meist ist sie Folge degenerativer Veränderungen im Alter. Die Unterschneidende Dekompression wird zur operativen Behandlung der lumbalen Spinalkanalstenose durchgeführt, wenn konservative Therapien keine Linderung der Beschwerden schaffen [10, 11, 28, 55, 61]. Eine begleitende schmerzhaftige Wirbelsäulensegmentinstabilität findet ihre Ursache in einer segmentalen chronischen Degeneration unter Einschluss von Bandscheibe, Facettengelenken und Bändern oder sie entsteht iatrogen nach chirurgischer Dekompression (Abbildung 1) [20, 21, 34, 41]. Die lumbale Wirbelkörperfusion gilt als Goldstandard zur Behandlung instabiler Segmente [23]. Die Nachteile der festen Fusion, wie die postoperativ auftretende Anschlusssegmentdegeneration, führten zur Entwicklung von dynamischen Implantaten. Sie sollen die segmentale Stabilität erhöhen, dorsale Strukturen wie die Facettengelenke entlasten und schmerzhaftige Bewegungen bei erhaltener Restbeweglichkeit begrenzen. Zurzeit stehen mehrere Implantatsysteme unterschiedlicher Bau- und Funktionsweise zur Verfügung, die allesamt operativ über einen dorsalen Zugang eingebracht werden. Zu diesen Implantaten gehören unter anderem das interspinöse Wallis-Implantat (Abbott Spine, Bordeaux, Frankreich) (Abbildung 2) [15, 63-66, 76] und das Pedikelschrauben-basierte Dynesys-Implantat (Zimmer GmbH, Winterthur, Schweiz) (Abbildung 3) [27, 43, 50, 58-60, 62, 69]. Sowohl das Wallis- als auch das Dynesys-Implantat sollen funktionell die Lücke zwischen alleiniger Dekompression und fester Fusion nach Dekompression schließen. Sie unterscheiden sich zum einen in ihrer Funktionsweise, zum anderen in der zur Implantation erforderlichen chirurgischen Technik. Das Wallis-Implantat ist ein interspinöser Platzhalter aus Polyetheretherketon (PEEK), der mit zwei Kordeln zwischen benachbarten Dornfortsätzen unter Spannung fixiert wird. Das interspinöse Implantat wurde zur Limitation von Flexions-, Extensions- und Rotationsbewegungen entwickelt; es soll die Facettengelenke und den posterioren Anulus fibrosus entlasten

und die Neuroforamina sowie den Spinalkanal offen halten [64]. Das Dynesys-Implantat ist ein bilaterales, Pedikelschrauben-basiertes System. Hier liegen beidseits Platzhalter aus Polycarbonat-Urethane (PCU) zwischen kranialem und kaudalem Schraubenkopf. Sie umgeben gespannte, an den Schraubenköpfen befestigte Bänder aus Polyethylen-Terephthalat (PET) (Abbildung 4). Beide Implantate, Wallis und Dynesys, werden bei ähnlichen Indikationen eingesetzt, meist mit dem Ziel der Stabilisierung eines lumbalen Segmentes nach Dekompression des Spinalkanals. Bei Recherche aktueller Literatur (Pubmed-Datenbank) finden sich viele Studien zu Dynesys, aber nur wenige zu Wallis. Derzeit ist keine Studie in der Literatur zu finden, die beide Implantate in einem biomechanischen *in vitro* Modell miteinander vergleicht. Das hier genutzte Pure-Moment-Belastungsverfahren ist in biomechanischen Studien zum Vergleich von Wirbelsäulenimplantaten weit verbreitet und wird zur Standardisierung von *in vitro* Versuchen empfohlen [79]. Die Pure-Moment-Technik ermöglicht die Anwendung gleichförmiger Belastungen auf spinale Bewegungssegmente.

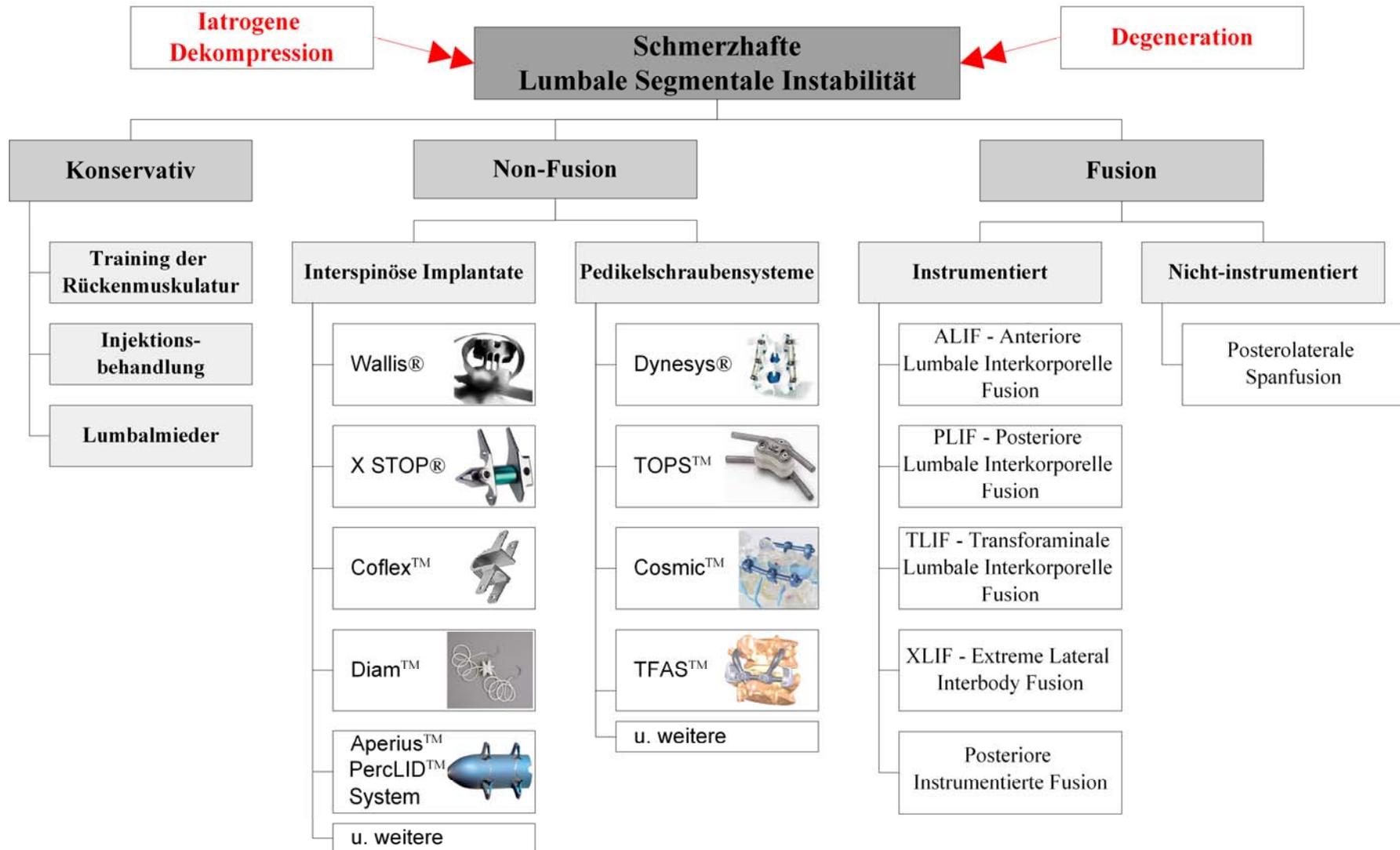
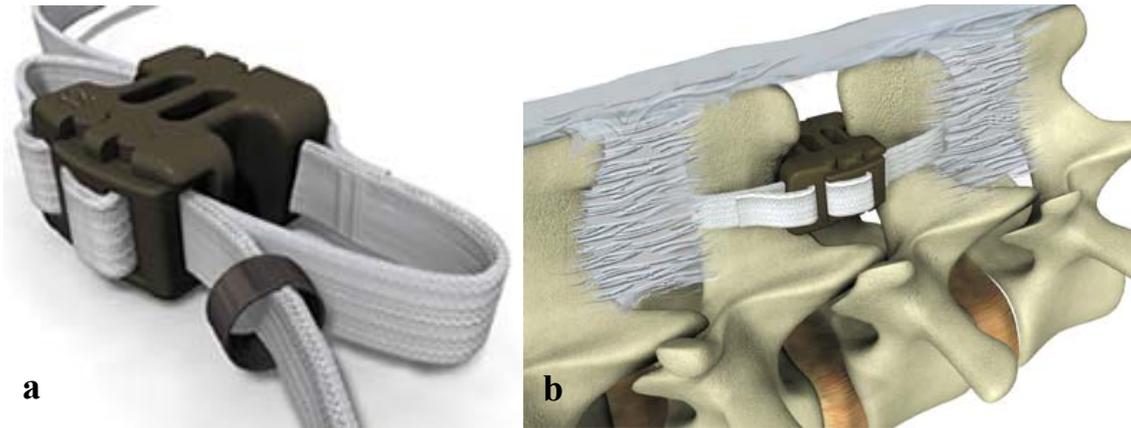


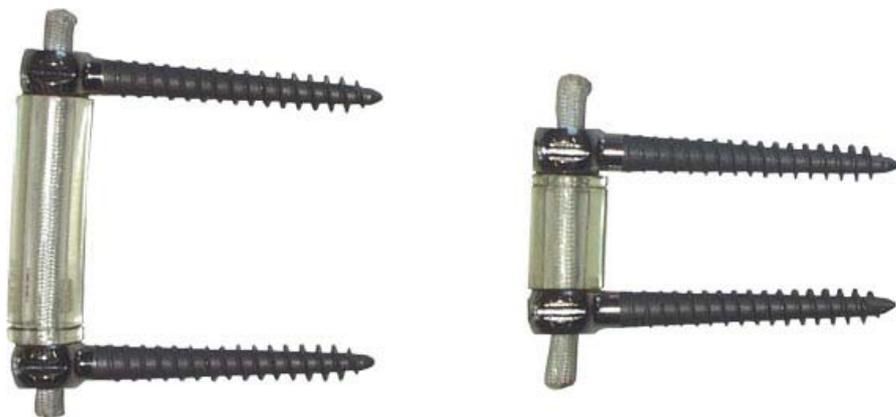
Abbildung 1: Ätiologie und Therapiemöglichkeiten der lumbalen segmentalen Instabilität.



**Abbildung 2:** Wallis (a); Wallis in interspinöser Lage (b).



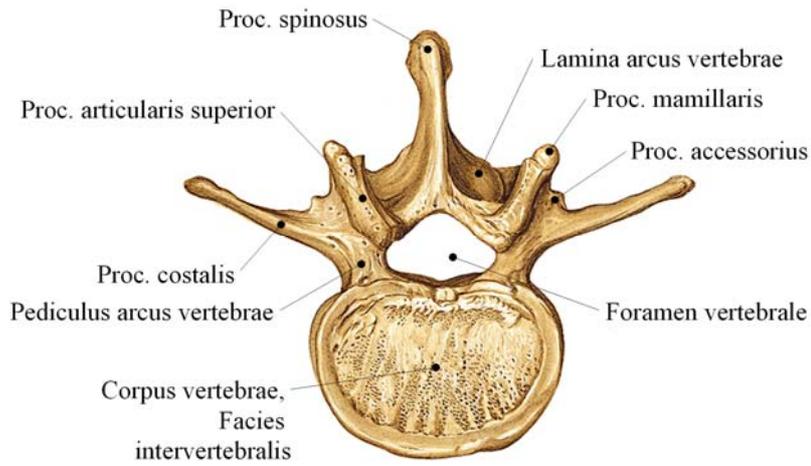
**Abbildung 3:** Dynesys bisegmental.



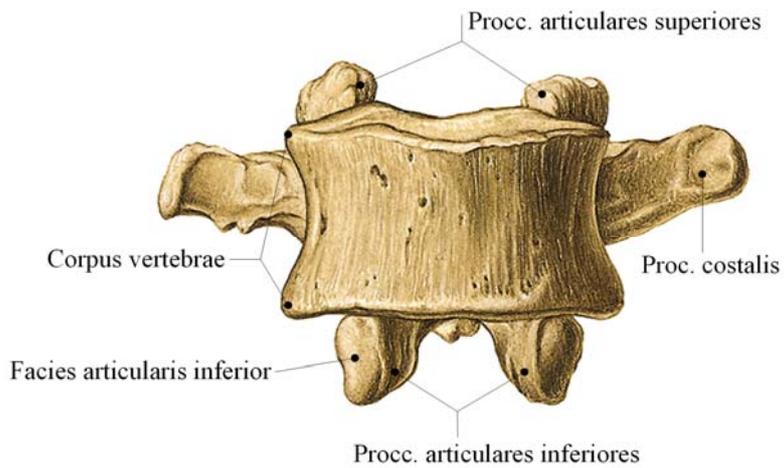
**Abbildung 4:** Pedikelschrauben, Platzhalter und Bänder des Dynesys-Implantats, dargestellt mit unterschiedlichen Platzhalterlängen.

## **1.2 Anatomie der (lumbalen) Wirbelsäule [57]**

Die Wirbelsäule bildet das bewegliche Achsenskelett des Körpers. Sie besteht aus sieben Hals-, zwölf Brust-, fünf Lenden-, fünf Kreuz- und vier Steißwirbeln. Die fünf Lendenwirbel liegen je von einer Bandscheibe (*Discus intervertebralis*) getrennt zwischen dem zwölften Brustwirbelkörper und dem Promontorium des *Os sacrum*. Zusammen bilden sie in der Sagittalebene eine Lordose. Ein Lendenwirbel besteht aus Wirbelkörper, Wirbelbogen und Wirbelfortsätzen (Abbildung 5a u. b). Die Wirbelkörper der Lendenwirbel sind in der Aufsicht etwa nierenförmig. Sie bestehen hauptsächlich aus *Spongiosa*, die von einer sehr dünnen, aber harten *Substantia corticalis* geschützt ist. Aus den Wirbelkörpern gehen nach dorsal beidseits Bogenfortsätze (*Pediculi*) hervor, die zusammen mit der Bogenplatte (*Lamina*) den Wirbelbogen (*Arcus vertebrae*) bilden. Die kranialen und kaudalen Einkerbungen (*Incisurae*) der Pedikel zweier angrenzender Wirbel bilden ein Zwischenwirbelloch (*Foramen intervertebrale*). Zu den Wirbelfortsätzen, die allesamt vom Wirbelbogen ausgehen, gehört der plattenförmige, horizontal liegende und nach dorsal gerichtete Dornfortsatz (*Processus spinosus*). Außerdem gehen vom Wirbelbogen je zwei obere und zwei untere Gelenkfortsätze (*Processus articulares*) ab. Die Gelenkflächen der Fortsätze von zwei angrenzenden Wirbeln bilden die Zwischenwirbelgelenke (*Articulationes zygapophysiales* oder Facettengelenke). Die Gelenkflächen liegen im Bereich der Lendenwirbelsäule nahezu sagittal. Darüber hinaus findet man seitlich Rippenrudimente, die als Rippenfortsätze (*Processus costales*) bezeichnet werden. Zum stabilisierenden Bandapparat der Wirbelsäule gehören das vordere und das hintere Längsband (*Ligg. longitudinale anterius et posterius*) (Abbildung 6). Sie verbinden Vorder- und Rückfläche angrenzender Wirbelkörper, hemmen übermäßige Extension und Flexion und sichern die Zwischenwirbelscheiben. Zwischen den Wirbelbögen verlaufen elastische *Ligamenta flava*. Ihre Rückstellkraft wirkt streckend und damit der nach vorne beugenden Schwerkraft des Rumpfes entgegen. Die zwischen den Dornfortsätzen verlaufenden interspinösen und supraspinösen Bänder (*Ligg. interspinale et supraspinale*) wirken ebenfalls einer übermäßigen Flexion der Wirbelsäule entgegen.

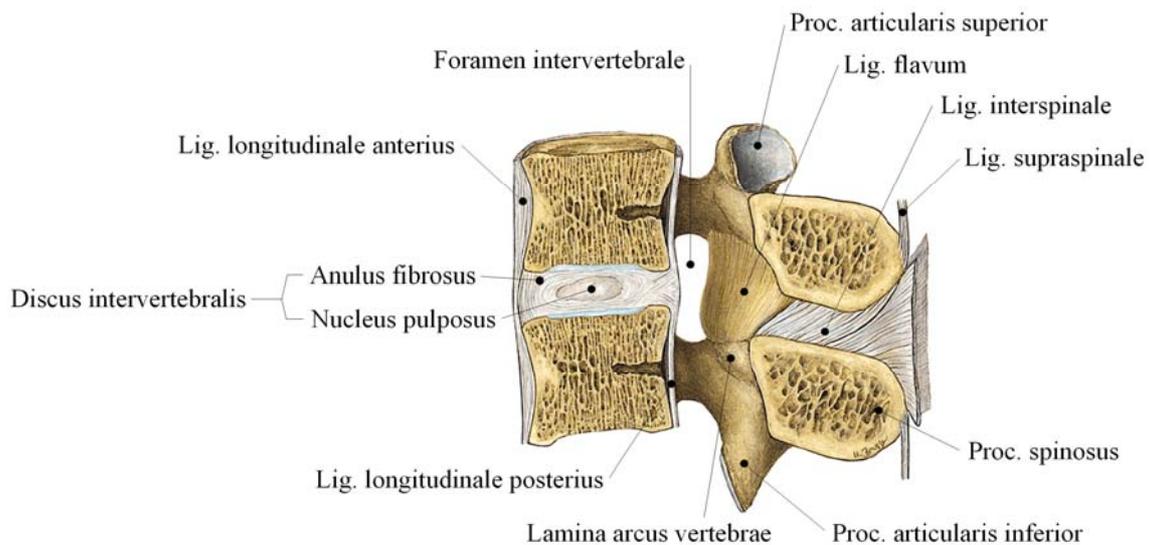


**Abbildung 5a**



**Abbildung 5b**

**Abbildung 5:** 4. Lendenwirbel, Vertebra lumbalis IV; von kranial (a) und ventral (b). Modifiziert aus Sobotta: Atlas der Anatomie des Menschen, Urban und Schwarzenberg, 1998 [29].



**Abbildung 6:** Lumbales Bewegungssegment; Schema, Medianschnitt. Modifiziert aus Sobotta: Atlas der Anatomie des Menschen, Urban und Schwarzenberg, 1998 [29].

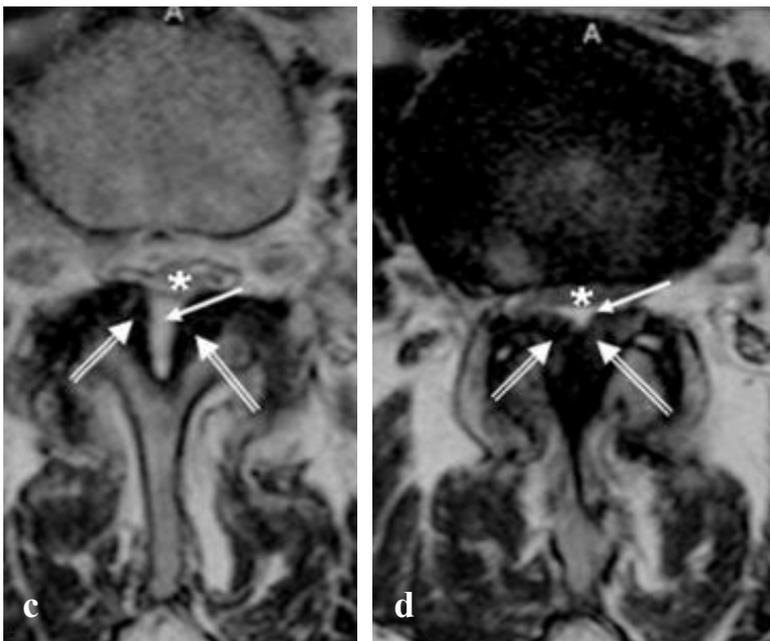
### 1.3 Lumbale Spinalkanalstenose

Die lumbale Spinalkanalstenose ist ein weit verbreitetes Krankheitsbild. Sie ist definiert als eine Enge des Spinalkanals, die zu einer Kompression von intraspinalen vaskulären und nervalen Strukturen führt und mit Rückenschmerzen sowie belastungsabhängigen Symptomen in den Beinen (Claudicatio spinalis) einhergeht. Aufgrund der zunehmenden Alterung der Allgemeinbevölkerung, des steigenden Anspruchs an Lebensqualität und der Steigerung von Qualität und Verfügbarkeit radiologischer Schnittbildverfahren werden immer mehr lumbale Spinalkanalstenosen diagnostiziert und behandelt. Die Inzidenz der lumbalen Spinalkanalstenose wird mit 5/100000 angegeben [33]. Sie ist derzeit für den überwiegenden Anteil an Lendenwirbelsäulenoperationen verantwortlich und stellt den am schnellsten wachsenden Grund für Wirbelsäulenoperationen bei über 65-Jährigen dar [16]. Es wird zwischen einer zentralen, einer Rezessus- und einer Foramenstenose unterschieden. Degenerative Veränderungen der lumbalen Wirbelsäule sind die häufigste Ursache der lumbalen Spinalkanalstenose. Eine degenerative Bandscheibe führt zu einer Höhenminderung des Bandscheibenfachs. Folge ist eine Protrusion der Bandscheibe, die den Spinalkanal von ventral her einengt. Desweiteren bedingt die Höhenminderung eine Einengung von Rezessus und Foramina. sowie eine vermehrte Belastung der

Facettengelenke, die sich konsekutiv arthrotisch verändern. Es kommt zu knöchernen Anbauten der Gelenkfortsätze und zu Gelenkkapselhypertrophien. Eine durch die Höhenminderung bedingte Fältelung der Ligg. flava engt den Spinalkanal von dorsal her ein. Die Bandscheibendegeneration führt besonders stark in axialer Rotation zu einer segmentalen Instabilität [21, 41]. Ein klinischer Hinweis für eine begleitende segmentale Instabilität bei lumbaler Spinalkanalstenose kann eine im Verhältnis zur Beinschmerzkomponente stärker ausgeprägte Kreuzschmerzkomponente sein [61]. Mittels MR-Schnittbildverfahren lassen sich bei Patienten mit lumbaler Spinalkanalstenose zudem häufig Hypertrophien der Ligg. flava darstellen. Die hypertrophierten Ligg. flava zeigen histologisch fibrotische Veränderungen, deren Ursache in der akkumulierten, mechanischen Belastung im Alter liegt [56]. Klinisch und radiologisch unterscheidet man weiter zwischen einer relativen und einer absoluten lumbalen Spinalkanalstenose. Die relative Spinalkanalstenose zeigt in der MR-Bildgebung noch einen Randsaum an epiduralem Fettgewebe und einen deutlichen Liquorraum (Abbildung 7a, b). Klinisch ist sie meist asymptomatisch. Die absolute Spinalkanalstenose zeigt radiologisch keinen Reserveraum mehr und ist meist symptomatisch (Abbildung 7c, d). Betroffene Patienten klagen über Kreuzschmerzen mit Ausstrahlung in das Bein oder in den Fuß. Weitere mögliche Symptome sind Muskelschwäche, Empfindungsstörungen und eine Beeinträchtigung der Blasen- und Darmfunktion. Die Schmerzen sind häufig stechend und treten in der Mehrzahl plötzlich auf. Charakteristisch für die lumbale Spinalkanalstenose ist die Claudicatio spinalis: Längere Gehstrecken führen zu vermehrter, Gehpausen zu verminderter lumboischialger Schmerzsymptomatik. Vorneigung des Rumpfes und Sitzen werden von den Patienten als Entlastungshaltungen eingenommen. Eine Streckung des Rumpfes führt hingegen zu einer stärker ausgeprägten Beschwerdesymptomatik. Mit bildgebenden Verfahren wurde gezeigt, dass aus zunehmender Extension der Lendenwirbelsäule eine Abnahme der Querschnittsfläche des Spinalkanals resultiert, die das oben genannte Verhalten der Patienten bei symptomatischer Spinalkanalstenose erklärt [37, 48]. Zusammenfassend zeigt Abbildung 8 die Pathogenese der lumbalen Spinalkanalstenose.



**Abbildung 7a, b**



**Abbildung 7c, d**

**Abbildung 7:** T2-gewichtete Magnetresonanztomographie in axialer Schichtung bei Patient mit bisegmentaler lumbaler Spinalkanalstenose; relative Spinalkanalstenose in Höhe L4/5 (**a, b**); absolute Spinalkanalstenose in Höhe L3/4 (**c, d**); \* = Duraschlauch, → = Epidurales Fettgewebe, ==> = Lig. flavum.

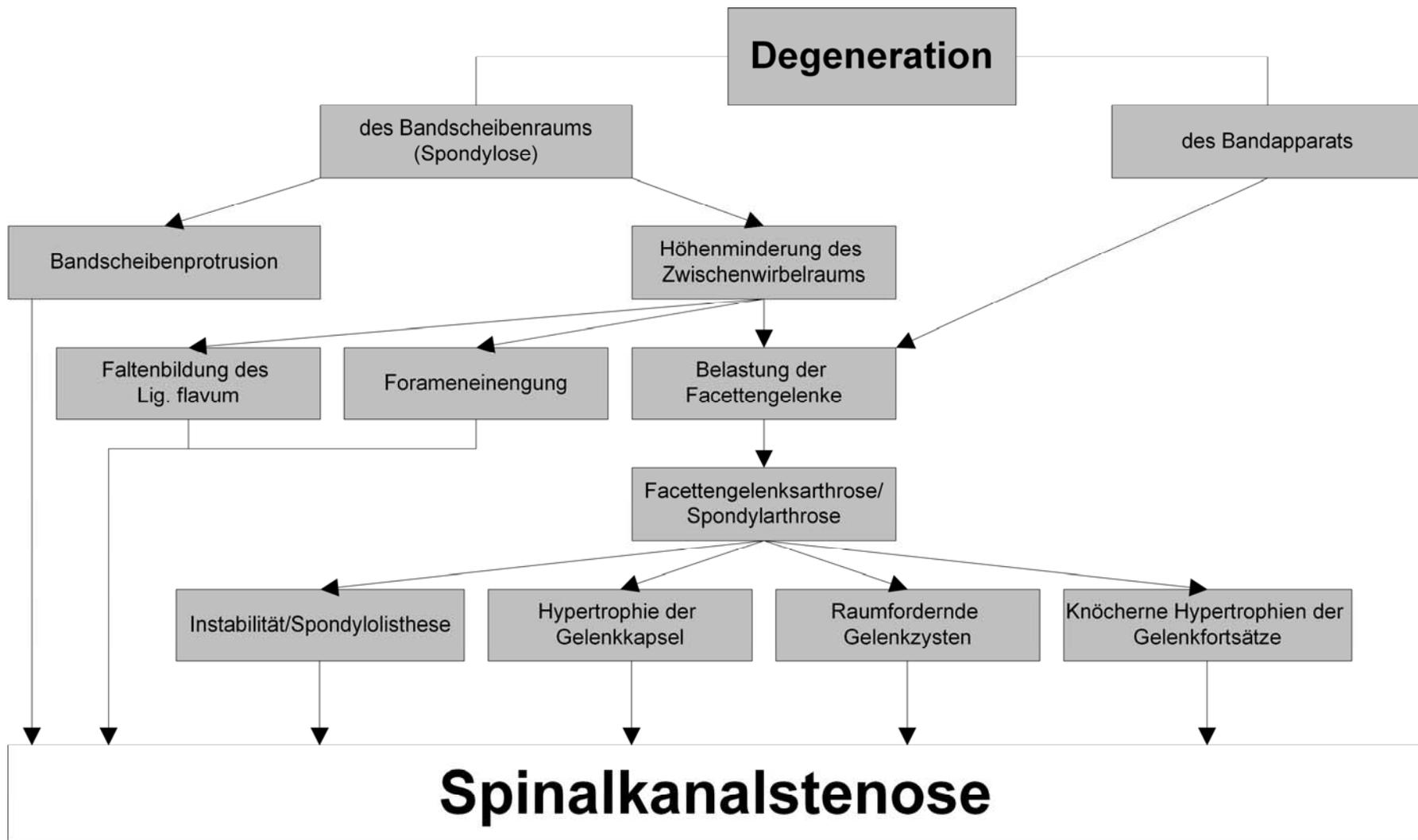


Abbildung 8: Pathogenese der lumbalen Spinalkanalstenose.

## 1.4 Dekompressionsverfahren

Vor der chirurgischen Dekompression steht bei leichter bis mäßiger Symptomatik der Versuch einer konservativen Therapie. Zur akuten Schmerzlinderung werden antiinflammatorische und myotonolytische Medikamente eingesetzt. Physikalische Maßnahmen und Traktionsbehandlungen detonisieren die Rückenmuskulatur. Flexionsübungen reduzieren das Ausmaß der Lendenwirbelsäulenlordose. Bei schmerzhaften Radikulopathien können zudem epidurale Steroidinfiltrationen angezeigt sein. Besonders bei begleitender segmentaler Instabilität kann ein entlordosierendes Korsett eine Linderung der Beschwerden erzielen. Ein erfolgloser konservativer Behandlungsversuch bei degenerativer lumbaler Spinalkanalstenose hat keinen negativen Einfluss auf das langfristige Ergebnis [4]. Primär sollten daher, wenn die Symptomatik des Patienten es erlaubt, konservative Therapieverfahren der chirurgischen Intervention vorgezogen werden. Chirurgische Dekompressionsverfahren werden zur Behandlung einer klinisch relevanten Spinalkanalstenose durchgeführt, wenn konservative Therapieansätze keine Linderung der Beschwerden schaffen. In mehreren klinischen Studien wurde gezeigt, dass Patienten mit persistierenden starken Schmerzen und mit progressiven neurologischen Funktionsstörungen von der chirurgischen Dekompression profitieren [3, 7, 8, 17]. Die Dekompression erzielt eine spontane Besserung des bewegungsabhängigen Beinschmerzes, weniger des Kreuzschmerzes [8, 61]. Etwa 69 % der Patienten, die sich einer chirurgischen Dekompression des Spinalkanals unterzogen haben, sind mit dem postoperativen Ergebnis zufrieden [23]. Ein häufiges Problem stellt jedoch die postoperative, schmerzhaft segmentale Instabilität dar. Sie führt zur Entwicklung knöcherner Anbauten und Hypertrophien stabilisierender Bänder (s. 1.3), um die Instabilität zu kompensieren [61]. Diese morphologischen Veränderungen können schließlich wieder in eine Spinalkanalstenose münden. Additiv werden daher häufig operative stabilisierende Maßnahmen durchgeführt (s. 1.5).

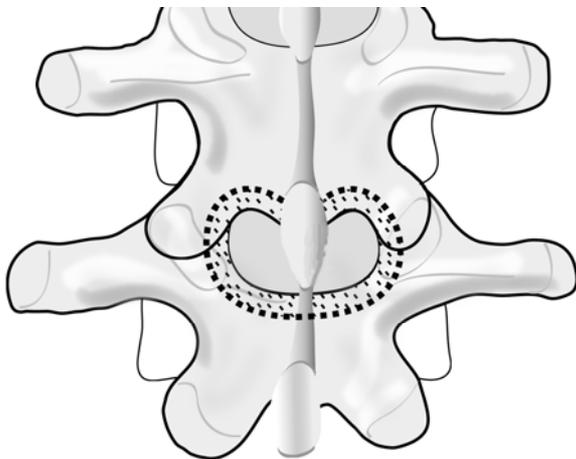
Zu den verschiedenen dekomprimierenden Verfahren gehören:

- 1) *Laminektomie*
- 2) *Hemilaminektomie*
- 3) *Laminotomie*
- 4) *Hemilaminotomie*

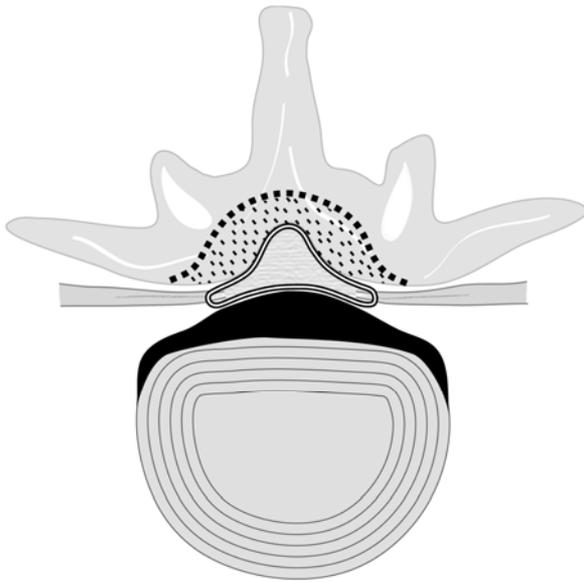
- 5) *Laminoplastie*
- 6) *Foraminotomie*
- 7) *Partielle oder totale Facettektomie*
- 8) *Mikroendoskopische Verfahren*
- 9) *Unterschneidende Dekompression.*

Die Unterschneidende Dekompression ist das in dieser Studie untersuchte Verfahren. Die Methode der Unterschneidenden Dekompression ist nicht eindeutig definiert. Sie kombiniert mehrere der oben genannten Verfahren und wurde wie folgt durchgeführt (Abbildung 9):

Die supra- und interspinösen Bänder und das Lig. flavum wurden mit dem Skalpell entfernt. Etwa 3 mm der kranialen und kaudalen Bogenplatte wurden reseziert, mediale Anteile der Facettengelenkkapsel mit einem kleinen Luer ausgedünnt und die Wirbelbögen und Facettengelenke unter Erhalt ihrer Kontinuität mit einer Stanze unterschritten. Der Gelenkspalt der Facettengelenke wurde nicht eröffnet, die Gelenkkapseln blieben intakt. Das entscheidende Kriterium war eine Kontinuität zwischen medialem Pedikel und medialem Facettengelenk (*in vivo* ist dann die Nervenwurzel sichtbar). Eine minimal-invasive Methode der Unterschneidenden Dekompression ist die in mehreren Studien beschriebene, bilaterale Over-the-top-Dekompression [39, 61, 74]. Sie ist weniger instabilisierend, kann aber eine Reststenose belassen.



**Abbildung 9a**



**Abbildung 9b**

**Abbildung 9:** Unterschneidende Spinalkanaldekompensation: Die gepunkteten Flächen markieren das entfernte Gewebe. Nicht dargestellt ist die Entfernung der supra- und interspinösen Bänder; von dorsal (**a**) und kranial (**b**).

## 1.5 Stabilisierungsverfahren

Derzeit werden verschiedene Stabilisierungsverfahren zur Behandlung einer lumbalen segmentalen Instabilität angewendet. Abbildung 1 zeigt das mögliche Therapieregime bei Instabilität. Wenn konservative Maßnahmen erfolglos bleiben, werden seit neuerem dynamische Non-Fusion-Techniken eingesetzt. (s. 1.1 und 5.1) Trotzdem stellen die etablierten Fusionstechniken immer noch die Regel dar. In dieser Gruppe weisen die instrumentierten Verfahren im Vergleich zu nicht-instrumentierten Techniken Vorteile auf. Instrumentierte Fusionstechniken erreichen eine höhere Fusionsrate [38]. Zudem lassen sich begleitende Wirbelsäulendeformitäten besser korrigieren, und die hohe Primärstabilität erlaubt eine frühe Mobilisation des Patienten. Das Gesamt-Outcome der instrumentierten Fusion ist der nicht-instrumentierten Fusion jedoch nicht überlegen [5, 38, 72]. Die feste Fusion eines Bewegungssegments nach Dekompression des Spinalkanals zeigt klinisch bessere Ergebnisse als die alleinige Dekompression; die Zufriedenheit der Patienten mit dem postoperativen Ergebnis steigt dadurch von 69 % auf 90 % [23].

## **2. Zielsetzung**

Das Ziel dieser Studie war, den Einfluss der Unterschneidenden Dekompression sowie der beiden Implantate auf den Bewegungsumfang (Range Of Motion = ROM) humaner, lumbaler, nicht-fixierter Wirbelsäulensegmente zu untersuchen. Es sollten folgende Bewegungen getestet werden: Flexion-Extension, isolierte Flexion, isolierte Extension, Lateralflexion und axiale Rotation. Zusätzlich zur ROM sollten die Neutrale Zone (NZ), die Neutralposition (NP) und der NZ/ROM-Quotient analysiert werden. Weiter sollte geprüft werden, wie sich unterschiedliche Längen der Dynesys-PCU-Platzhalter auf die relative Bewegungseinschränkung auswirken.

## **3. Material und Methoden**

### **3.1 Untersuchungsmaterial**

#### **3.1.1 Stichprobe**

Es wurden elf lumbale Wirbelsäulen von humanen, nicht-fixierten Körperspendern im Institut für Anatomie der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster seziiert (sieben weiblich, vier männlich; Durchschnittsalter: 77 Jahre; max.: 87 Jahre, min.: 65 Jahre). Die Präparate wurden in Plastikbeuteln bei -20° C in Tiefkühltruhen gelagert und vor Testbeginn bei +6° C aufgetaut. Das Einfrieren und spätere Auftauen der Präparate hat dabei keinen Einfluss auf die Festigkeit und Elastizität von Bändern und Bandscheibe im Vergleich zu frischen Präparaten [18]. Nach dem Auftauen wurden die Segmente auf anatomische Besonderheiten, metastatische Prozesse und metabolische Erkrankungen hin überprüft. Die strukturelle Integrität der Präparate konnte durch eine Multidetektor-Spiralcomputertomographie (MDCT) sichergestellt werden. Die Bilder wurden mit einem 16-MDCT-Gerät (Somatom Sensation 16, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany) erstellt. Dabei wurden die Standardeinstellungen für Wirbelsäulen-CTs verwendet (Schichtdicke: 16 x 1,5mm, 120 KV, Pitch: 0,75, Dosis: 300 mAs). Bei den zu testenden Präparaten ließen sich weder Frakturen noch Neoplasien oder Zeichen schwerer Systemerkrankungen feststellen.

### **3.1.2 Präparation der Wirbelsäulen und Vorbereitung der Wirbel zur Fixation**

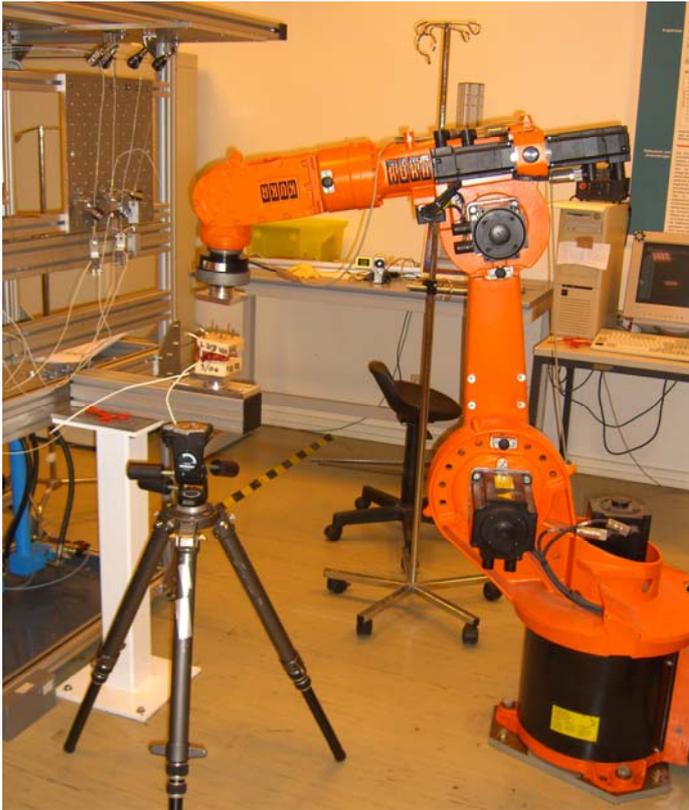
Nach dem Auftauen wurden insgesamt 21 lumbale Bewegungssegmente durch Präparation isoliert (6 x L1/2; 5 x L2/3; 5 x L3/4; 5 x L4/5). Umgebendes Fettgewebe und Muskulatur eines jeden Segments wurden weitestgehend abpräpariert. Die stabilisierenden Bänder (Ligg. longitudinale anterior und posterior, Lig. flavum, Ligg. interspinale und supraspinale), die Bandscheibe und die Facettengelenke mit Gelenkkapseln blieben erhalten. Um die Bewegungssegmente in dem Wirbelsäulentestgerät fixieren zu können, wurden die kraniale Deckplatte und die kaudale Grundplatte sowie je ein Drittel des kranialen und kaudalen Wirbelkörpers in ein Zwei-Komponenten-Polyurethan-Gießharz (UREOL FC 53, Vantico GmbH, Wehr, Germany) eingegossen ohne die segmentale Bewegungsfreiheit einzuschränken. Dafür wurden vier Schrauben (M5 x 30 mm) an der Grundplatte einer Metallgussform angebracht. Jede Schraube wurde mit zwei Muttern befestigt, eine innen, die andere außen. Beide Muttern hatten direkten Kontakt zur Grundplatte. Die Schraubenköpfe lagen innerhalb, die Schraubenspitzen außerhalb der Gussform. Die Schraubenspitzen sollten zur problemlosen Fixation im Testgerät etwa 1 cm ab Unterkante Grundplatte herausragen. Um eine stabile Verbindung zwischen Wirbelkörper und Gießharz herzustellen, wurden drei Holzschrauben (4.0 x 30 mm) in Form eines Dreiecks (dorsal eine Schraube, ventral zwei Schrauben) angeordnet und senkrecht in die freie Wirbelkörperplatte geschraubt. Die Bandscheibe und der Bohrkanal der Pedikelschrauben des Dynesys-Implantats blieben von den Holzschrauben unberührt. Das Wirbelsäulensegment wurde auf der Grundplatte in der Metallgussform ausgerichtet. Die drei Holzschrauben dienten als Standbeine. Die Bandscheibe wurde in Horizontalebene eingestellt und das Zwei-Komponenten-Kunstharz angemischt. Anschließend wurden Wirbelkörperplatte sowie ein Drittel des Wirbelkörpers eingegossen. Nach 15-minütiger Aushärtung unter Raumtemperatur wurde das Präparat durch Entfernung der außen liegenden Muttern aus der Gussform gelöst. Schließlich wurde der zweite Wirbelkörper desselben Bewegungssegments ebenfalls in oben beschriebener Weise eingegossen. Aus den ausgehärteten Blöcken wurden Stücke mit einer oszillierenden Säge entfernt, um einen Zugang für die Pedikelschrauben des Dynesys-Systems zu erhalten. Die Verbindungsstabilität von Wirbelkörper und Gießharzblock wurde dadurch nicht beeinflusst.

## **3.2 Untersuchungsverfahren**

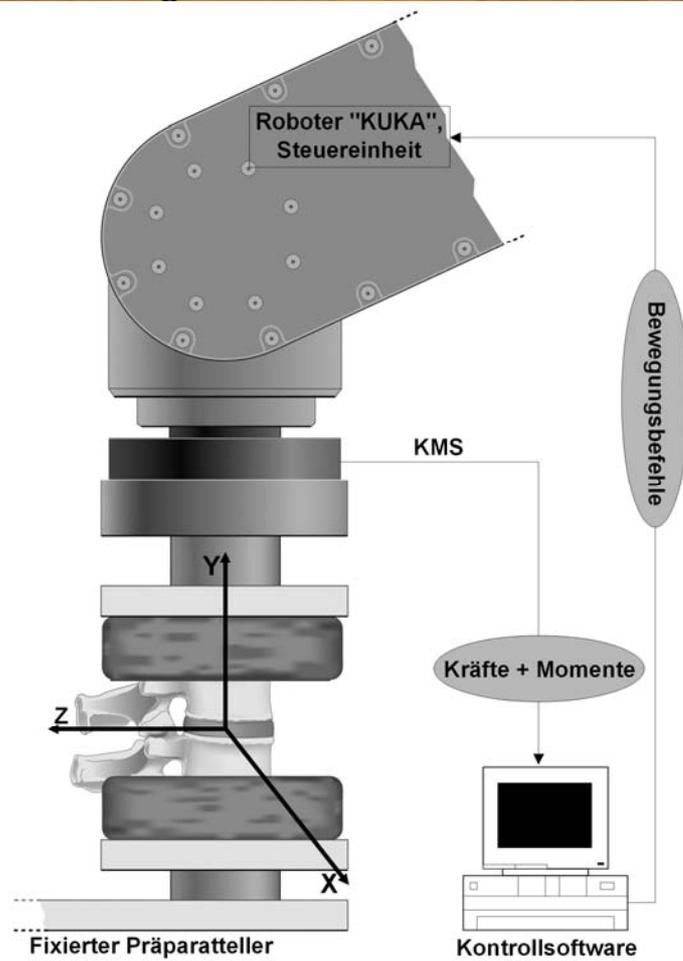
### **3.2.1 Roboter**

Zur Bestimmung der ROM, der Neutralen Zone und der Neutralposition wurde ein sensor-gesteuerter Industrieroboter (KUKA Roboter GmbH, Augsburg, Deutschland) (Abbildung 10) benutzt, der Pure-Moment-Belastungen in einem validierten Verfahren anwendet [30]. Als Sensoreinheit kam ein Sechs-Komponenten-Kraftmesssensor (KMS) zur Anwendung (IpeA GmbH, Berlin, Deutschland). Der modifizierte Industrieroboter diente als Bewegungsgenerator. Er arbeitete mit einer Winkelgeschwindigkeit von  $2,5^\circ/\text{min}$ . Zum kontrollierten Ablauf der generierten Bewegungen wurden die Daten (Kräfte und Momente) des Kraftmessensors in Echtzeit der zentralen Steuerungssoftware zugeführt. Ein programmierter Algorithmus wertete die Daten aus und steuerte nahezu zeitgleich den Bewegungsablauf des Roboters. Die Auslenkung des Roboters konnte durch seine Position in einem virtuellen, dreidimensionalen Koordinatensystem bestimmt werden. Der Ursprung des Koordinatensystems lag etwa im Rotationszentrum des untersuchten Bewegungssegmentes (Abbildung 11). Diese Position wurde experimentell ermittelt; es zeigte sich, dass geringe Abweichungen dieser Position keinen signifikanten Einfluss auf die Ergebnisse haben [49]. Die Präparate wurden zur Befestigung im Robotertestgerät zunächst mit ihrem kaudalen Gießharzblock am fixierten Präparatteller festgeschraubt. Ein identischer Präparatteller befand sich am Werkzeugaufnehmer des Roboterarms. Der Roboterarm wurde über das Präparat gebracht. Dann wurden Präparatteller und der kraniale Gießharzblock miteinander verschraubt. Die durch das Festschrauben entstehenden Kräfte und Spannungen im Präparat wurden im kraftfreien Modus durch Ausgleichsbewegungen des Roboters bereinigt. Das so eingespannte Präparat konnte nun die Testzyklen durchlaufen. Die bei der Bewegung des Roboters auftretenden Kräfte und Momente, bedingt durch die Rückstellkräfte des Präparats, wurden fortlaufend durch den KMS gemessen und zeitgleich an den Kontrollalgorithmus weitergeleitet. Dieser verglich die gemessenen Werte mit den maximalen Sollwerten, die zuvor in das Kontrollprogramm eingegeben wurden. In diesem Fall wurde ein maximales Drehmoment von  $\pm 5 \text{ Nm}$  vorgegeben. Bei Erreichung des maximalen Moments leitete der Kontrollalgorithmus die Gegenbewegung ein.

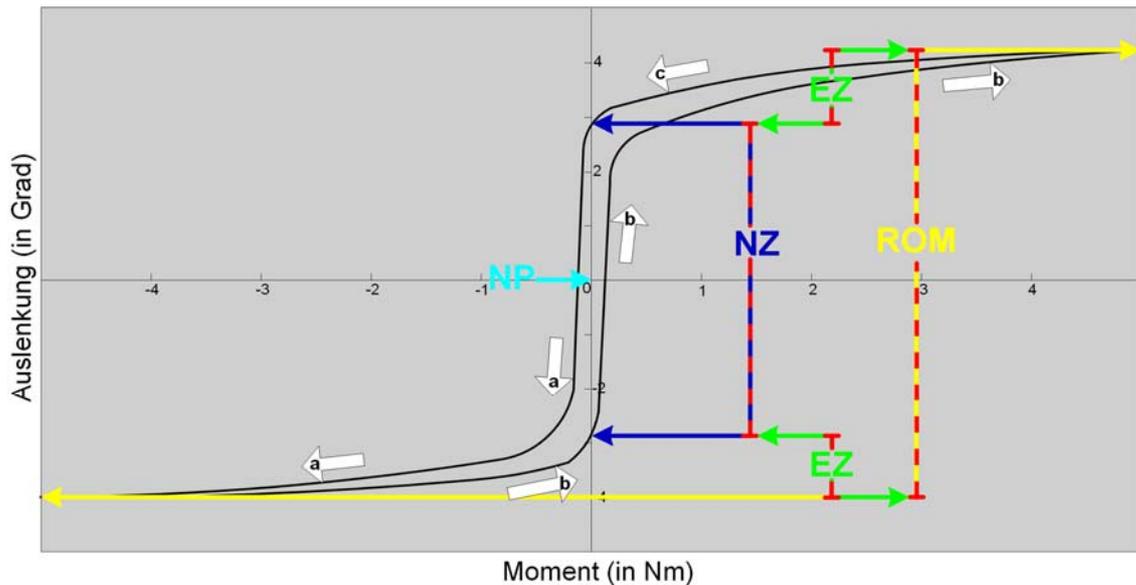
Momente um die jeweils nicht zu testenden zwei Sekundärachsen (Torsion) sollten auf 0 Nm gehalten werden (Präzision:  $<0,8$  Nm). Zudem sollten alle drei Achsen frei von Kräften sein (Translation). Sie wurden ebenfalls auf 0 N gehalten (Präzision:  $<10$  N). Die Robotersteuerung folgte den natürlichen Präparatbewegungen, die durch die internen Zug- und Druckverhältnisse der Präparate hervorgerufen wurden. Dies wird als Pure-Moment-Verfahren bezeichnet. Der Roboter führte somit eine Weg-gesteuerte, Kraft-limitierte Bewegung um die Primärachse aus. Dabei war gleichzeitig eine uneingeschränkte Beweglichkeit des Präparats um die Sekundärachsen gewährleistet. Das Gegenstück zum Kraft-limitierten Messverfahren ist das Weg-limitierte Messverfahren [31]. Letzteres erlaubt eine Quantifizierung der auftretenden Rückstellkräfte (in Nm) bei konstanter maximaler Auslenkung (in Grad) des Präparats. Zu Beginn wurden die Bewegungsumfänge von Flexion-Extension gemessen. Dabei fuhr der Roboter zuerst in die Bewegungsrichtung Extension, dann Flexion. Dann wurden die Lateralflexion und schließlich die axiale Rotation untersucht. Der Roboter fuhr dabei zuerst nach links, dann nach rechts. Pro Bewegungsrichtung wurden drei Belastungs- und drei Entlastungszyklen bis  $\pm 5$  Nm durchgeführt. Abbildung 12 zeigt schematisch den letzten von drei Bewegungszyklen anhand einer Load-Displacement-Kurve.



**Abbildung 10:**  
Industrieroboter „KUKA“.



**Abbildung 11:**  
Schematische Darstellung des  
Kontrollalgorithmus und des  
virtuellen Koordinatensystems.



**Abbildung 12:** Schematische Darstellung eines Versuchszyklus. Die Ordinate gibt die vom Roboter gemessenen Auslenkungen (in Grad) um die Primärachse wieder. Auf der Abszisse sind die vom Sechs-Komponenten-Kraftmesssensor gemessenen Momente (in Nm) abzulesen. Eingezeichnet sind Bewegungsumfang (ROM), Neutrale Zone (NZ), Neutralposition (NP) und Elastische Zone (EZ). Beispielhaft fährt der Roboter von der Neutralposition ausgehend erst in Richtung Extension bis -5 Nm (**a**), dann in Richtung Flexion bis +5 Nm (**b**) und schließlich wieder zurück Richtung Extension (**c**) bis zur Neutralposition. Die weißen Pfeile geben den Ablauf der Bewegung an.

### 3.2.2 Gesamtbewegungsumfang (ROM)

Der Gesamtbewegungsumfang (Bewegungsumfang, Range of Motion, ROM) eines lumbalen Wirbelsäulensegmentes hängt von den Kräften und Momenten ab, die auf das Präparat wirken. Der Gesamtbewegungsumfang steigt mit Zunahme der Belastung. Außerdem wird der Gesamtbewegungsumfang von der Rückstellkraft beeinflusst, die durch die anatomischen Strukturen (gelenkige Verbindungen, Bänder, Bandscheibe etc.) des Wirbelsäulensegments aufgebaut wird. Je rigider die gelenkige Verbindung zwischen beiden Wirbeln ist, desto größer ist auch die Rückstellkraft und desto kleiner der gemessene Gesamtbewegungsumfang. Die ROM setzt sich aus einer Neutralen Zone (s. 3.2.3) und einer Elastischen Zone (s. 3.2.4) zusammen. Die ROM wurde als gemessener Winkel zwischen der Belastung von -5 bis +5 Nm im letzten von drei Bewegungszyklen definiert. Dieses Vorgehen stützt sich auf empfohlene Testkriterien

für spinale Implantate, bei denen für alle Messungen gilt: die ersten beiden Zyklen sind Vorzyklen, der dritten Zyklus dient der Datenanalyse [79].

### **3.2.3 Neutrale Zone (NZ)**

Die Neutrale Zone (NZ) beschreibt den Bewegungsbereich, in dem Bewegung keine Kraft erfordert. Im Bereich der Neutralen Zone ist die Steifigkeit minimal, die Flexibilität maximal. Die NZ ist als der Bereich zwischen zwei Punkten eines Bewegungszyklus definiert, in dem keine Kraft erforderlich ist, um diese Bewegung auszulösen. Die Neutrale Zone ist ein in biomechanischen Studien gebräuchliches absolutes Größenmaß zur Beschreibung von Segmentinstabilität [22, 41, 45, 82, 83]. Mit steigendem Wert der Neutralen Zone nimmt die Instabilität des lumbalen Wirbelsäulensegmentes zu.

### **3.2.4 Elastische Zone (EZ)**

Elastizität ist die Eigenschaft eines Stoffes, der einwirkenden Kraft einen mechanischen Widerstand entgegen zu setzen und nach dem Entlasten seine Ausgangsform wieder einzunehmen. Die Elastische Zone ist der Bereich des Bewegungsumfangs vom Ende der Neutralen Zone bis zur maximalen Auslenkung. Daher liegt bei jeder Bewegung ein Teil der Elastischen Zone oberhalb, der andere Teil unterhalb der Neutralen Zone (Abbildung 12). Addiert man Neutrale Zone und Elastische Zone erhält man den Gesamtbewegungsumfang (ROM, s. 3.2.2).

### **3.2.5 Plastische Zone (PZ)**

Die Plastische Verformung oder Plastizität beschreibt die Fähigkeit fester Stoffe sich unter einer Krafteinwirkung irreversibel zu verformen und diese Form nach der Einwirkung beizubehalten. Die Plastische Zone wird erreicht, wenn die Belastung zu einer irreversiblen Schädigung der strukturellen Integrität führt (Zerreißen von Bändern, knöchernen Frakturen). Sie schließt sich an die Elastische Zone an. In den hier durchgeführten Versuchen wurden die Präparate mit  $\pm 5$  Nm belastet. Die Plastische Zone wurde in keiner Messung erreicht.

### **3.2.6 Neutralposition (NP)**

Die Neutralposition (NP) ist die Lage eines Körpers, in der keine äußeren Kräfte und Momente auf ihn einwirken. Die Lage wird dann allein aufgrund der internen Zug- und

Druckverhältnisse durch Bänder, Bandscheibe und Gelenkkapseln eingenommen. In den *in vitro* Versuchen dieser Studie konnte der Einfluss von Muskulatur und Fettgewebe auf die Neutralposition nicht berücksichtigt werden. Damit wurde ausschließlich die intrinsische Neutralposition bestimmt. Die Neutralposition wird zur Berechnung isolierter Bewegungen genutzt. Die ROM isolierter Bewegungen ist die Differenz der maximalen Auslenkungen und der Neutralposition (Abbildung 12). Die Neutralposition diente damit unter anderem zur ROM-Berechnung der isolierten Flexion und Extension. Bei der Nutzung eines sensor-gesteuerten Industrieroboters als Wirbelsäulentestgerät gibt es zwei mögliche Wege zur Bestimmung der Neutralposition. Zum einen kann die Position des Präparates nach verspannungsfreier Verschraubung im kraftfreien Modus als Neutralposition gelten [49]. Die Bestimmung der Neutralposition mit dieser Methode ist ungenau. Die Präparate werden zwar unbelastet im Wirbelsäulentestgerät fixiert, jedoch kann für die Neutralposition jeder beliebige Wert innerhalb der Neutralen Zone angenommen werden. Zum anderen kann die Neutralposition als Mittelpunkt der Neutralen Zone definiert werden. Wir haben uns für letztere Methode entschieden, da sie von Wilke et al. zur standardisierten Testung von Wirbelsäulenimplantaten empfohlen wird und eine bessere Vergleichbarkeit der Ergebnisse biomechanischer Studien erlaubt [79].

### **3.2.7 Neutrale-Zone/Bewegungsumfang-Quotient (NZ/ROM-Quotient)**

Der NZ/ROM-Quotient macht eine Aussage über die Elastizität eines Präparates in einer bestimmten Ebene. Elastizität ist die Eigenschaft fester Körper, ihre durch äußere Kräfte angenommene Deformation nach Beseitigung der Einwirkungen wieder rückgängig zu machen. Je näher der Wert des NZ/ROM-Quotienten bei 0 liegt, desto elastischer ist das getestete Präparat. Dies trifft jedoch nur zu, solange sich das Präparat in seiner Elastischen Zone befindet. Wenn durch äußere Krafteinwirkung die Elastische Zone des Präparats überschritten wird, entsteht eine irreversible Schädigung der strukturellen Integrität. Das Präparat befindet sich dann in der Plastischen Zone (s. 3.2.5). In der Literatur ist für den Begriff des NZ/ROM-Quotienten auch der des Instabilitätsindex gebräuchlich [83]. Er wird damit als ein relatives Größenmaß zur Beschreibung von Segmentinstabilität gesehen [41]. Analog zum NZ/ROM-Quotienten lässt sich der EZ/ROM-Quotienten bestimmen.

Es gilt:  $NZ/ROM + EZ/ROM = 1$ .

### 3.3 Versuchsablauf

Pro Segment wurden nacheinander vier Messungen in jeweils vier unterschiedlichen Zuständen durchgeführt (Abbildung 13). Zuerst wurde jedes Segment im physiologischen, nativen Zustand in Flexion-Extension, Lateralflexion und axialer Rotation getestet. Die Präparate wiesen einen intakten Bandapparat auf, der weitestgehend frei von Muskulatur und Fettgewebe war. Anschließend wurde eine bilaterale, posteriore, Unterschneidende Dekompression des Spinalkanals durchgeführt. Zunächst wurden die supra- und interspinösen Bänder und das Lig. flavum mit einem Skalpell entfernt. Dann wurde mit einer Stanze eine Unterschneidung von Wirbelbögen und medialem Teil der Facettengelenke durchgeführt, bis keine Stufe mehr zwischen medialem Teil des Pedikels und medialem Teil des Facettengelenks erkennbar war. Die Kontinuität des Wirbelbogens und die Gelenkflächen der Facettengelenke blieben erhalten und stabil. Nun wurden die Präparate in den drei Ebenen untersucht. Nachfolgend wurde das Wallis-Implantat (Größe: 10) in allgemein üblicher chirurgischer Technik zwischen die Dornfortsätze des dekomprimierten Segmentes implantiert. Nun wurden die instrumentierten Präparate in den verschiedenen Ebenen getestet. Daraufhin wurde das Wallis-Implantat schonend entfernt und das Dynesys-Implantat (vier Pedikelschrauben: 6,4 x 45 mm) nach der vom Hersteller empfohlenen chirurgischen Technik implantiert. Der Härtegrad der Dynesys-Platzhalter (PCU) ist temperaturabhängig. Das Implantat wurde bei Raumtemperatur untersucht und nicht bei Körpertemperatur. Deshalb wurden in dieser Studie spezielle vom Hersteller bereitgestellte PCU-Platzhalter eingesetzt, die bei Raumtemperatur denselben Härtegrad aufweisen, wie die kommerziell erhältlichen PCU-Platzhalter bei Körpertemperatur [58]. Nach Implantation des Dynesys-Systems wurden die Präparate erneut in das Testgerät eingespannt und untersucht. Während der Versuche wurden die Präparate mit physiologischer Kochsalzlösung feucht gehalten. Jedes einzelne Segment wurde somit erst nativ, dann nach Unterschneidender Dekompression und schließlich mit zusätzlicher dynamischer Stabilisierung durch Wallis bzw. Dynesys getestet. Mit dem gewonnenen Datensatz wurden der Bewegungsumfang (ROM), die Neutrale Zone (NZ), die Neutralposition und der NZ/ROM-Quotient berechnet.

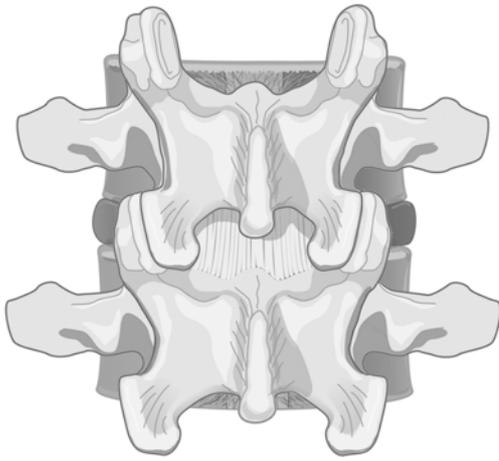


Abbildung 13a

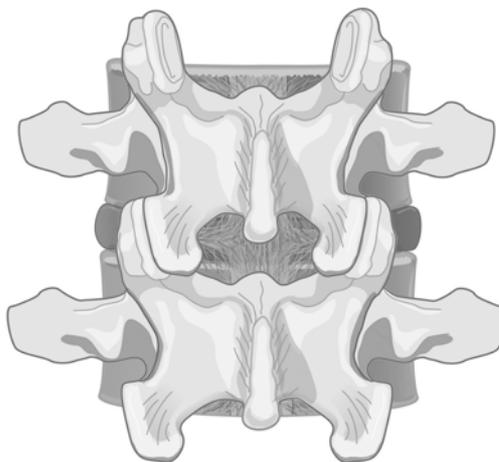


Abbildung 13b

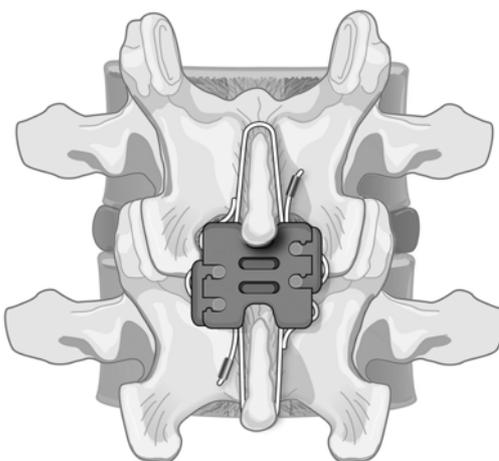
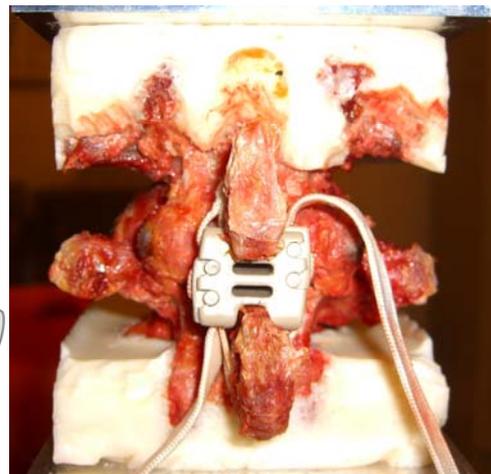
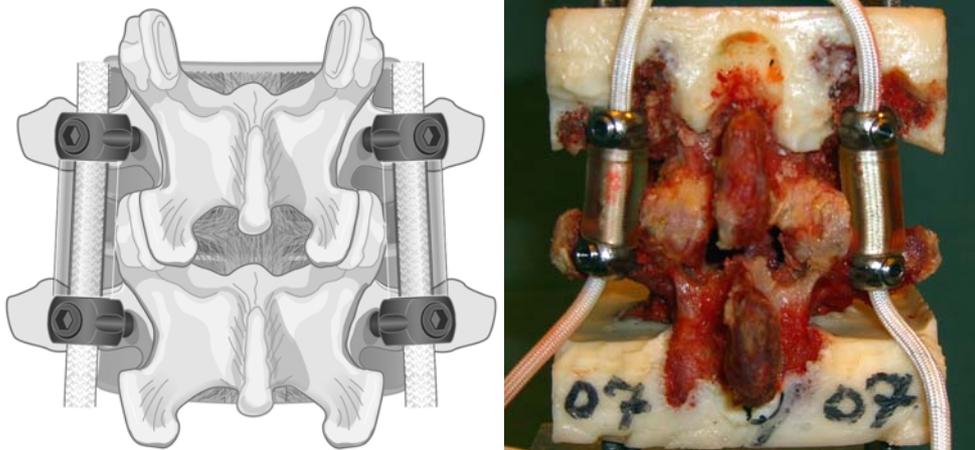


Abbildung 13c





**Abbildung 13d**

**Abbildung 13:** Zustände des getesteten Bewegungssegmentes: Nativ (a), Dekompression (b), Dekompression + Wallis (c), Dekompression + Dynesys (d); schematische und fotografische Darstellung; von dorsal.

### 3.4 Statistische Auswertungen

Die statistischen Auswertungen wurden mit der Software SPSS 14.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) durchgeführt. Vor Beginn der statistischen Auswertungen wurden die zu untersuchenden 21 Segmente nach ihrer Normalverteilung explorativ analysiert (Kolmogorov-Smirnow-Test). In der statistischen Analyse wurden explorative und nicht konfirmatorische Vergleiche durchgeführt. Daher mussten lediglich die individuellen und nicht die versuchsbezogenen Irrtumswahrscheinlichkeiten (p-Werte) berechnet werden. Es wurde keine Anpassung der Irrtumswahrscheinlichkeiten für multiple Signifikanztests vorgenommen. Einfach signifikante Ergebnisse wurden grundsätzlich als  $p \leq 0,05$ , hoch signifikante als  $p \leq 0,01$  definiert. Der nicht-parametrische Friedman-Test und der nicht-parametrische Wilcoxon-Test wurden zum Vergleich von verbundenen Stichproben herangezogen. Die beiden Tests sollten den Einfluss eines chirurgischen Eingriffs auf den Gesamtbewegungsumfang, die Neutrale Zone, die Neutralposition und den NZ/ROM-Quotienten darstellen. Der Friedman-Test sollte eine allgemeine Aussage darüber machen, ob die verschiedenen chirurgischen Eingriffe einen Einfluss auf die Parameter (ROM, NZ, NP, NZ/ROM) haben. Der Wilcoxon-Test wurde dann für einen direkten Vergleich der Werte zweier unterschiedlicher chirurgischer Zustände herangezogen. Beide Tests wurden sowohl für alle Segmente ( $n=21$ ) als auch für einzelne

Segmenthöhen (6x L1/2, 5x L2/3, 5x L3/4, 5x L4/5) durchgeführt. Der nicht-parametrische Kruskal-Wallis-Test wurde zum Vergleich unverbundener Stichproben durchgeführt. Zum einen sollte der Kruskal-Wallis-Test zeigen, ob sich die Bewegungsumfänge der verschiedenen nativen Segmenthöhen signifikant voneinander unterscheiden. Zum anderen sollte der Kruskal-Wallis-Test den allgemeinen Zusammenhang von Segmenthöhe und relativer Änderung der Parameterwerte durch einen chirurgischen Eingriff darstellen. Dazu mussten zunächst alle durchschnittlichen relativen Parameteränderungen zwischen zwei verschiedenen chirurgischen Zuständen berechnet werden. Die in Prozent angegebenen Daten wurden dann deskriptiv- und induktiv-statistisch analysiert. Die angegebenen Prozentmittelwerte wurden wie folgt berechnet:

Pro Segment wurde die prozentuale Änderung eines Parameterwertes durch einen chirurgischen Eingriff bestimmt. Dann erst wurde ein Mittelwert aus den berechneten Prozentwerten gebildet. Um den Zusammenhang von relativer Bewegungseinschränkung nach Dynesys-Implantation und der PCU-Platzhalterlänge darzustellen, wurde eine nicht-parametrische Korrelationsanalyse nach Pearson durchgeführt.

## **4. Ergebnisse**

### **4.1 ROM der Bewegungssegmente**

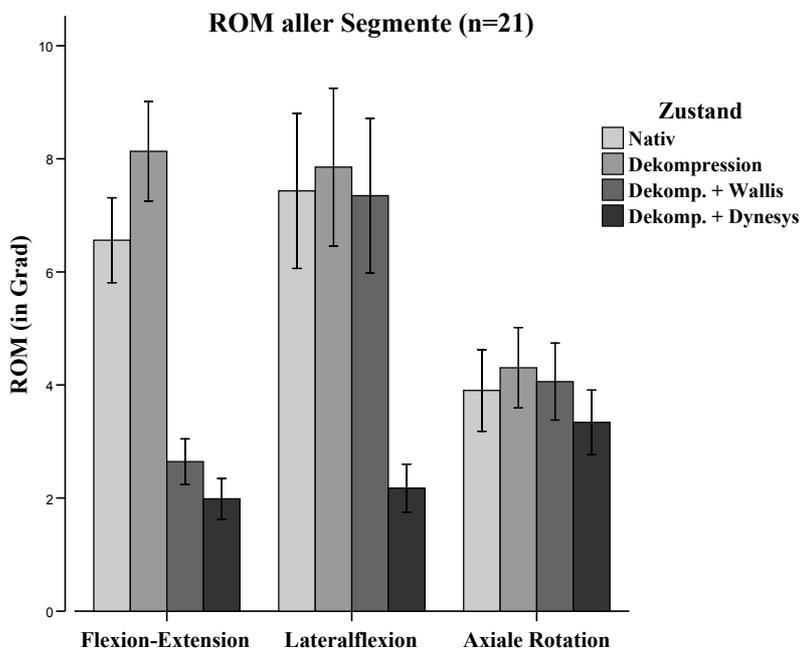
#### **4.1.1 Alle Segmenthöhen (n=21)**

Für alle 21 Segmente im physiologischen, nativen Zustand wurden folgende durchschnittliche Gesamtbewegungsumfänge gemessen: 6,6° für Flexion-Extension (3,6° für isolierte Flexion, 2,9° für isolierte Extension), 7,4° für Lateralflexion, 3,9° für axiale Rotation (Tabelle 1, Abbildung 14). Nach Unterschneidender Dekompression kam es zu einer hoch signifikanten ( $p < 0,001$ ) Vergrößerung der ROM: 26 % in Flexion-Extension (23 % in Flexion, 31 % in Extension), 6 % in Lateralflexion und 12 % in axialer Rotation (Tabelle 2). Die zusätzliche Implantation eines semi-rigiden Systems führte zu einer hoch signifikanten Verminderung der ROM im Vergleich zur alleinigen Dekompression: 66 % (Wallis;  $p < 0,001$ ) und 75 % (Dynesys;  $p < 0,001$ ) für Flexion-Extension, 62 % (Wallis;  $p < 0,001$ ) und 75 % (Dynesys;  $p < 0,001$ ) für Flexion, 70 % (Wallis;  $p < 0,001$ ) und 73 % (Dynesys;  $p < 0,001$ ) für Extension, 6 % (Wallis;  $p = 0,003$ )

und 70 % (Dynesys;  $p < 0,001$ ) für Lateralflexion, 5 % (Wallis;  $p = 0,002$ ) und 22 % (Dynesys;  $p < 0,001$ ) für axiale Rotation. Das Wallis- und das Dynesys-Implantat unterschieden sich signifikant in Bezug auf die Reduktion der ROM für alle kombinierten Bewegungen. Die Dynesys-Implantation nach Dekompression führte zu einer stärkeren Bewegungseinschränkung in Flexion-Extension (22 %;  $p = 0,001$ ), Lateralflexion (68 %;  $p < 0,001$ ) und axialer Rotation (18 %;  $p < 0,001$ ) im Vergleich zum Wallis-Implantat nach Dekompression. Der Einfluss von Wallis bzw. von Dynesys auf die ROM der isolierten Bewegungen zeigte im Vergleich keinen signifikanten Unterschied in Extension ( $p = 0,17$ ), in Flexion führte Dynesys aber zu einer hoch signifikanten Reduktion der ROM um 31 % ( $p < 0,001$ ). Im Vergleich zum Nativzustand zeigte die Instrumentation nach Dekompression eine hochsignifikante Einschränkung der ROM in Flexion-Extension für Wallis (58 %;  $p < 0,001$ ) und Dynesys (68 %;  $p < 0,001$ ) sowie in Lateralflexion und axialer Rotation für Dynesys (Lateralflexion: 68 %,  $p < 0,001$ ; axiale Rotation: 13 %,  $p < 0,001$ ). Dagegen erzielte Wallis nach Dekompression eine ROM-Abnahme in Lateralflexion von lediglich 1 % ( $p = 0,526$ ) und eine ROM-Zunahme in axialer Rotation von 6 % ( $p = 0,063$ ) im Vergleich zum Nativzustand. Die statistische Analyse mit dem Kruskal-Wallis-Test zeigte, dass die durch beide Implantate erzielte relative Bewegungseinschränkung unabhängig von der instrumentierten Segmenthöhe ist.

		<i>Bewegungsumfang (in Grad)</i>	<i>SD</i>
<i>Flexion-Extension</i>	<i>Nativ</i>	6,6	1,7
	<i>Dekompression</i>	8,1 ]**	1,9
	<i>Dekompression + Wallis</i>	2,6 ]**	0,9
	<i>Dekompression + Dynesys</i>	2,0 ]**	0,8
<i>Flexion</i>	<i>Nativ</i>	3,6	1,1
	<i>Dekompression</i>	4,3 ]**	1,1
	<i>Dekompression + Wallis</i>	1,6 ]**	0,6
	<i>Dekompression + Dynesys</i>	1,0 ]**	0,4
<i>Extension</i>	<i>Nativ</i>	2,9	0,7
	<i>Dekompression</i>	3,8 ]**	1,0
	<i>Dekompression + Wallis</i>	1,1 ]**	0,4
	<i>Dekompression + Dynesys</i>	1,0 ]n.s.	0,4
<i>Lateralflexion</i>	<i>Nativ</i>	7,4	3,0
	<i>Dekompression</i>	7,9 ]**	3,1
	<i>Dekompression + Wallis</i>	7,3 ]**	3,0
	<i>Dekompression + Dynesys</i>	2,2 ]**	0,9
<i>Axiale Rotation</i>	<i>Nativ</i>	3,9	1,6
	<i>Dekompression</i>	4,3 ]**	1,6
	<i>Dekompression + Wallis</i>	4,1 ]**	1,5
	<i>Dekompression + Dynesys</i>	3,3 ]**	1,3

**Tabelle 1:** Durchschnittlicher Bewegungsumfang (in Grad) aller 21 Segmente. Angabe von Signifikanzen (Wilcoxon-Test) zwischen ROM-Werten zweier Zustände: \*\* = hochsignifikant ( $p \leq 0,01$ ), \* = einfach signifikant ( $p \leq 0,05$ ), n.s. = nicht signifikant auf 0,05-Niveau. Standardabweichung in rechter Spalte angegeben (SD).



**Abbildung 14:** Durchschnittliche ROM (in Grad) aller 21 Segmente gruppiert nach Bewegung; 95 %-Konfidenzintervalle um Mittelwerte angegeben; Dekomp. = Dekompression.

	<i>Segmenthöhe</i>	<i>Flexion-Extension</i>	<i>Flexion</i>	<i>Extension</i>	<i>Lateralflexion</i>	<i>Aximale Rotation</i>
<i>Nativ vs. Dekompression</i>	<i>Alle Segmente</i>	+ 26 % **	+ 23 % **	+ 31 % **	+ 6 % **	+ 12 % **
	<i>L1/2</i>	+ 26 % *	+ 22 % *	+ 31 % *	+ 6 % *	+ 8 % *
	<i>L2/3</i>	+ 28 % *	+ 21 % *	+ 38 % *	+ 5 % *	+ 17 % *
	<i>L3/4</i>	+ 29 % *	+ 33 %	+ 29 % *	+ 3 %	+ 9 %
	<i>L4/5</i>	+ 21 % *	+ 17 % *	+ 26 % *	+ 11 % *	+ 16 % *
<i>Dekompression vs. Dekompression + Wallis</i>	<i>Alle Segmente</i>	- 66 % **	- 62 % **	- 70 % **	- 6 % **	- 5 % **
	<i>L1/2</i>	- 67 % *	- 61 % *	- 72 % *	- 4 %	- 5 % *
	<i>L2/3</i>	- 73 % *	- 72 % *	- 75 % *	- 7 % *	- 6 %
	<i>L3/4</i>	- 53 % *	- 44 % *	- 63 % *	+ 1 %	- 1 %
	<i>L4/5</i>	- 71 % *	- 71 % *	- 68 % *	- 15 % *	- 7 %
<i>Dekompression + Wallis vs. Dekompression + Dynesys</i>	<i>Alle Segmente</i>	- 22 % **	- 31 % **	- 7 %	- 68 % **	- 18 % **
	<i>L1/2</i>	- 22 %	- 27 %	- 12 %	- 51 % *	- 12 % *
	<i>L2/3</i>	- 4 %	- 18 %	+ 17 %	- 79 % *	- 24 % *
	<i>L3/4</i>	- 36 % *	- 47 %	- 19 %	- 69 % *	- 15 % *
	<i>L4/5</i>	- 24 % *	- 32 % *	- 11 %	- 75 % *	- 21 % *
<i>Dekompression vs. Dekompression + Dynesys</i>	<i>Alle Segmente</i>	- 75 % **	- 75 % **	- 73 % **	- 70 % **	- 22 % **
	<i>L1/2</i>	- 74 % *	- 73 % *	- 75 % *	- 53 % *	- 17 % *
	<i>L2/3</i>	- 76 % *	- 79 % *	- 72 % *	- 81 % *	- 29 % *
	<i>L3/4</i>	- 71 % *	- 70 % *	- 71 % *	- 69 % *	- 16 % *
	<i>L4/5</i>	- 78 % *	- 81 % *	- 74 % *	- 79 % *	- 27 % *
<i>Nativ vs. Dekompression + Wallis</i>	<i>Alle Segmente</i>	- 58 % **	- 54 % **	- 61 % **	- 1 %	+ 6 %
	<i>L1/2</i>	- 57 % *	- 53 % *	- 62 % *	+ 2 %	+ 2 %
	<i>L2/3</i>	- 67 % *	- 67 % *	- 66 % *	- 3 %	+ 10 %
	<i>L3/4</i>	- 43 % *	- 31 % *	- 54 % *	+ 4 % *	+ 7 % *
	<i>L4/5</i>	- 65 % *	- 66 % *	- 62 % *	- 6 %	+ 7 %
<i>Nativ vs. Dekompression + Dynesys</i>	<i>Alle Segmente</i>	- 68 % **	- 70 % **	- 65 % **	- 68 % **	- 13 % **
	<i>L1/2</i>	- 67 % *	- 66 % *	- 67 % *	- 50 % *	- 10 %
	<i>L2/3</i>	- 70 % *	- 75 % *	- 62 % *	- 80 % *	- 17 % *
	<i>L3/4</i>	- 64 % *	- 62 % *	- 64 % *	- 68 % *	- 9 %
	<i>L4/5</i>	- 74 % *	- 77 % *	- 68 % *	- 76 % *	- 15 %

**Tabelle 2:** Relative ROM-Unterschiede zwischen je zwei Zuständen für alle Segmente und einzelne Segmenthöhen. Die Werte beziehen sich jeweils auf den erstgenannten Zustand in der linken Spalte (Erster Zustand = 100 %). Ein positives Vorzeichen beschreibt eine ROM-Zunahme, ein negatives Vorzeichen eine ROM-Abnahme; Signifikanzen wurden mit dem Wilcoxon-Test berechnet und sind angegeben:

\*  $p \leq 0,05$ , \*\*  $p \leq 0,01$ .

#### 4.1.2 Einzelne Segmenthöhen

Bei Untersuchung des Nativzustandes wurde in Flexion-Extension für L1/2 eine ROM von  $5,6^\circ$ , für L2/3 und L3/4 von je  $6,4^\circ$  und für L4/5 von  $8,0^\circ$  gemessen (Tabelle 3). Bei Untersuchung der Lateralflexion wurde die größte ROM mit  $9,5^\circ$  bei L2/3, die kleinste mit  $5,8^\circ$  bei L1/2 gemessen. Die L3/4- und L4/5-Segmente lagen mit ROM-Werten von  $7,5^\circ$  bzw.  $7,2^\circ$  dazwischen. In axialer Rotation zeigten die mittleren Segmenthöhen einen ähnlich großen Bewegungsumfang (L2/3:  $4,2^\circ$ ; L3/4:  $4,9^\circ$ ). Die ROM-Werte der übrigen Segmenthöhen lagen mit  $3,2^\circ$  (L1/2) bzw.  $3,4^\circ$  (L4/5) darunter. Die Unterschneidende Dekompression führte in Flexion-Extension zu einer signifikanten Zunahme des Bewegungsumfanges zwischen 21 % (L4/5;  $p=0,043$ ) und 29 % (L3/4;  $p=0,043$ ) im Vergleich zum nativen Zustand. Die ROM der isolierten Flexion vergrößerte sich zwischen 17 % (L4/5;  $p=0,043$ ) und 33 % (L3/4,  $p=0,225$ ), die ROM der isolierten Extension zwischen 26 % (L4/5;  $p=0,043$ ) und 38 % (L2/3;  $p=0,043$ ). Die Unterschneidende Dekompression führte in Lateralflexion zu einer geringen, aber größtenteils signifikanten relativen ROM-Zunahme von 3 % (L3/4;  $p=0,345$ ) bis 11 % (L4/5;  $p=0,043$ ) auf allen Segmenthöhen. Auch in axialer Rotation konnte eine meist signifikante Vergrößerung der ROM für die einzelnen Segmenthöhen festgestellt werden. Hier lag die relative Bewegungszunahme durch die Dekompression zwischen 8 % (L1/2;  $p=0,28$ ) und 17 % (L2/3;  $p=0,43$ ). Die zusätzliche Wallis-Implantation verminderte die ROM auf allen Segmenthöhen signifikant in Flexion-Extension um 53 % (L3/4;  $p=0,043$ ) bis 73 % (L2/3;  $p=0,043$ ) verglichen mit dem Zustand nach Unterschneidender Dekompression. Dabei wurde die isolierte Flexion um 44 % (L3/4;  $p=0,043$ ) bis 72 % (L2/3;  $p=0,043$ ), die isolierte Extension um 63 % (L3/4;  $p=0,043$ ) bis 75 % (L2/3;  $p=0,043$ ) eingeschränkt. In Lateralflexion stabilisierte Wallis die Segmenthöhe L1/2 um 4 % ( $p=0,075$ ), L2/3 um 7 % ( $p=0,043$ ) und L4/5 um 15 % ( $p=0,043$ ), während für die L3/4-Segmente eine durchschnittliche relative ROM-Zunahme von 1 % ( $p=0,138$ ) gemessen wurde. In axialer Rotation führte das interspinöse Implantat zu einer geringen Stabilisierung auf allen Segmenthöhen im Vergleich zum dekomprimierten Zustand. Die relative Bewegungseinschränkung reichte dabei von 1 % für L3/4 ( $p=0,345$ ) bis 7 % für L4/5 ( $p=0,08$ ). Das Dynesys-Implantat führte in Flexion-Extension zu einer signifikanten relativen Abnahme der ROM zwischen 71 % (L3/4;  $p=0,043$ ) und 78 % (L4/5;  $p=0,043$ ) im Vergleich zum Zustand

nach Dekompression. Für die isolierte Flexion wurde eine relative ROM-Einschränkung von 70 % (L3/4;  $p=0,043$ ) bis 81 % (L4/5;  $p=0,043$ ), für die isolierte Extension von 71 % (L3/4;  $p=0,043$ ) bis 75 % (L1/2;  $p=0,028$ ) gemessen. Auch in Lateralflexion wurde eine signifikante ROM-Abnahme durch die Dynesys-Implantation auf allen Segmenthöhen gefunden. Diese war am stärksten auf L2/3 mit 81 % ( $p=0,043$ ), am schwächsten auf L1/2 mit 53 % ( $p=0,028$ ) ausgeprägt. Auch in axialer Rotation stabilisierte Dynesys die dekomprimierten Segmente aller Segmenthöhen signifikant. Hier reichte die relative Stabilisierung von 16 % für L3/4 ( $p=0,043$ ) bis 29 % für L2/3 ( $p=0,043$ ). Auf allen Segmenthöhen und in allen Ebenen (Ausnahme: isolierte Extension; L2/3) führte Dynesys nach Dekompression zu einer stärker ausgeprägten Stabilisierung als Wallis nach Dekompression: 4 % (L2/3;  $p=0,5$ ) bis 36 % (L3/4;  $p=0,043$ ) in Flexion-Extension, 51 % (L1/2;  $p=0,028$ ) bis 79 % (L2/3;  $p=0,043$ ) in Lateralflexion und 12 % (L1/2;  $p=0,046$ ) bis 24 % (L2/3;  $p=0,043$ ) in axialer Rotation. Der Vergleich der mit Wallis instrumentierten, dekomprimierten Segmente mit dem Nativzustand zeigte eine signifikante Abnahme der ROM in Flexion-Extension von  $5,6^\circ$  auf  $2,2^\circ$  ( $p=0,028$ ) für L1/2, von  $6,4^\circ$  auf  $2,1^\circ$  für L2/3 ( $p=0,043$ ), von  $6,4^\circ$  auf  $3,6^\circ$  für L3/4 ( $p=0,043$ ) und von  $8,0^\circ$  auf  $2,8^\circ$  für L4/5 ( $p=0,043$ ). Die Stabilisierung durch Wallis nach Dekompression im Vergleich zum Nativzustand war sowohl für die isolierte Flexion als auch für die isolierte Extension für alle Segmenthöhen einfach signifikant ( $p \leq 0,05$ ). In Lateralflexion waren die ROM-Werte der Wallis-instrumentierten Segmenthöhen L1/2 und L3/4 durchschnittlich um 2 % ( $p=0,917$ ) bzw. 4 % ( $p=0,043$ ) größer als die ROM-Werte der nativen Segmente. Der Bewegungsumfang der L2/3- und L4/5-Segmente war durchschnittlich um 3 % ( $p=0,273$ ) bzw. 6 % ( $p=0,08$ ) kleiner. In axialer Rotation wurden relative ROM-Zunahmen zwischen 2 % (L1/2;  $p=0,917$ ) und 10 % (L2/3;  $p=0,686$ ) gemessen. In Flexion-Extension zeigte Dynesys nach Dekompression eine ähnlich starke Bewegungseinschränkung wie Wallis im Vergleich zum Nativzustand. Die durchschnittliche Bewegungseinschränkung schwankte zwischen 64 % (L3/4;  $p=0,043$ ) und 74 % (L4/5;  $p=0,043$ ), ebenfalls mit einfachen Signifikanzen ( $p \leq 0,05$ ) für alle Segmenthöhen bei isolierter Flexion und Extension. In Lateralflexion und axialer Rotation wurden ebenfalls niedrigere ROM-Werte von Dekompression + Dynesys im relativen Vergleich zum Nativzustand gemessen: 50 % (L1/2;  $p=0,028$ ) bis 80 % (L2/3;

p=0,043) in Lateralflexion und 9 % (L3/4; p=0,08) bis 17 % (L2/3; p=0,043) in axialer Rotation. Die statistische Analyse mittels Kruskal-Wallis-Test zeigte keine signifikanten ROM-Unterschiede zwischen den verschiedenen nativen Segmenthöhen. Der Vergleich der relativen ROM-Änderungen von je zwei Zuständen erbrachte keinen signifikanten Einfluss der Segmenthöhe auf Flexion-Extension, isolierte Extension und axiale Rotation. Einfache Signifikanzen ( $p \leq 0,05$ ) fanden sich dagegen in Lateralflexion und isolierter Flexion zwischen alleiniger Dekompression und Dekompression + Wallis sowie in Lateralflexion zwischen alleiniger Dekompression und Dekompression + Dynesys. Einen abschließenden Vergleich des Bewegungsumfangs verschiedener Segmenthöhen ermöglicht Abbildung 15.

		<i>L1/2 (n=6)</i>		<i>L2/3 (n=5)</i>		<i>L3/4 (n=5)</i>		<i>L4/5 (n=5)</i>	
		<i>Mittelwert</i>	<i>SD</i>	<i>Mittelwert</i>	<i>SD</i>	<i>Mittelwert</i>	<i>SD</i>	<i>Mittelwert</i>	<i>SD</i>
<i>Flexion-Extension</i>	<i>Nativ</i>	5,6	1,8	6,4	1,2	6,4	1,5	8,0	1,5
	<i>Dekompression</i>	6,9 *	2,0	8,1 *	1,2	8,1 *	1,5	9,7 *	2,2
	<i>Dekompression + Wallis</i>	2,2 *	0,5	2,1 *	0,6	3,6 *	1,0	2,8 *	0,6
	<i>Dekompression + Dynesys</i>	1,7 (vs. Dekompression *)	0,5	1,9 (vs. Dekompression *)	0,2	2,4 * (vs. Dekompression *)	1,5	2,1 * (vs. Dekompression *)	0,4
<i>Flexion</i>	<i>Nativ</i>	2,9	0,9	3,7	0,7	3,4	1,0	4,7	0,9
	<i>Dekompression</i>	3,4 *	1,0	4,5 *	0,6	4,2	0,7	5,5 *	1,2
	<i>Dekompression + Wallis</i>	1,3 *	0,3	1,2 *	0,5	2,2 *	0,6	1,6 *	0,3
	<i>Dekompression + Dynesys</i>	0,9 (vs. Dekompression *)	0,3	0,9 (vs. Dekompression *)	0,1	1,2 (vs. Dekompression *)	0,7	1,0 * (vs. Dekompression *)	0,2
<i>Extension</i>	<i>Nativ</i>	2,7	0,9	2,7	0,6	3,0	0,7	3,3	0,7
	<i>Dekompression</i>	3,5 *	1,1	3,7 *	0,7	3,9 *	1,0	4,2 *	1,2
	<i>Dekompression + Wallis</i>	0,9 *	0,2	0,9 *	0,2	1,4 *	0,4	1,2 *	0,4
	<i>Dekompression + Dynesys</i>	0,8 (vs. Dekompression *)	0,2	1,0 (vs. Dekompression *)	0,2	1,2 (vs. Dekompression *)	0,8	1,0 (vs. Dekompression *)	0,2
<i>Lateral-flexion</i>	<i>Nativ</i>	5,8	2,5	9,5	3,9	7,5	2,6	7,2	2,4
	<i>Dekompression</i>	6,1 *	2,6	9,9 *	3,8	7,7	2,5	8,0 *	2,7
	<i>Dekompression + Wallis</i>	5,8	2,4	9,3 *	4,2	7,8	2,6	6,8 *	2,1
	<i>Dekompression + Dynesys</i>	2,7 * (vs. Dekompression *)	1,0	1,7 * (vs. Dekompression *)	0,2	2,5 * (vs. Dekompression *)	1,1	1,7 * (vs. Dekompression *)	0,9
<i>Axiale Rotation</i>	<i>Nativ</i>	3,2	1,3	4,2	2,5	4,9	0,9	3,4	1,0
	<i>Dekompression</i>	3,5 *	1,3	4,8 *	2,3	5,3	0,9	3,9 *	1,1
	<i>Dekompression + Wallis</i>	3,2 *	1,0	4,4	2,3	5,2	0,9	3,6	0,8
	<i>Dekompression + Dynesys</i>	2,8 * (vs. Dekompression *)	0,9	3,4 * (vs. Dekompression *)	1,7	4,5 * (vs. Dekompression *)	1,1	2,8 * (vs. Dekompression *)	0,6

**Tabelle 3:** Durchschnittliche ROM (in Grad) gruppiert nach Segmenthöhe in den vier verschiedenen Zuständen; SD = Standardabweichung. Die Signifikanzen wurden mit dem Wilcoxon-Test berechnet (\*  $p \leq 0,05$ ; \*\*  $p \leq 0,01$ ) und beziehen sich auf den Wert im nächst höher gelegenen Feld. Der ROM-Vergleich von Dynesys nach Dekompression mit alleiniger Dekompression ist mit „vs. Dekompression“ angegeben.

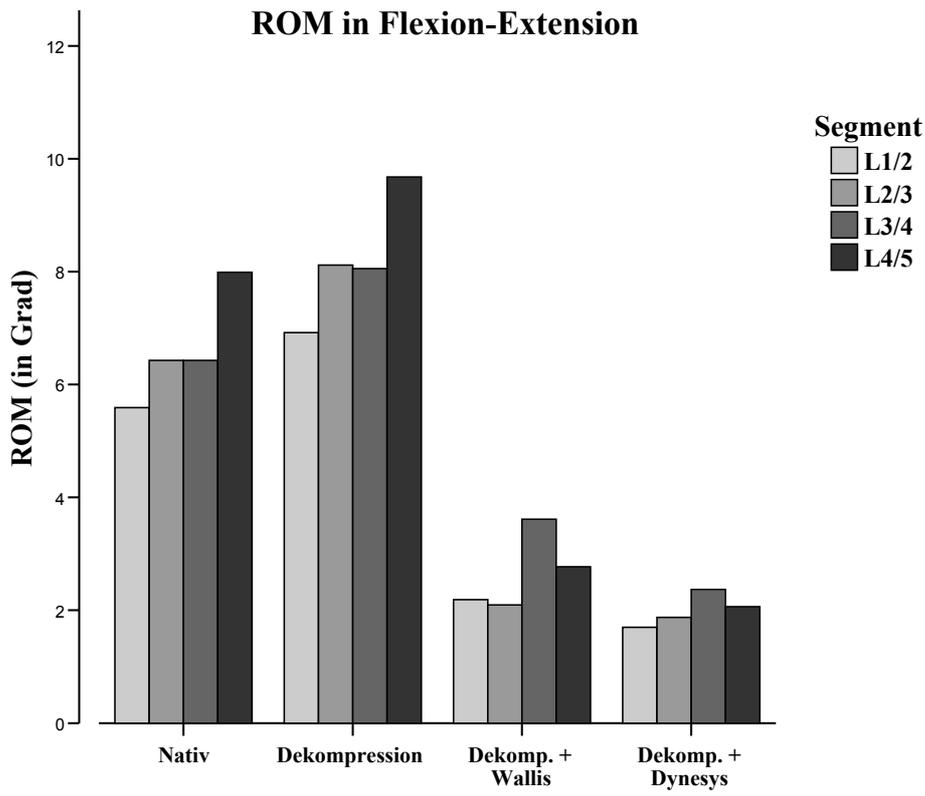


Abbildung 15a

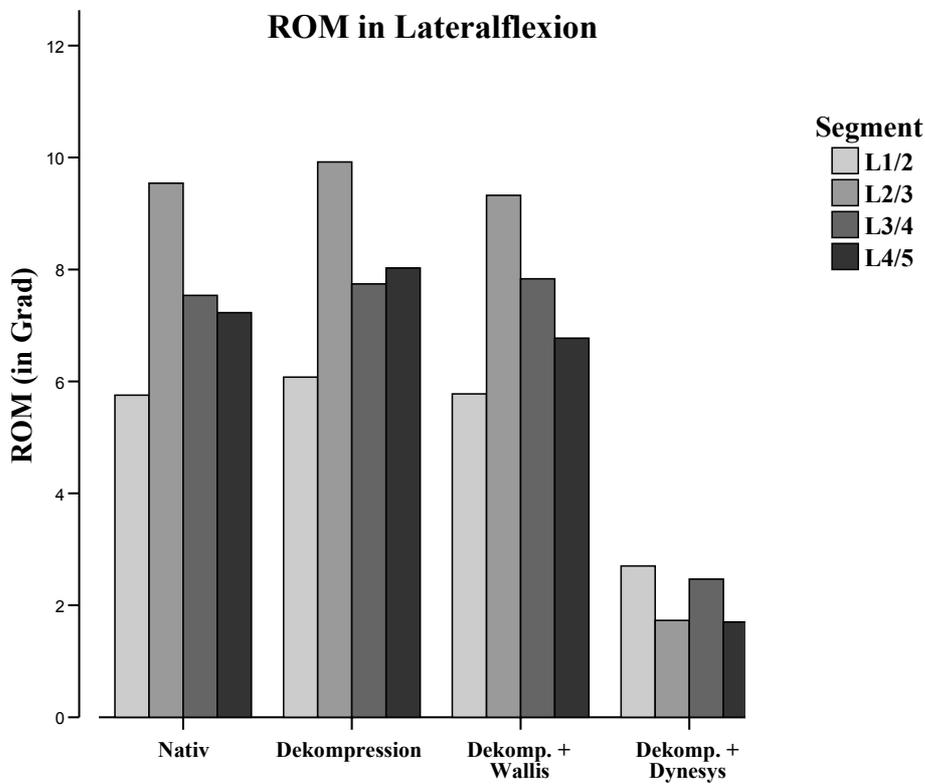
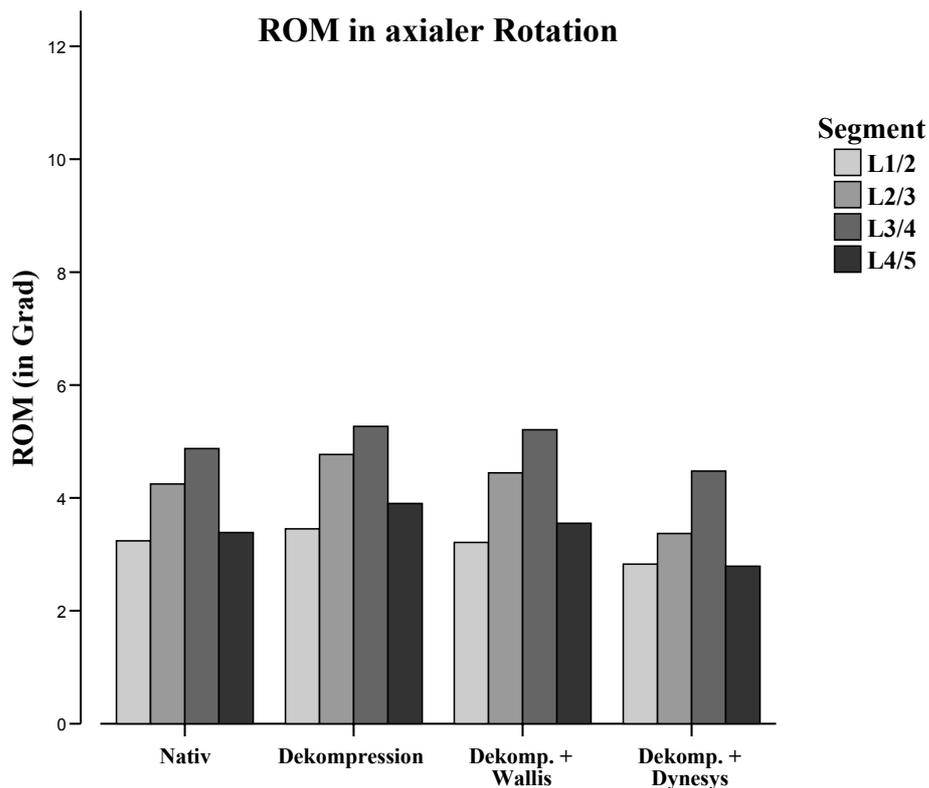


Abbildung 15b



**Abbildung 15c**

**Abbildung 15:** Durchschnittliche ROM (in Grad) in den drei Ebenen: Flexion-Extension (a), Lateralflexion (b) und axiale Rotation (c). Die Segmenthöhen sind nach Zustand gruppiert; Dekomp. = Dekompression.

## 4.2 Neutrale Zone

### 4.2.1 Alle Segmenthöhen (n=21)

Im Nativzustand wurden für die verschiedenen Bewegungen folgende durchschnittliche Werte für die Neutrale Zone (n=21) gemessen: 1,5° in Flexion-Extension, 1,9° in Lateralflexion und 1,0° in axialer Rotation (Tabelle 4). Durch die Unterschneidende Dekompression kam es in Flexion-Extension zu einer hochsignifikanten Vergrößerung der Neutralen Zone um durchschnittlich 46 % ( $p < 0,001$ ) auf 2,2°, in Lateralflexion um 14 % ( $p = 0,007$ ) auf 2,1° und in axialer Rotation zu einer einfach signifikanten Vergrößerung um 9 % ( $p = 0,015$ ) auf 1,1°. (Tabelle 5) Die anschließende Implantation der beiden semi-rigiden Systeme führte im jeweiligen Vergleich zur alleinigen Dekompression zu einer Verkleinerung der Neutralen Zone um 48 % (Wallis;  $p < 0,001$ ) und 54 % (Dynesys;  $p < 0,001$ ) in Flexion-Extension sowie um 4 % (Wallis;  $p = 0,159$ )

und 61 % (Dynesys;  $p < 0.001$ ) in Lateralflexion. In axialer Rotation kam es durch die Wallis-Implantation zu einer signifikanten Vergrößerung der Neutralen Zone um 25 % ( $p = 0,016$ ), während Dynesys eine hochsignifikante Verkleinerung der Neutralen Zone um 16 % ( $p = 0,005$ ) erreichte. Bei direktem Vergleich beider Implantate nach Unterschneidender Dekompression zeigte das Dynesys-Implantat eine 9 % ( $p = 0,122$ ) kleinere Neutrale Zone in Flexion-Extension und eine 59 % ( $p < 0,001$ ) kleinere Neutrale Zone in Lateralflexion. Aufgrund der unterschiedlichen Wirkweise der Implantate in axialer Rotation (Zunahme der Neutralen Zone durch Wallis, Abnahme durch Dynesys) wurde der Unterschied bei dieser Bewegung als hochsignifikant eingestuft ( $p < 0,001$ ). Im Vergleich zum Nativzustand erreichten die instrumentierten, dekomprimierten Segmente eine hoch signifikante Verkleinerung der Neutralen Zone um 26 % (Wallis;  $p = 0,004$ ) bzw. 33 % (Dynesys;  $p = 0,001$ ) in Flexion-Extension. In den übrigen Ebenen war die Neutrale Zone von Wallis nach Dekompression um 8 % (Lateralflexion;  $p = 0,244$ ) bzw. 35 % (axiale Rotation;  $p = 0,002$ ) größer als die der nativen Segmente. Die Neutrale Zone von Dynesys nach Dekompression war hingegen um 55 % (Lateralflexion;  $p \leq 0,001$ ) bzw. 8 % (axiale Rotation;  $p = 0,017$ ) kleiner.

		<i>Neutrale Zone (in Grad)</i>		<i>SD</i>
<i>Flexion-Extension</i>	<i>Nativ</i>	1,5		0,8
	<i>Dekompression</i>	2,2	]} **	1,1
	<i>Dekompression + Wallis</i>	0,9	]} **	0,5
	<i>Dekompression + Dynesys</i>	0,8	]} n.s. ] ** ] ** ] **	0,5
<i>Lateralflexion</i>	<i>Nativ</i>	1,9		1,6
	<i>Dekompression</i>	2,1	]} **	1,9
	<i>Dekompression + Wallis</i>	2,0	]} n.s. ] ** ] n.s. ] **	1,5
	<i>Dekompression + Dynesys</i>	0,7	]} ** ] ** ] ** ] **	0,5
<i>Axiale Rotation</i>	<i>Nativ</i>	1,0		1,1
	<i>Dekompression</i>	1,1	]} *	1,0
	<i>Dekompression + Wallis</i>	1,3	]} *	1,0
	<i>Dekompression + Dynesys</i>	0,8	]} ** ] ** ] ** ] *	0,5

**Tabelle 4:** Durchschnittliche Neutrale Zone (in Grad) aller Bewegungssegmente ( $n = 21$ ). Angabe von Signifikanzen (Wilcoxon-Test) zwischen NZ-Werten zweier Zustände: \*\* = hochsignifikant ( $p \leq 0,01$ ), \* = einfach signifikant ( $p \leq 0,05$ ), n.s. = nicht signifikant auf 0,05-Niveau. Standardabweichung in rechter Spalte angegeben (SD).

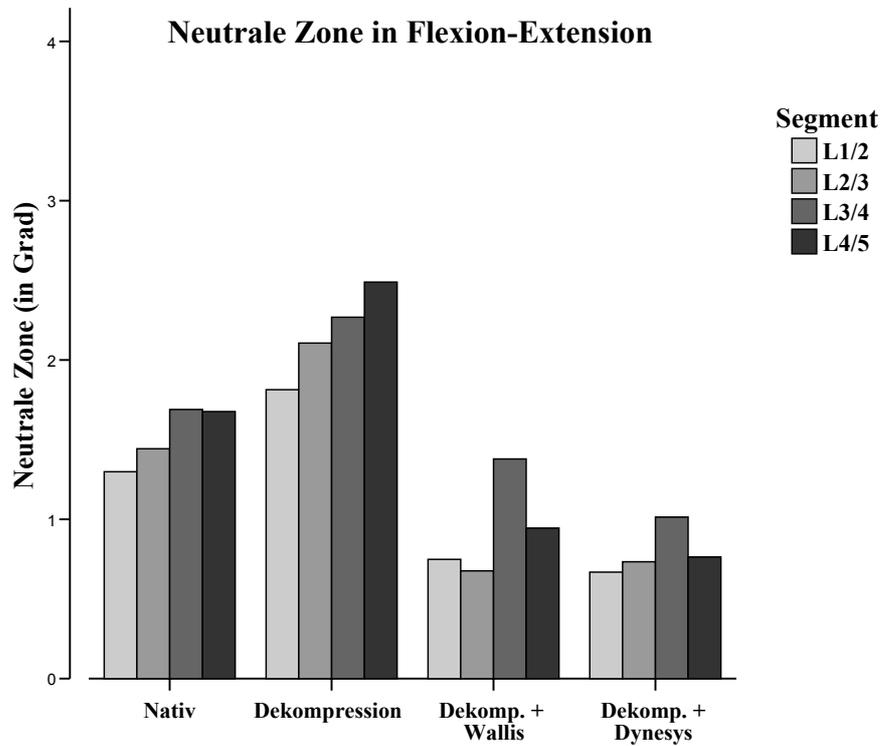
		<i>Relative NZ-Änderung</i>
<i>Flexion- Extension</i>	<i>Nativ vs. Dekompression</i>	+46 %**
	<i>Dekompression vs. Dekompression + Wallis</i>	-48 %**
	<i>Dekompression vs. Dekompression + Dynesys</i>	-54 %**
	<i>Dekompression + Wallis vs. Dekompression + Dynesys</i>	-9 %
	<i>Nativ vs. Dekompression + Wallis</i>	-26 %**
	<i>Nativ vs. Dekompression + Dynesys</i>	-33 %**
<i>Lateral- flexion</i>	<i>Nativ vs. Dekompression</i>	+14 %**
	<i>Dekompression vs. Dekompression + Wallis</i>	-4 %
	<i>Dekompression vs. Dekompression + Dynesys</i>	-61 %**
	<i>Dekompression + Wallis vs. Dekompression + Dynesys</i>	-59 %**
	<i>Nativ vs. Dekompression + Wallis</i>	+8 %
	<i>Nativ vs. Dekompression + Dynesys</i>	-55 %**
<i>Axiale Rotation</i>	<i>Nativ vs. Dekompression</i>	+9 %*
	<i>Dekompression vs. Dekompression + Wallis</i>	+25 %*
	<i>Dekompression vs. Dekompression + Dynesys</i>	-16 %**
	<i>Dekompression + Wallis vs. Dekompression + Dynesys</i>	-31 %**
	<i>Nativ vs. Dekompression + Wallis</i>	+35 %**
	<i>Nativ vs. Dekompression + Dynesys</i>	-8 %*

**Tabelle 5:** Durchschnittliche relative Änderungen der Neutralen Zone nach chirurgischen Eingriffen für alle Segmente (n=21). Die Werte beziehen sich jeweils auf den erstgenannten Zustand (Erster Zustand = 100 %). Ein positives Vorzeichen beschreibt eine NZ-Zunahme, ein negatives Vorzeichen eine NZ-Abnahme; Signifikanzen wurden mit dem Wilcoxon-Test berechnet und sind angegeben: \* p≤0,05, \*\* p≤0,01.

#### 4.2.2 Einzelne Segmenthöhen

Die statistische Analyse mittels Kruskal-Wallis-Test ergab eine einfach signifikante Segmenthöhenabhängigkeit der Neutralen Zone in Lateralflexion zwischen dem Zustand nach Dekompression und zusätzlicher Wallis-Implantation (p=0,034) sowie dem Zustand nach Dekompression und zusätzlicher Dynesys-Implantation (p=0,041). Im Mittel (n=21) kam es durch die Wallis-Implantation nach Dekompression zu einer Verkleinerung der Neutralen Zone in Lateralflexion von 4 %. Dieser Tendenz folgten sowohl L1/2 mit 10 % (p=0,173), L2/3 mit 9 % (p=0,225) und L4/5 mit 13 % (p=0,043). Lediglich L3/4 zeigte bei dieser Untersuchung eine Vergrößerung der Neutralen Zone um 16 % (p=0,043). Die Implantation von Dynesys erbrachte in Lateralflexion eine Abnahme der Neutralen Zone um 61 % (n=21). Alle Segmenthöhen folgten dieser Tendenz: Das Dynesys-Implantat erzielte in Lateralflexion auf L1/2 eine Abnahme der Neutralen Zone um durchschnittlich 40 % (p=0,046), auf L2/3 um 75 %

(0,043), auf L3/4 um 57 % (p=0,043) und auf L4/5 um 75 % (p=0,043) im Vergleich zur alleinigen Dekompression. Einen zusammenfassenden Überblick der Neutralen Zone unterschiedlicher Segmenthöhen bietet Abbildung 16.



**Abbildung 16a**

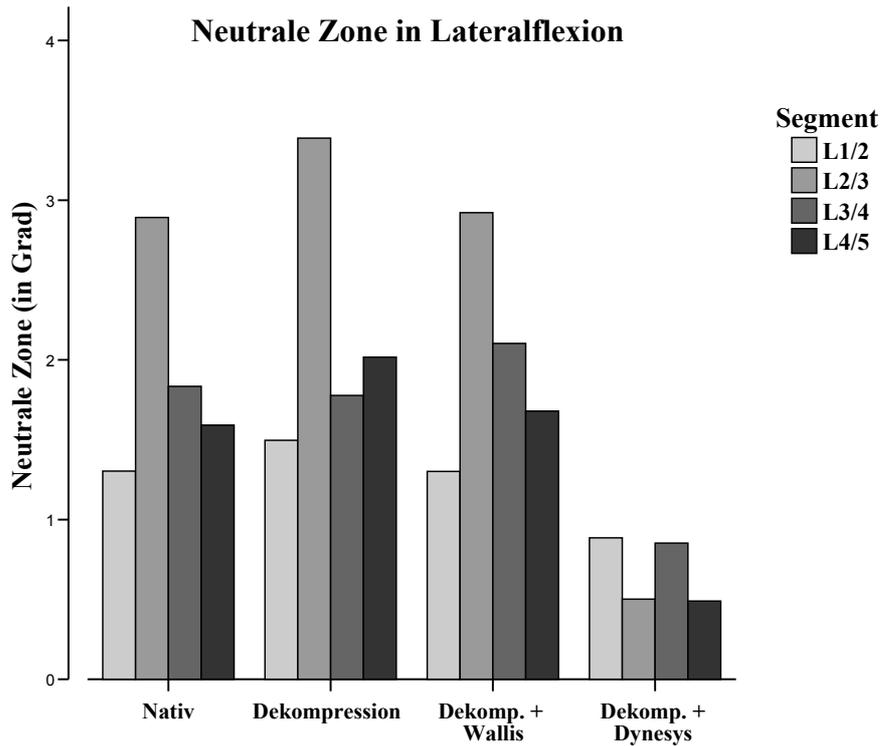


Abbildung 16b

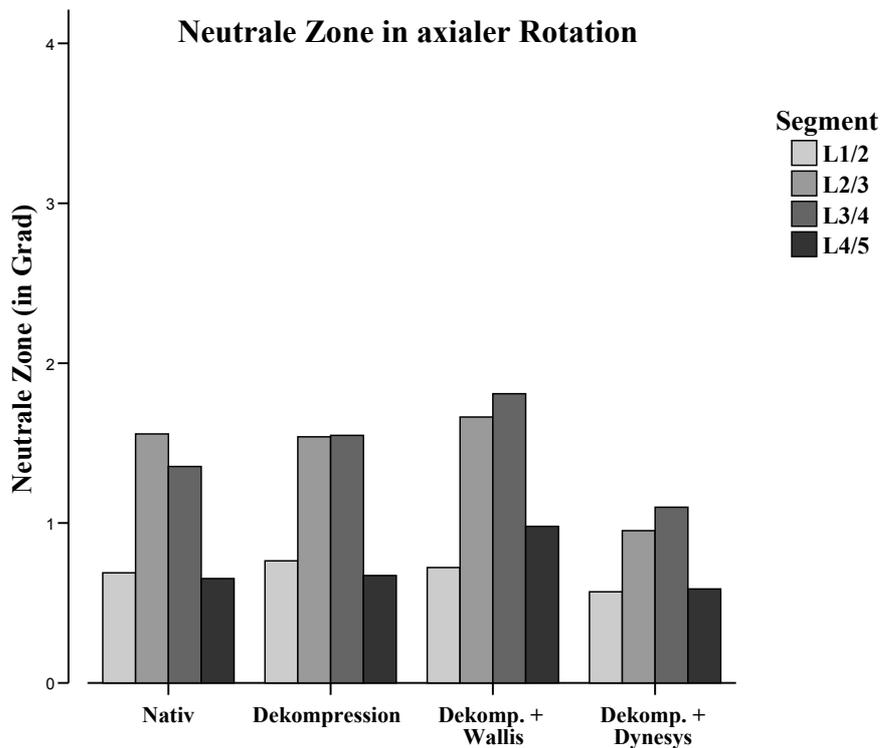


Abbildung 16c

**Abbildung 16:** Durchschnittliche Neutrale Zone (in Grad) in den drei Ebenen: Flexion-Extension (a), Lateralflexion (b) und axiale Rotation (c). Die Segmenthöhen sind nach Zustand gruppiert; Dekomp. = Dekompression.

## 4.3 Neutralposition

### 4.3.1 Alle Segmenthöhen (n=21)

Die Dekompression führte zu einer durchschnittlichen Verschiebung der Neutralposition um  $0,3^\circ$  ( $p=0,027$ ) in Richtung Flexion im Vergleich zum Nativzustand (Tabelle 6). Die zusätzliche Implantation von Wallis nach Dekompression führte zu einer durchschnittlichen Korrektur von  $0,5^\circ$  ( $p=0,004$ ) in Richtung Extension bezogen auf die Neutralposition nach alleiniger Dekompression. Dynesys erreichte eine Verlagerung der Neutralposition in Richtung Extension von  $0,6^\circ$  ( $p=0,001$ ) im Vergleich zur alleinigen Dekompression. Der direkte statistische Vergleich der Einflüsse von Wallis und Dynesys auf die Verlagerung der Neutralposition ergab keinen signifikanten Unterschied. Die Neutralposition der mit Wallis instrumentierten Segmente lag durchschnittlich  $0,2^\circ$  ( $p=0,063$ ) weiter in Extension als die Neutralposition des Nativzustands. Die Implantation von Dynesys nach Dekompression führte zu einer Verschiebung der Neutralposition um  $0,3^\circ$  ( $p=0,035$ ) in Richtung Extension im Vergleich zum Nativzustand. Auf die Beschreibung der Neutralpositions-Veränderungen in den übrigen Ebenen (Frontal- und Horizontalebene) wird verzichtet, da die chirurgischen Eingriffe in diesen Ebenen symmetrische Veränderungen bewirken. Es sind daher keine nennenswerten bzw. erklärbaren Verlagerungen der Neutralposition durch die chirurgischen Eingriffe in diesen Ebenen zu erwarten.

		Durchschnittliche NP-Änderung ( in Grad)
Flexion- Extension	<i>Nativ vs. Dekompression</i>	+0,3*
	<i>Dekompression vs. Dekompression + Wallis</i>	-0,5**
	<i>Dekompression vs. Dekompression + Dynesys</i>	-0,6**
	<i>Dekompression + Wallis vs. Dekompression + Dynesys</i>	-0,1
	<i>Nativ vs. Dekompression + Wallis</i>	-0,2
	<i>Nativ vs. Dekompression + Dynesys</i>	-0,3*

**Tabelle 6:** Durchschnittliche Änderungen der Neutralposition (NP) aller Segmente (n=21) in Flexion-Extension. Ein positives Vorzeichen beschreibt eine Verschiebung der Neutralposition in Richtung Flexion, ein negatives in Richtung Extension. Der erstgenannte Zustand bildet beim jeweiligen Vergleich den Referenzwert (Erster Zustand = 0 Grad). Statistische Signifikanzen wurden mit dem Wilcoxon-Test berechnet und sind angegeben: \*  $p \leq 0,05$ ; \*\*  $p \leq 0,01$ .

### **4.3.2 Einzelne Segmenthöhen**

Mittels Kruskal-Wallis-Test konnte keine Segmenthöhenabhängigkeit in Bezug auf die Veränderung der Neutralposition durch verschiedene chirurgische Eingriffe ausgemacht werden. Die Unterschneidende Dekompression führte im Mittel auf allen Segmenthöhen zu einer Verlagerung der Neutralposition in Richtung Flexion: je  $0,2^\circ$  bei L1/2 ( $p=0,046$ ), L3/4 ( $p=0,345$ ) und L4/5 ( $p=0,686$ ) sowie  $0,6^\circ$  bei L2/3 ( $p=0,138$ ) im Vergleich zum Nativzustand. Durch die zusätzliche Wallis-Implantation wurde eine durchschnittliche Korrektur, d.h. eine Verlagerung der Neutralposition in Richtung Extension, von  $0,2^\circ$  bei L1/2 ( $p=0,249$ ),  $0,5^\circ$  bei L2/3 ( $p=0,5$ ),  $0,7^\circ$  bei L3/4 ( $p=0,043$ ) und  $0,8^\circ$  bei L4/5 ( $p=0,08$ ) erreicht. Nach Dynesys-Implantation wurde eine Korrektur für die Segmente der Höhe L1/2 von  $0,2^\circ$  ( $p=0,046$ ) im Vergleich zur alleinigen Dekompression gemessen. Die übrigen Segmenthöhen zeigten ebenfalls eine Verlagerung der NP in Richtung Extension. Für L2/3 und L3/4 wurden Veränderungen von je  $0,7^\circ$  (L2/3:  $p=0,08$ ; L3/4:  $p=0,08$ ) für L4/5 von  $0,9^\circ$  ( $p=0,08$ ) gemessen.

## **4.4 NZ/ROM-Quotient**

### **4.4.1 Alle Segmenthöhen (n=21)**

Die Werte des Gesamtbewegungsumfangs und der Neutralen Zone bildeten die Grundlage für die Berechnung des NZ/ROM-Quotienten der verschiedenen Segmente in den vier chirurgischen Zuständen. Bei Betrachtung der Ergebnisse muss bedacht werden, dass proportional gleiche Veränderungen von Bewegungsumfang und Neutraler Zone zu unveränderten NZ/ROM-Quotienten führen. Im Nativzustand wurde in allen Ebenen ein annähernd gleicher NZ/ROM-Quotient bestimmt: 0,24 für Flexion-Extension, 0,24 für Lateralflexion, 0,23 für axiale Rotation (Tabelle 7). Die Unterschneidende Dekompression führte in Flexion-Extension sowie in Lateralflexion zu einer geringfügigen Vergrößerung des NZ/ROM-Quotienten um 15 % ( $p=0,025$ ) für Flexion-Extension und 7 % ( $p=0,058$ ) für Lateralflexion. In axialer Rotation kam es mit einem absoluten Mittelwert von 0,23 zu keiner nennenswerten Änderung des Quotienten nach Dekompression im Vergleich zum Nativzustand ( $p=0,498$ ). Die zusätzliche Implantation des Wallis-Systems bewirkte eine Vergrößerung des NZ/ROM-Quotienten im Vergleich zur alleinigen Dekompression in Flexion-Extension um 47 % ( $p=0,008$ ), in Lateralflexion um 2 % ( $p=0,768$ ) und in axialer Rotation um

32 % (p=0,001). Durch das Dynesys-Implantat kam es im Vergleich zur alleinigen Dekompression zu einer Vergrößerung des Quotienten um 67 % (p=0,002) in Flexion-Extension sowie um 22 % (p=0,039) in Lateralflexion. In axialer Rotation zeigte Dynesys ebenfalls eine Zunahme des NZ/ROM-Quotienten im Vergleich zum Zustand nach alleiniger Dekompression: 9 % (p=0,741). Im Vergleich zum Nativzustand vergrößerte sich der NZ/ROM-Quotient durch die Implantation der semi-rigiden Systeme in Flexion-Extension um 73 % (Wallis; p=0,003) und 97 % (Dynesys; p=0,001), in Lateralflexion um 8 % (Wallis; p=0,181) und 33 % (Dynesys; p=0,03) sowie in axialer Rotation um 26 % (Wallis; p=0,002) und 4 % (Dynesys; p=0,715).

		<i>NZ/ROM-Quotient</i>	<i>SD</i>
<i>Flexion-Extension</i>	<i>Nativ</i>	0,24	0,10
	<i>Dekompression</i>	0,26*	0,10
	<i>Dekompression + Wallis</i>	0,34**	0,08
	<i>Dekompression + Dynesys</i>	0,38* (vs. Dekompression**)	0,09
<i>Lateralflexion</i>	<i>Nativ</i>	0,24	0,08
	<i>Dekompression</i>	0,25	0,09
	<i>Dekompression + Wallis</i>	0,25	0,07
	<i>Dekompression + Dynesys</i>	0,29* (vs. Dekompression*)	0,10
<i>Axiale Rotation</i>	<i>Nativ</i>	0,23	0,11
	<i>Dekompression</i>	0,23	0,12
	<i>Dekompression + Wallis</i>	0,28**	0,11
	<i>Dekompression + Dynesys</i>	0,22** (vs. Dekompression)	0,06

**Tabelle 7:** Durchschnittlicher NZ/ROM-Quotient der 21 Bewegungssegmente; SD = Standardabweichung. Statistische Signifikanzen wurden mit dem Wilcoxon-Test berechnet (\* p≤0,05; \*\* p≤0,01) und beziehen sich auf den Wert im nächst höher gelegenen Feld. Der Vergleich von Dynesys nach Dekompression mit alleiniger Dekompression ist mit „vs. Dekompression“ angegeben.

#### 4.4.2 Einzelne Segmenthöhen

Die statistische Analyse mittels Kruskal-Wallis-Test errechnete nur in axialer Rotation zwischen dem Nativzustand und dem Zustand nach Dekompression eine einfach signifikante (p=0,049) Segmenthöhenabhängigkeit des NZ/ROM-Quotienten. In axialer

Rotation erreichte die Dekompression auf den Segmenthöhen L1/2 und L3/4 eine durchschnittliche Vergrößerung des NZ/ROM-Quotienten um 7 % (L1/2;  $p=0,249$ ) und 5 % (L3/4;  $p=0,225$ ). Die Segmenthöhen L2/3 und L4/5 zeigten dagegen im Vergleich zum Nativzustand eine durchschnittliche Verkleinerung um 10 % (L2/3;  $p=0,225$ ) bzw. 12 % (L4/5;  $p=0,043$ ).

#### **4.5 Der Einfluss der Dynesys-Platzhalter-Länge auf die relative Bewegungseinschränkung**

Die Korrelationsanalyse nach Pearson konnte für alle Segmente ( $n=21$ ) keinen signifikanten Zusammenhang von durchschnittlicher Platzhalterlänge und durchschnittlicher Bewegungseinschränkung durch das Dynesys-Implantat nach Dekompression nachweisen. Dies gilt für alle getesteten Bewegungen. Tabelle 8 zeigt die Mittelwerte von Platzhalterlängen und relativen Bewegungseinschränkungen in den verschiedenen Ebenen. Zusätzlich ist der jeweilige Pearson-Korrelationskoeffizient ( $r$ , Produkt-Moment-Korrelation) angegeben. Ein positiver Korrelationskoeffizient zeigt einen gleichsinnigen Zusammenhang an: je länger der Platzhalter, desto größer die durchschnittliche relative Bewegungseinschränkung. Ein negativer Korrelationskoeffizient zeigt einen gegensinnigen Zusammenhang an: je kürzer der Platzhalter, desto größer die durchschnittliche relative Bewegungseinschränkung. Der Korrelationskoeffizient  $r$  lag für alle Segmente ( $n=21$ ) in Flexion-Extension bei  $r=0,03$ , in Lateralflexion bei  $r=0,27$  und in axialer Rotation bei  $r=-0,21$ . Bei Betrachtung einzelner Segmenthöhen zeigten in Flexion-Extension die Segmente L1/2, L2/3 und L3/4 positive Korrelationen von  $r=0,51$ ,  $r=0,67$  beziehungsweise  $r=0,11$  während L4/5 eine negative, ebenfalls nicht-signifikante Korrelation von  $r=-0,67$  aufwies. Die Korrelation von relativer Bewegungseinschränkung durch Dynesys nach Dekompression und der durchschnittlichen Dynesys-Platzhalterlänge zeigte in Lateralflexion einen gleichsinnigen Zusammenhang für L1/2 ( $r=0,87$ ;  $p\leq 0,05$ ), L2/3 ( $r=0,59$ ) und L3/4 ( $r=0,66$ ). Ein gegensinniger Zusammenhang wurde in Lateralflexion für die L4/5-Segmente mit  $r=-0,89$  ( $p\leq 0,05$ ) berechnet. In axialer Rotation wurden folgende negative Korrelationen bestimmt:  $r=-0,18$  für L1/2,  $r=-0,24$  für L2/3 und  $r=-0,71$  für L4/5. Somit zeigte in axialer Rotation lediglich L3/4 eine positive Korrelation und damit einen gleichsinnigen Zusammenhang von  $r=0,45$ .

	<i>Platzhalterlänge (in mm)</i>				<i>Relative Bewegungseinschränkung / Pearson-Korrelationskoeffizient r</i>		
	<i>Mittelwert</i>	<i>SD</i>	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>Flexion-Extension</i>	<i>Lateralflexion</i>	<i>Axiale Rotation</i>
<i>Alle Segmente</i>	26,2	3,8	19,2	35,3	75 % / 0,03	70 % / 0,27	22 % / -0,21
<i>L1/2</i>	24,7	3,3	20,3	28,1	74 % / 0,51	53 % / 0,87*	17 % / -0,18
<i>L2/3</i>	26,4	4,1	19,2	29,2	76 % / 0,67	81 % / 0,59	29 % / -0,24
<i>L3/4</i>	29,4	3,5	27,0	35,3	71 % / 0,11	69 % / 0,66	16 % / 0,45
<i>L4/5</i>	24,7	3,4	21,1	30,4	78 % / -0,66	79 % / -0,89*	27 % / -0,71

**Tabelle 8:** Korrelationsanalyse von durchschnittlicher Platzhalterlänge und relativer Bewegungseinschränkung im Vergleich zum dekomprimierten Zustand; SD = Standardabweichung; Min = Minimum; Max = Maximum. Signifikanzen sind angegeben: \*  $p \leq 0,05$ ; \*\*  $p \leq 0,01$ .

## 5. Diskussion

### 5.1 Einleitung

Die Spinalkanalstenose ist heutzutage wahrscheinlich der häufigste Grund eines operativen Eingriffs in der Wirbelsäulenchirurgie [1, 16, 23]. In der Vergangenheit hatten Chirurgen nur die Möglichkeit zu dekomprimieren oder das betroffene Segment zu fusionieren. Mit der Entwicklung mehrerer nicht-rigider, dynamischer Implantate konnte die Lücke zwischen alleiniger Dekompression und Fusion geschlossen werden. Unterschiedliche Techniken werden angewandt um die Segmentstabilität nach Dekompression zu erhalten oder zu verbessern und gleichzeitig die hohe Rigidität einer Fusion zu vermeiden. Eines der wichtigsten Ziele der dynamischen spinalen Stabilisierung ist die Erhaltung oder leichte Reduzierung der physiologischen Beweglichkeit der Wirbelsäule trotz destabilisierender Effekte einer Dekompression von Nervenstrukturen. Zwei grundlegende Arten von Implantaten wurden entwickelt: die interspinösen Platzhalter und Implantate, die auf dem Einsatz von Pedikelschrauben basieren [15]. Zu der ersten Gruppe gehören Implantate, die zwischen benachbarten Dornfortsätzen platziert werden und ohne Pedikelschrauben auskommen. Implantate wie X STOP (St. Francis Medical Technologies, Alameda, CA, USA), Coflex (Paradigm Spine, New York, NY, USA), Diam (Medtronic, Memphis, TN, USA) und Wallis gehören zu dieser Gruppe. Bei Recherche aktueller Literatur (PubMed-Datenbank) finden sich mehrere klinische und biomechanische Veröffentlichungen zu X STOP [6, 20, 36, 70, 73, 80, 85, 86], aber nur wenige zu Wallis [19, 35, 63-65, 76].

Zu der zweiten Gruppe von Implantaten gehören Pedikelschrauben-basierte Systeme wie Dynesys, TOPS (Total Posterior-Element System) (Impliant Ltd., Ramat Poleg, Israel), Total Facet Arthroplasty System (TFAS) (Archus Orthopedics, Redmond, WA, USA), Stabilimax NZ (Applied Spine Technologies, New Haven, CT, USA) und Cosmic (Ulrich Medical, Ulm, Germany) [78, 82, 84]. Dynesys ist das am häufigsten untersuchte Implantat dieser Gruppe mit mehreren klinischen und biomechanischen Studien [9, 12-14, 27, 40, 50, 60, 62, 69, 75].

## **5.2 ROM der Bewegungssegmente**

### **5.2.1 Nativzustand**

Die vorliegende Studie untersuchte den Einfluss der Unterschneidenden Dekompression und die zusätzliche dynamische Stabilisierung auf die ROM von humanen, lumbalen Bewegungssegmenten. Unsere durchschnittlichen ROM-Werte von nativen Segmenten einer bestimmten Höhe korrelieren gut mit den angegebenen Werten, die in der Literatur zu finden sind [21, 81]. Die statistische Analyse mittels Kruskal-Wallis-Test ergab jedoch keine signifikanten ROM-Unterschiede unter den verschiedenen Segmenthöhen. Die Erklärung dafür liegt in der insgesamt recht kleinen Stichprobe (n=21), die getestet wurde. Die von Yamamoto und Panjabi et al. gemessenen Bewegungsumfänge lumbaler, nativer Bewegungssegmente (Belastung:  $\pm 10$  Nm) zeigen in Flexion-Extension nach kaudal eine stetige Zunahme. In Lateralflexion findet sich die kleinste ROM bei L1/2, die größte bei L2/3. In axialer Rotation erreichen dort die beiden mittleren lumbalen Segmenthöhen die größeren Bewegungsumfänge. Wie in Abbildung 15 und Tabelle 3 zu erkennen ist, zeigen unsere getesteten Präparate im Nativzustand dieselbe Tendenz.

### **5.2.2 Dekompression**

Die Unterschneidende Dekompression führte zu einer signifikanten Zunahme der ROM in allen Ebenen. Dies weist darauf hin, dass die chirurgische Dekompression zu einer iatrogenen Instabilität führt. Zur Dekompression eines engen Spinalkanals werden verschiedene operative Verfahren durchgeführt, die zu unterschiedlich starken Segmentinstabilitäten führen können. Fuchs et al. haben nach bilateraler totaler Facettektomie von L3/4-Segmenten eine signifikante Zunahme des Bewegungsumfanges in Flexion und axialer Rotation beschrieben, nicht aber in

Extension und Lateralflexion [20]. Eine unilaterale totale Facettektomie hatte keinen Einfluss auf die ROM in allen Ebenen. Unsere Ergebnisse unterscheiden sich, da wir eine signifikante Zunahme der ROM in allen Ebenen feststellen konnten. Vergleicht man die Ergebnisse miteinander, so ist zu bedenken, dass das Dekompressionsverfahren in unserer Studie mit der von Fuchs et al. durchgeführten Methode nicht direkt vergleichbar ist, da wir eine bilaterale unterschneidende Dekompression ohne Resektion der Facettengelenke durchgeführt haben. Es wurden nur oberflächliche, mediale Anteile der Gelenkkapseln reseziert, wobei die strukturelle Integrität der kleinen Wirbelgelenke erhalten blieb. Niosi et al. untersuchten humane, nicht-fixierte Segmente der Höhe L3/4 in einem *in vitro* Modell. Sie resezierten die Facettengelenkkapsel sowie die supra- und interspinösen Bänder. Zusätzlich führten sie eine posterolaterale Nukleotomie durch. Der Eingriff bewirkte eine Vergrößerung des Bewegungsumfanges in allen Ebenen im Vergleich zum Nativzustand (Belastung: 7,5 Nm) [43]. Die Ergebnisse von Niosi et al. entsprechen unseren Beobachtungen, wenngleich in unserer Studie keine posterolaterale Nukleotomie durchgeführt wurde. In einer weiteren biomechanischen *in vitro* Studie dekomprimierten Osman et al. humane, lumbale Segmente mittels Laminektomie [44]. Der Bewegungsumfang vergrößerte sich dadurch signifikant in isolierter Extension und in axialer Rotation im Vergleich zum Nativzustand. Die anderen Bewegungsrichtungen wurden durch die Laminektomie nicht nennenswert beeinflusst.

### **5.2.3 Dekompression + dynamische Stabilisierung**

Die zusätzliche Implantation des Wallis-Implantats führte zu einer Reduktion des Bewegungsumfanges in allen Ebenen. Sowohl die summierte Flexion-Extension als auch die isolierte Flexion und Extension wurden signifikant eingeschränkt. In Lateralflexion und axialer Rotation erreichte Wallis eine ähnliche ROM der Bewegungssegmente wie im nativen Zustand. Tsai et al. fanden in Flexion-Extension bei dem ROM-Vergleich von partiell dekomprimierten Segmenten mit dekomprimierten Segmenten und zusätzlicher Coflex-Instrumentation ebenfalls eine signifikante Bewegungseinschränkung durch das interspinöse Implantat [71]. Sie untersuchten dabei jedoch keine isolierten Flexions- und Extensionsbewegungen. Weiter beschrieben Tsai et al. eine signifikante Verminderung der ROM in axialer Rotation durch Coflex nach Dekompression im Vergleich zur alleinigen Dekompression. Coflex erreichte hier nicht

die biomechanische Stabilität des nativen Zustands. Diese Ergebnisse entsprechen etwa unseren. In Lateralflexion hingegen fanden sie eine Tendenz zur Zunahme der ROM durch die Implantation von Coflex verglichen mit den Werten alleiniger Dekompression. Tsai et al. interpretierten diese Tatsache als nicht besonders relevant mit der Begründung, dass das Implantat die Lateralflexion nicht beeinflussen soll [71]. Fuchs et al. fanden in Lateralflexion einen ähnlichen Einfluss durch die X STOP-Implantation nach Dekompression. In ihrer Untersuchung zeigten X STOP-instrumentierte, dekomprimierte Segmente im Vergleich zu nicht-instrumentierten dekomprimierten Segmenten eine signifikante ROM-Zunahme in Lateralflexion [20]. Es ist zu vermuten, dass sowohl Coflex als auch X STOP eine Segmentdistraktion hervorgerufen haben, die in Verbindung mit iatrogenen Läsionen zu der beschriebenen Bewegungszunahme in Lateralflexion geführt hat. Unsere Ergebnisse zeigen, dass Wallis offensichtlich nicht zu einem solchen Effekt führt. Bei Betrachtung aller 21 Segmente bewirkte Wallis zwar nur eine leichte, aber signifikante Einschränkung der ROM bei lateralen Beugebewegungen im Vergleich zur alleinigen Dekompression. Die gemessene ROM war dabei etwa ähnlich groß wie im Nativzustand. Allerdings fanden wir in Lateralflexion bei isolierter Betrachtung der Segmenthöhe L3/4 eine leichte, aber nicht signifikante durchschnittliche Vergrößerung der ROM von  $7,7^\circ$  nach Dekompression auf  $7,8^\circ$  nach zusätzlicher Wallis-Implantation. Diese Beobachtung sollte aber nicht überbewertet werden, da es keine sinnvolle Erklärung für eine ausschließliche ROM-Vergrößerung bei L3/4-Segmenten gibt. Einen ähnlichen Effekt bei L4/5 fanden wir nicht. Die durch Wallis induzierten Distraktionskräfte sind wahrscheinlich weniger stark ausgeprägt als bei Coflex und X STOP. Denkbar ist zudem, dass die Fixation des Wallis-Implantats mit gespannten Kordeln den stabilisierenden Effekt unterstützt. Unterschiede bei der Facettengelenkresektion könnten ebenfalls für die Differenzen im Vergleich unserer Ergebnisse mit den Ergebnissen von Fuchs et al. und Tsai et al. verantwortlich sein: Fuchs et al. haben eine bilaterale Facettektomie durchgeführt, Tsai et al. resezierten bilateral Facettengelenkkapseln und Bänder und 50 % des Processus articularis inferior des kranialen Wirbelkörpers, während wir eine beidseitige Unterschneidende Dekompression (s. 1.4) durchführten [20, 71]. Die Tatsache, dass Fuchs et al. eine signifikante ROM-Zunahme in Lateralflexion durch X STOP nach Dekompression

feststellten, wogegen Lindsey et al. keine Signifikanz aber eine Tendenz zur Vergrößerung der ROM durch X STOP-Implantation ohne vorherige Dekompression fanden, lässt den Schluss zu, dass eine Resektion oder Beschädigung der Facettengelenke zu einer Zunahme der ROM in Lateralflexion führt [20, 36]. Mehrere Studien befassen sich mit dem interspinösen X STOP. X STOP wird üblicherweise ohne vorherige chirurgische Dekompression des Spinalkanals implantiert. Dagegen wird Wallis in der Regel nach vorheriger Dekompression eingesetzt. Es wurde berichtet, dass X STOP die Belastungen der Facettengelenke in Extension signifikant reduziert sowie die Bandscheibe im behandelten Segment in Neutralposition und Extension entlastet [70, 80]. Ein ähnlicher Effekt auf Facettengelenke und Bandscheibe kann durch die Implantation anderer interspinöser Platzhalter wie Wallis vermutet werden. In weiteren Untersuchungen wurde gezeigt, dass die Implantation von X STOP sowohl nach Dekompression als auch ohne vorherige Dekompression zu einer Abnahme von Flexion und Extension führt [20, 36]. Diese Ergebnisse korrelieren gut mit unseren Untersuchungen des ebenfalls interspinösen Wallis-Implantats. Zum Einfluss des X STOP auf die isolierte Flexion finden sich uneinheitliche Ergebnisse in der Literatur. Während Lindsey et al. und Fuchs et al. eine signifikante Reduktion der Flexion feststellten, beschrieben Wilke et al. einen nur sehr geringen Effekt des Implantats auf Flexion [20, 36, 76]. Fuchs et al. fanden keine signifikante Bewegungseinschränkung in axialer Rotation durch X STOP nach Dekompression [20]. Unsere Ergebnisse zeigen eine teilweise signifikante aber nur leichte ROM-Abnahme in axialer Rotation bedingt durch die Wallis-Implantation nach Dekompression. Insgesamt kann man sagen, dass unsere Ergebnisse zum Wallis mit den veröffentlichten Daten zum X STOP übereinstimmen. Wie Fuchs et al. stellten auch wir den größten stabilisierenden Einfluss des interspinösen Implantats in der Sagittalebene fest, weniger dagegen in der Frontal- und Horizontalebene. Der Unterschied beider Studien ist die Tatsache, dass bei Fuchs et al. eine axiale Belastung der Segmente von 700 N und ein Drehmoment von  $\pm 7,5$  Nm zur Anwendung kam, während wir unsere Untersuchung ohne axiale Belastung mit  $\pm 5$  Nm durchführten.

Unsere Ergebnisse zeigen, dass Dynesys sowohl im Vergleich zur alleinigen Dekompression als auch im Vergleich zum dekompimierten Zustand mit Wallis-

Implantation zu einer signifikanten Einschränkung der ROM in allen Ebenen führt. Nur bei isolierter Extension unterscheiden sich die Einflüsse von Dynesys und Wallis nicht signifikant. Nichtsdestotrotz zeigen mit Dynesys instrumentierte Segmente einen geringeren Bewegungsumfang, die die Bezeichnung des Implantats als „semi-rigide“ bzw. „dynamisch“ rechtfertigen. Dynesys führte in erster Linie zu einer Reduktion des Bewegungsumfangs in Flexion-Extension, isolierter Flexion, isolierter Extension und Lateralflexion. In axialer Rotation kam es zwar auch zu einer signifikanten Abnahme der ROM, jedoch in einem geringen Ausmaß. Der Grund dafür ist in der Anordnung der Platzhalter und Bänder zu sehen. Platzhalter, Bänder und Pedikelschraubenköpfe sind nicht winkelstabil miteinander verbunden und lassen daher besonders Rotationsbewegungen der instrumentierten Wirbelkörpersegmente zu. Die Ergebnisse unserer Studie bezüglich der Bewegungseinschränkung durch Dynesys korrelieren gut mit den Daten von Niosi et al. [43]. In einem biomechanischen *in vitro* Kadavermodell testeten sie L3/4-Segmente. Nach Entfernung der supra- und interspinösen Bänder, der Facettengelenkkapsel und zusätzlicher posterolateraler Nukleotomie stabilisierten sie die Segmente mit dem Dynesys-System. Ohne axiale Belastung und bei mittlerer PCU-Platzhalterlänge fanden sie in Flexion-Extension eine Einschränkung der ROM um 80 % (unser Ergebnis: 75 %), in Lateralflexion um 80 % (unser Ergebnis: 70 %) und in axialer Rotation um 43 % (unser Ergebnis: 22 %) im Vergleich zum Zustand nach Dekompression. Cheng et al. testeten lumbale Wirbelsäulen in einer biomechanischen, *in vitro* Kadaverstudie [14]. Sie destabilisierten lumbale Segmente der Höhe L3/4 durch eine Diskektomie (~50 %) und einer partiellen Facettektomie (~50 %). Anschließend wurden die betroffenen Segmente dynamisch mit Dynesys instrumentiert. Der Vergleich des Nativzustands mit dem Zustand nach Destabilisierung und zusätzlicher Dynesys-Instrumentierung ergab eine ROM-Abnahme um 75 % in Flexion-Extension (unser Ergebnis: 68 %), 60 % in Lateralflexion (unser Ergebnis: 68 %) und eine ROM-Zunahme um 2 % in axialer Rotation (unser Ergebnis: Abnahme um 13 %). Obwohl in den Studien von Niosi et al., Cheng et al. und in unserer Studie verschiedenste Dekompressionsverfahren angewandt wurden, zeigen die Werte der relativen Bewegungseinschränkung durch Dynesys Übereinstimmungen. Ein Grund dafür liegt in der im Vergleich zum Implantat relativ schwachen Effekten der beschriebenen Dekompressionsverfahren auf den Bewegungsumfang.

Wilke et al. testeten das TOPS (Total Posterior-Element System) an lumbalen Segmenten der Höhe L4/5 in einer biomechanischen *in vitro* Kadaverstudie [78]. Auch dieses Implantat wurde zur dynamischen Stabilisierung lumbaler Bewegungssegmente entwickelt. Ähnlichkeiten mit dem Dynesys-Implantat liegen in der Anwendung von Pedikelschrauben. Wilke et al. dekomprimierten zunächst native Segmente durch eine bilaterale Laminektomie mit zusätzlicher medialer Facettektomie um nachfolgend das TOPS zu implantieren. Die TOPS-Implantation führte ebenfalls zu einer Einschränkung des Bewegungsumfanges in allen Ebenen. Der relative ROM-Vergleich nach TOPS- bzw. Dynesys-Implantation mit den jeweiligen dekomprimierten Segmenten zeigt:

In Flexion-Extension erreichen beide Implantate eine starke Bewegungseinschränkung. In Lateralflexion schränkt Dynesys die ROM stärker ein als TOPS. In axialer Rotation schränkt TOPS die ROM stärker ein als Dynesys. Um genügend Raum für den TOPS-Implantatkörper zu schaffen, ist das von Wilke et al. durchgeführte Dekompressionsverfahren erforderlich. Es führt jedoch im Vergleich zur Unterschneidenden Dekompression zu einer insgesamt höheren Instabilität in allen Ebenen. Diese war besonders stark und signifikant in axialer Rotation zu erkennen. Hier wurde ein Zunahme der ROM um 136 % (unser Ergebnis: 12 %) gemessen. TOPS stellte trotz der massiven Zunahme des Bewegungsumfanges in axialer Rotation annähernd die ROM-Werte der nativen Segmente wieder her. Die Wirkung des TOPS in axialer Rotation erklärt sich aus der diagonalen Verbindung zwischen den gegenüberliegenden, kranialen und kaudalen Pedikelschrauben.

Die statistische Analyse der relativen Bewegungseinschränkung durch beide Implantate (Wallis und Dynesys) zeigt, dass der stabilisierende Effekt unabhängig von der instrumentierten Segmenthöhe ist. Dies mag von klinischem Interesse sein, da eine etwa gleich hohe relative Bewegungseinschränkung auf allen lumbalen Segmenthöhen zu erwarten ist.

## **5.3 Neutrale Zone**

### **5.3.1 Nativzustand**

In biomechanischen Studien ist die Größe der Neutralen Zone ein absolutes Maß für die Instabilität eines Präparates [22, 41, 45, 83]. Die Untersuchung der Neutralen Zone im

Nativzustand lieferte für die verschiedenen Segmenthöhen unterschiedliche Ergebnisse (Tabelle 4). In Flexion-Extension und Lateralflexion wurden ähnliche NZ-Werte für die Segmente L1/2, L3/4 und L4/5 gemessen, während für L2/3 die Neutrale Zone in Lateralflexion deutlich größer war als in Flexion-Extension. In axialer Rotation war die gemessene Neutrale Zone bei allen Segmenthöhen am kleinsten ausgeprägt. Wir können damit die von Yamamoto et al. gemessenen NZ-Werte für lumbale Segmente bestätigen. Auch sie fanden für die Segmenthöhe L2/3 in Lateralflexion eine etwa doppelt so große NZ wie in Flexion-Extension [81]. In Lateralflexion sind damit die L2/3-Segmente instabiler als die übrigen lumbalen Segmente. Bei allen übrigen Bewegungen ist das Ausmaß der Instabilität unterschiedlicher Segmenthöhen vergleichbar.

### **5.3.2 Dekompression**

Die Unterschneidende Dekompression führte zu einer Zunahme der Instabilität in allen Ebenen. Die durch den Eingriff hervorgerufene Instabilität war auffallend stark in Flexion-Extension ausgeprägt. Diese Tatsache erklärt sich aus den hauptsächlich in der Sagittalebene liegenden, posterioren, anatomischen Strukturen, die im Zuge des chirurgischen Eingriffs entfernt wurden. So zeigten Gillespie et al., dass die supra- und interspinösen Bänder den größten Anteil (35,9 %) am Gesamtwiderstand in Flexion ausmachen [24]. Auch Panjabi et al. sehen in Flexion die größte Belastung bei den supra- und interspinösen Bändern. In Extension lag die größte Belastung auf dem Ligamentum longitudinale anterius, in Lateralflexion auf den kontralateralen Ligg. transversaria und in axialer Rotation auf den Kapselbändern [46]. Dies erklärt, dass wir in Lateralflexion und axialer Rotation zwar signifikante, aber dennoch nur geringe Vergrößerungen der NZ feststellten. Auch andere biomechanische Studien belegen, dass sämtliche dorsale, dekomprimierende Verfahren zu einer Vergrößerung der Instabilität in allen Ebenen führen [52].

### **5.3.3 Dekompression + dynamische Stabilisierung**

Die Implantation des Wallis-Systems führte ausschließlich in Flexion-Extension zu einer Stabilisierung der lumbalen Segmente. Die in dieser Ebene erreichte Stabilität war sogar stärker ausgeprägt als im Nativzustand. Der Einfluss des Wallis-Implantats ergibt sich aus seiner interspinösen Lage. In Extension wird der Implantatkörper durch die

beiden Dornfortsätze komprimiert. In Flexion verhindern die um die Dornfortsätze geschlungenen und unter Spannung stehenden Kordeln eine übermäßige Spreizung. Es ist zu vermuten, dass sie eine partielle Wiederherstellung der zuvor geschädigten dorsalen Zuggurtung erreichen. Die Neutrale Zone der übrigen Bewegungsrichtungen wurde durch das Wallis-Implantat nur geringfügig beeinflusst. In der aktuellen Literatur sind keine Studien zu Untersuchungen der Neutralen Zone anderer interspinöser Platzhalter publiziert.

Das Dynesys-Implantat erreichte in Flexion-Extension eine vergleichbare Abnahme der Neutralen Zone wie das Wallis-Implantat. Im Gegensatz zu Wallis stabilisierte Dynesys die dekomprimierten Segmente zusätzlich in Lateralflexion. Die Stabilität war im Vergleich zum Nativzustand in den beiden Ebenen deutlich stärker ausgeprägt. In axialer Rotation war die durchschnittliche NZ-Abnahme geringer ausgeprägt. Auch diese genannten biomechanischen Effekte basieren auf dem Design und der Lage des Implantats. Die Pedikelschraubenverbindungen des Dynesys-Implantats liegen parallel zur Longitudinalachse und beidseits dorso-lateral des Rotationszentrums eines Bewegungssegments. Sie beeinflussen folglich die Stabilität in allen drei Ebenen. Die Verbindungen zwischen den Schraubenköpfen und den PCU-Platzhaltern sind nicht winkelstabil. Die Neutrale Zone wird in axialer Rotation daher nur geringfügig vermindert. Auch Niosi et al. untersuchten den Einfluss der Dynesys-Implantation auf die Neutrale Zone [43]. Ihre Ergebnisse bestätigen unsere Beobachtungen.

Das von Wilke et al. untersuchte Pedikelschrauben-basierte TOPS (s. 5.2.3, letzter Absatz) verringerte im Vergleich zum dekomprimierten Zustand ebenfalls die Größe der Neutralen Zone in allen Ebenen. Im Vergleich zum Nativzustand erreichten die mit TOPS instrumentierten, dekomprimierten Segmente eine bedeutend kleinere Neutrale Zone in Flexion-Extension, hingegen wurden ähnliche Werte für die Neutrale Zone in Lateralflexion und axialer Rotation gemessen. Ein Unterschied zu Dynesys findet sich damit lediglich in Lateralflexion. Hier wird durch das Dynesys-Implantat die Neutrale Zone im Vergleich zum Nativzustand signifikant vermindert.

## **5.4 Neutralposition**

### **5.4.1 Dekompression**

Die Destabilisierung der dorsalen Zuggurtung im Zuge der Unterschneidenden Dekompression führte zu einer Gesamtverschiebung der Neutralen Zone und damit auch der Neutralposition in Richtung Flexion. Die aktuelle Literatur bietet derzeit noch keine Studien, die den Einfluss der Dekompression von lumbalen Wirbelsäulensegmenten auf die Neutralposition untersuchen (Pubmed-Datenbank). Es ist bei der Interpretation der Ergebnisse zu berücksichtigen, dass die Veränderungen der Neutralposition lediglich im Zehntel-Grad-Bereich liegen und nur einen Bruchteil des Gesamtbewegungsumfangs ausmachen.

### **5.4.2 Dekompression + dynamische Stabilisierung**

Die zusätzliche Implantation von Wallis bzw. Dynesys führte zu einer Korrektur der Neutralposition zurück in Richtung Extension. Die Verlagerung der Neutralposition Richtung Extension weist darauf hin, dass die Implantate in der Lage sind, die biomechanische Instabilität aufgrund der geschwächten posterioren Strukturen zu einem gewissen Grad zu kompensieren. Hingegen wird über das interspinöse X STOP Implantat berichtet, dass es die Neutralposition in Richtung Flexion verschiebe [36]. Die von Lindsey et al. veröffentlichten Ergebnisse decken sich daher nicht mit unseren. Eine Erklärung für diese Diskrepanz könnte sein, dass X STOP eine stärkere Distraction bewirkt als Wallis bzw. Dynesys. In allen Ebenen korreliert der Einfluss des Implantats auf die Neutrale Zone gut mit seinem Einfluss auf den Bewegungsumfang.

## **5.5 NZ/ROM-Quotient**

### **5.5.1 Nativzustand**

Der NZ/ROM-Quotient ist ein relatives Größenmaß zur Beschreibung von Segmentinstabilität [41, 83]. Damit macht der auch als Instabilitätsindex bezeichnete Quotient eine Aussage über die Elastizität der getesteten Präparate [49]. Im Nativzustand lag der Anteil der NZ am Gesamtbewegungsumfang in allen Ebenen bei etwa ¼. Der Vergleich der NZ/ROM-Quotienten unserer Studie mit den Werten anderer Studien ist schwierig, da der berechnete Quotient stark von dem angelegten Drehmoment abhängig ist: Ein höheres Drehmoment (z.B.  $\pm 7,5$  Nm) wird einen

durchschnittlich kleineren NZ/ROM-Quotienten hervorbringen, da durch das höhere Drehmoment die ROM zunimmt, die Neutrale Zone aber etwa gleich groß bleibt. Ein weiteres Problem der Vergleichbarkeit stellt die in einigen biomechanischen Studien angelegte axiale Belastung dar (s. 5.7). Bei gleichem Drehmoment führt sie zu einer Abnahme der ROM in allen Ebenen. Außerdem stellten Niosi et al. fest, dass die axiale Belastung zu einer Zunahme der Neutralen Zone in Flexion-Extension und Lateralflexion führt [32, 43, 47, 67].

### **5.5.2 Dekompression**

Die Unterschneidende Dekompression führte zu keiner nennenswerten Veränderung des Instabilitätsindex in den verschiedenen Ebenen (Tabelle 6). Damit nahmen sowohl die ROM als auch die NZ durch die Entfernung von Gewebe in gleichem Umfang zu.

### **5.5.3 Dekompression + dynamische Stabilisierung**

Sowohl das Wallis- als auch das Dynesys-Implantat erzielten eine signifikante Zunahme des NZ/ROM-Quotienten in Flexion-Extension. Gleiches gilt für Dynesys in Lateralflexion und Wallis in axialer Rotation. Dies zeigt, dass der Bewegungsumfang durch die beiden Implantate jeweils stärker eingeschränkt wird als die Neutrale Zone. Die Wirkung der Implantate tritt damit erst ein, wenn sie unter Druck bzw. Zug kommen, liegen sie locker und unbelastet, zeigen sie kaum eine Wirkung.

## **5.6 Der Einfluss der Dynesys-Platzhalter-Länge auf die relative Bewegungseinschränkung**

Die durchschnittlichen Längen der PCU-Platzhalter, wie sie in Tabelle 7 angegeben sind, entsprechen etwa den durchschnittlichen Werten die Niosi et al. publiziert haben [43]. Im Gegensatz zu Niosi et al., die einen signifikanten Einfluss der Dynesys-Platzhalter-Länge auf die relative Bewegungseinschränkung feststellten, zeigten unsere Ergebnisse keinen statistisch signifikanten Zusammenhang dieser beiden Variablen. Niosi et al. testeten in ihrer Studie das Dynesys-Implantat mit unterschiedlichen Platzhalterlängen in ein und denselben lumbalen Bewegungssegmenten. Je kürzer sie die Platzhalter wählten, desto stärker war der stabilisierende Effekt ausgeprägt. Die so gemessenen ROM-Werte nach Dynesys-Implantation wurden dabei aber stets in Beziehung zu den konstanten ROM-Werten der nativen Bewegungssegmente gesetzt.

Lumbale Segmente mit einem kleineren Pedikelabstand zwischen dem kranialen und kaudalen Wirbelkörper weisen hingegen auch einen verminderten Bewegungsumfang bei gleicher Belastung auf. In diesen Segmenten ist eine fortgeschrittene degenerative Höhenminderung der Bandscheibe ursächlich für den verminderten Pedikelabstand und die höhere Rigidität. Im Zuge des standardisierten Implantationsverfahrens werden in diesen Segmenten kürzere Dynesys-Platzhalter eingesetzt. Das Resultat unterschiedlicher Ausgangswerte des Bewegungsumfangs ist eine gleich bleibende relative Bewegungseinschränkung unabhängig von der Platzhalterlänge. Zudem wurde in unserer Studie, wie vom Hersteller empfohlen, eine gleich hohe Vorspannung von Bändern und Platzhaltern angewandt. Auch die Höhe der Vorspannung war unabhängig von der Dynesys-Platzhalterlänge und könnte unsere Beobachtungen erklären.

## **5.7 Einschränkungen der Studie**

*Zu den Einschränkungen unserer Studie gehören...*

*Axiale Belastung:*

In unserer Studie wurden Pure-Moment-Belastungen ohne zusätzliche axiale Belastung angewandt. Obwohl dies nicht die physiologischen Gegebenheiten widerspiegelt, ist es dennoch ein international anerkanntes und empfohlenes Verfahren [25, 26, 58, 78, 79]. Niosi et al. haben ROM-Werte ohne und mit axialer Belastung von 600 N getestet [43]. Mit zusätzlicher Belastung fanden sie dabei die gleiche Tendenz der ROM wie ohne Belastung, jedoch waren insgesamt die gemessenen absoluten ROM-Werte kleiner. Dieser Effekt der Belastung wurde in allen Ebenen beschrieben. Wir haben uns für die Untersuchung der Segmente ohne Belastung entschieden, da zum einen der Bewegungsumfang durch die Implantation von Dynesys bereits sehr klein ist und zum anderen die Unterschiede von Wallis und Dynesys besser sichtbar werden.

*Angrenzende Segmente:*

In unserer Studie wurden angrenzende Segmente nicht untersucht. Andere Studien konnten zeigen, dass sowohl die Dekompression einer bestimmten Segmenthöhe mit und ohne zusätzliche Implantation von X STOP, als auch die Implantation von X STOP ohne Dekompression keinen großen Einfluss auf die ROM benachbarter Bewegungssegmente in allen Ebenen haben [20, 36]. Cheng et al. instrumentierten destabilisierte, lumbale Bewegungssegmente der Höhe L3/4 mit dem Dynesys-Implantat [14]. Folglich untersuchten sie den Einfluss des Implantats auf die ROM des

angrenzenden Segments L2/3. Auch sie fanden keine statistisch signifikante Veränderung des Bewegungsumfangs bei gleicher Belastung.

#### *Muskelaktivität:*

Der Einfluss der Muskulatur auf die ROM konnte in diesem *in vitro* Modell nicht berücksichtigt werden. Die Muskulatur stabilisiert und schützt die passiven Anteile der Wirbelsäule und begrenzt damit den Bewegungsumfang *in vivo*.

#### *Pure-Moments:*

Pure-Moment-Belastungen werden häufig in vergleichenden biomechanischen Studien spinaler Implantate angewandt [26]. Die Pure-Moment-Technik gewährleistet eine gleichförmige Belastung spinaler Bewegungssegmente. Die angewandten Momente reproduzieren dabei aber keine physiologischen Belastungen. Trotzdem zeigen die Ergebnisse von *in vivo* und *in vitro* Studien, dass das Pure-Moment-Verfahren einen guten Kompromiss bei *in vitro* Untersuchungen unter der Voraussetzung intakter Bandscheiben darstellt [77].

#### *Segmentale Degeneration:*

Durch eine segmentale Degeneration kommt es zu Veränderungen der ROM in allen drei Ebenen. Diese Tatsache muss bei der Interpretation unserer Ergebnisse berücksichtigt werden. Fujiwara et al. fanden heraus, dass eine initiale bis mäßige Bandscheibendegeneration besonders in axialer Rotation zu einer ROM-Zunahme führt [21]. Die durch Degeneration entstandenen ROM-Veränderungen in allen Ebenen wurden von Fujiwara et al. bei Vergleich der verschiedenen Segmenthöhen als nicht signifikant eingestuft. Mimura et al. fanden heraus, dass die zunehmende Degeneration der Bandscheibe zu einer verminderten ROM in Flexion-Extension und Lateralflexion führt [41]. Der NZ/ROM-Quotient nahm in beiden Bewegungsrichtungen zu. In axialer Rotation wurde, wie in den Untersuchungen von Fujiwara et al., eine ROM-Zunahme durch Degeneration ermittelt. Die Ergebnisse zeigen weiter, dass in axialer Rotation und mit zunehmender Bandscheibendegeneration die Neutrale Zone prozentual stärker ansteigt als die ROM. Dadurch könnte man als Hauptziel dynamischer, semi-rigider Implantate eine Stabilisierung degenerativer Segmente in axialer Rotation annehmen. Unsere Ergebnisse zeigen aber, dass weder Wallis noch Dynesys dieser Annahme folgen.

#### *Belastung von $\pm 5$ Nm:*

Wilke et al. empfehlen für die Untersuchung spinaler, lumbaler Segmente eine Belastung von  $\pm 7,5$  Nm [79]. Goel et al. befürworten mit 6 – 10 Nm ebenfalls ein größeres Drehmoment [26]. Bei Testung osteoporotischer Präparate schlagen Wilke et al. jedoch eine Reduktion der Belastung um die Hälfte vor [79]. Das Durchschnittsalter der in dieser Studie getesteten lumbalen Wirbelsäulen lag bei 77 Jahren (Max: 87 Jahre; Min: 65 Jahre) Osteoporotische Veränderungen der Präparate konnten durch die Multidetektor-Spiralcomputertomographie (MDCT) ausgeschlossen werden. Trotzdem war durch das hohe Alter der Präparate eine verminderte Knochenstabilität und folglich eine größere Anfälligkeit für Läsionen und Frakturen anzunehmen. Da jedes Präparat vierfach getestet wurde, sollte eine gleiche knöcherne Stabilität in allen chirurgischen Zuständen gewährleistet werden. Daher wurde eine etwas geringere Belastung von  $\pm 5$  Nm gewählt, um durch das Testverfahren induzierte strukturelle Schäden zu vermeiden. Eine Betrachtung der Load-Displacement-Kurve (Abbildung 12) zeigt zudem, dass mit steigender Belastung der Kurvenverlauf von einem progressiven in einen degressiven Anstieg übergeht. Belastungen oberhalb von  $\pm 5$  Nm führen somit nur zu geringfügig ansteigenden ROM-Werten (vgl. auch Load-Displacement-Kurven von Wilke et al. mit  $\pm 7,5$  Nm Belastung [78]). Daher scheint auch unter diesen Gegebenheiten eine Belastung von  $\pm 5$  Nm gerechtfertigt, um die ROM-Unterschiede zwischen den verschiedenen chirurgischen Zuständen ausreichend darzustellen.

#### *Resektion der supra- und interspinösen Bänder im Zuge der Unterscheidenden Dekompression:*

Im Zuge der Unterschneidenden Dekompression wurden die supra- und interspinösen Bänder entfernt, um konsekutiv das interspinöse Wallis zu implantieren. Eine Entfernung dieser stabilisierenden Bänder wird klinisch bei Dekompression des Spinalkanals nicht immer durchgeführt. Es ist davon auszugehen, dass das hier durchgeführte Dekompressionsverfahren mit Resektion der supra- und interspinösen Bänder eine größere Instabilität hervorruft als das alternative Verfahren. Dieser Effekt wird besonders stark bei Flexionsbewegungen zu erwarten sein, weniger bei Extension, Lateralflexion und axialer Rotation. Jedoch erfordert das alternative Verfahren mit Erhaltung der supra- und interspinösen Bänder eine weitere Resektion von Teilen der Facettengelenke, um eine ausreichende Dekompression zu erzielen. Auch das kann

ähnliche Instabilitäten erzeugen. Die supra- und interspinösen Bänder bilden nach Gillespie et al. den größten Anteil am Widerstand in Flexion, während in Extension die Facettengelenke den größten Anteil ausmachen [24]. Die Durchtrennung der supra- und interspinösen Bänder führt aber Abumi et al. zufolge zu keiner signifikanten Vergrößerung des Bewegungsumfanges bei gleicher Belastung in allen Ebenen [2]. Die Implantation des interspinösen Wallis setzt die Entfernung des supra- und interspinösen Bandes voraus, das Pedikelschrauben-basierte Dynesys-System jedoch nicht. Wir haben uns für die Resektion entschieden, um den Einfluss beider Implantatsysteme auf denselben dekomprimierten Zustand eines Segmentes darzustellen. Dieses Vorgehen erlaubt einen direkten Vergleich der relativen Stabilisierung durch die beiden dynamischen Implantatsysteme.

## **5.8 Klinische Aspekte**

Die vorliegende *in vitro* Studie bestätigt, dass die chirurgische Dekompression des Spinalkanals eine segmentale Instabilität fördert. Es gibt noch keine klinische Evidenz für das effektivste Dekompressionsverfahren bzw. für das Ausmaß der Dekompression in der operativen Behandlung der lumbalen Spinalkanalstenose [23]. Bei Patienten mit vorbestehendem Wirbelgleiten (Spondylolisthese) und lumbaler Spinalkanalstenose sowie bei Patienten mit iatrogenen segmentaler Instabilität findet sich mäßige bis gute Evidenz für eine Fusion nach Dekompression [23, 53, 54]. Für den klinischen Einsatz dynamischer interspinöser Implantate gibt es derzeit keine Evidenz [23]. Interspinöse Implantate werden bei milder Spinalkanalstenose zum Teil ohne vorausgehende Dekompression eingesetzt. Sie führen zu einer Erweiterung des Spinalkanals und der Neuroforamina [68]. Die prospektive, randomisierte Studie von Zucherman et al. zeigte für das interspinöse X STOP viel versprechende Ergebnisse: Nach zwei Jahren gaben 45 % der mit X STOP behandelten Patienten aber nur 7 % der konservativ behandelten Kontrollgruppe eine Beschwerdebesserung an [86]. Die Patientenzufriedenheit der X STOP-Gruppe lag bei 73 %, die der Kontrollgruppe bei 36 %. Das in dieser Studie untersuchte Wallis-Implantat wird im Vergleich zum X STOP-Implantat in der Regel nach chirurgischer Dekompression eingesetzt.

Aktuelle Indikationen für die Implantation des Wallis sind (Höhe L1-L5):

- 1) *Lumbale Spinalkanalstenose nach Dekompression durch Laminotomie*
- 2) *Massiver Bandscheibenvorfall bei jungen Erwachsenen*

3) *Rezidivierende Bandscheibenvorfälle*

4) *Degenerative Veränderungen mit oder ohne Modic 1*

5) *Anschlusssegmentdegeneration der Bandscheibe nach Fusion*

In einer Studie von Floman et al. weisen die Kurzzeitergebnisse darauf hin, dass das Wallis-Implantat rezidivierende Bandscheibenvorfälle nicht effektiv verhindern kann [19]. Daher müssen die oben genannten Indikationen zur Implantation kritisch hinterfragt werden. Sénégas et al. untersuchten die Haltbarkeit des Wallis [66]. Sie fanden heraus, dass 14 Jahre nach Implantation noch 76 % der Patienten das Implantat trugen. Weitere klinische Studien zu Wallis werden notwendig sein, um die Effektivität des Implantats bei den genannten Indikationen zu beweisen. Das Pedikelschraubenbasierte Dynesys-Implantat wird nach chirurgischer Dekompression eingesetzt und stellt eine Alternative zur instrumentierten Fusion dar. Das Dynesys-Implantat soll neben einer ausreichenden dynamischen Stabilisierung posteriore Strukturen wie die Facettengelenke entlasten. Niosi et al. haben jedoch gezeigt, dass die Gelenkflächen der Facettengelenke durch die Dynesys-Implantation eine signifikant höhere Belastung in isolierter Flexion und Lateralflexion erfahren [42]. In klinischer Hinsicht relativieren Niosi et al. aber die beschriebenen Effekte auf die Facettengelenke. Ihrer Meinung nach ist, trotz der signifikanten Änderungen der Facettengelenksbelastungen, die absolute Höhe der Facettengelenksbelastungen in isolierter Flexion und Lateralflexion im relativen Vergleich zu den anderen Bewegungsrichtungen gering. In der aktuellen Literatur finden sich uneinheitliche Ergebnisse zum klinischen Outcome nach Dynesys-Implantation. Schnake et al berichten von ähnlich guten klinischen Ergebnisse des Dynesys im Vergleich zur instrumentierten Fusion [60]. Sie implantierten das Dynesys nach interlaminärer Dekompression einer lumbalen Spinalkanalstenose mit begleitender Spondylolisthese. Die Stabilität reichte dabei aus, um ein Fortschreiten der degenerativen Spondylolisthese zu verhindern. Geringere Raten an Anschlusssegmentdegeneration konnten durch die dynamische Stabilisierung jedoch nicht festgestellt werden. Schnake et al. stellten ein Implantatversagen in 17 % der Fälle nach 2 Jahren fest. Ihrer Meinung nach sind für die instrumentierte Fusion und das Dynesys-System etwa gleich hohe Raten an Pedikelschraubenlockerungen anzunehmen. Auch Welch et al. finden viel versprechenden Kurzzeitergebnisse in der Anwendung

des Dynesys zur Behandlung der degenerativen Spondylolisthese und Spinalkanalstenose [75]. Die Vorteile des Dynesys-Systems gegenüber der instrumentierten Fusion liegen in der geringeren Invasivität und niedrigeren perioperativen Morbidität. Putzier et al. zufolge beugt die Implantation des Dynesys nach Nukleotomie einer weiteren Bandscheibendegeneration effektiv vor [51]. In anderen klinischen Studien führte der Einsatz des Dynesys-Implantats zu weniger guten Ergebnissen. Grob et al. setzten das Dynesys-Implantat bei Patienten mit Bandscheibendegeneration bzw. lumbaler Spinalkanalstenose und assoziierter Instabilität ein. Im Vergleich zur Fusion erreichte das Dynesys-System kein besseres klinisches Outcome. Als nachteilig wurde die hohe Rate an erforderlichen Reoperationen genannt (19 %). Bothmann et al. bemängeln ebenfalls die hohe Komplikationsrate nach Dynesys-Implantation [13]. Eine operative Revision war bei 28 % der Patienten erforderlich. Auch sie sehen in der Dynesys-Implantation keinen Vorteil im Vergleich zur Fusion. Ob das Dynesys-Implantat eine gleichwertige, bessere oder schlechtere Alternative zur etablierten Fusion dargestellt werden zusätzliche klinische Studien und Langzeitergebnisse zeigen. Sie werden vermutlich auch weitere Aussagen über die Haltbarkeit und das Problem der Schraubenlockerung machen können.

## **6. Zusammenfassung**

Die Implantation von Wallis und Dynesys nach Unterschneidender Dekompression führt zu einer signifikanten Abnahme des segmentalen Bewegungsumfangs in allen Ebenen. Auch die Neutrale Zone wird durch die dynamischen Implantate mit Ausnahme von Wallis in axialer Rotation signifikant vermindert. Die ROM ist im Gegensatz zur Neutralen Zone abhängig von dem angelegten Drehmoment. Daher ist der Vergleich mit anderen biomechanischen Studien aufgrund unterschiedlicher Drehmomente schwieriger. Die Neutrale Zone ist ein absolutes Größenmaß für Segmentinstabilität. Sie vereinfacht den Vergleich verschiedener biomechanischer Studien und sollte zur Beschreibung von Segmentinstabilität herangezogen werden. In Flexion-Extension werden ROM und NZ durch beide Implantate stark eingeschränkt. Zusätzlich zur Flexion-Extension, führt Dynesys zu einer erheblichen Begrenzung beider Parameter in Lateralflexion. Die axiale Rotation wird zwar von beiden Implantaten signifikant

beeinflusst, jedoch nicht in klinisch relevantem Ausmaß. Wallis beschränkt ROM und NZ in einer Ebene:

Flexion-Extension.

Dynesys beschränkt ROM und NZ in zwei Ebenen:

Flexion-Extension und Lateralflexion.

Somit schließen die Implantate die Lücke zwischen alleiniger Dekompression und der instrumentierten Fusion, die Einfluss auf alle drei Ebenen hat:

Einschränkung von ROM und NZ in Flexion-Extension, Lateralflexion und axialer Rotation.

Obwohl beide, Dynesys und Wallis, nicht-rigide Implantate sind, unterscheiden sie sich im Ausmaß der ROM- und NZ-Einschränkung und können daher in verschiedenen klinischen und biomechanischen Situationen eingesetzt werden. Der Effekt der Implantate ist dabei unabhängig von der lumbalen Segmenthöhe. Die Ergebnisse dieser Studie unterstützen die Hypothese, dass semi-rigide Implantate eine ausreichende Stabilisierung erzielen. Ob sie das klinische Outcome verbessern können muss noch in prospektiven klinischen Studien bewiesen werden.

## 7. Literaturverzeichnis

1. Aalto, T.J., et al., *Preoperative predictors for postoperative clinical outcome in lumbar spinal stenosis: systematic review*. Spine, 2006. 31(18): p. E648-63.
2. Abumi, K., et al., *Biomechanical evaluation of lumbar spinal stability after graded facetectomies*. Spine, 1990. 15(11): p. 1142-7.
3. Airaksinen, O., et al., *Surgical outcome of 438 patients treated surgically for lumbar spinal stenosis*. Spine, 1997. 22(19): p. 2278-82.
4. Amundsen, T., et al., *Lumbar spinal stenosis: conservative or surgical management?: A prospective 10-year study*. Spine, 2000. 25(11): p. 1424-35; discussion 1435-6.
5. Andersen, T., et al., *The positive effect of posterolateral lumbar spinal fusion is preserved at long-term follow-up: a RCT with 11-13 year follow-up*. Eur Spine J, 2007.
6. Anderson, P.A., C.B. Tribus, and S.H. Kitchel, *Treatment of neurogenic claudication by interspinous decompression: application of the X STOP device in patients with lumbar degenerative spondylolisthesis*. J Neurosurg Spine, 2006. 4(6): p. 463-71.
7. Atlas, S.J., et al., *Surgical and nonsurgical management of lumbar spinal stenosis: four-year outcomes from the maine lumbar spine study*. Spine, 2000. 25(5): p. 556-62.
8. Atlas, S.J., et al., *Long-term outcomes of surgical and nonsurgical management of lumbar spinal stenosis: 8 to 10 year results from the maine lumbar spine study*. Spine, 2005. 30(8): p. 936-43.
9. Beastall, J., et al., *The Dynesys lumbar spinal stabilization system: a preliminary report on positional magnetic resonance imaging findings*. Spine, 2007. 32(6): p. 685-90.
10. Benini, A., *[Lumbar spinal stenosis. An overview 50 years following initial description]*. Orthopade, 1993. 22(4): p. 257-66.
11. Benini, A., *[Stenosis of the lumbar spinal canal. Pathophysiology, clinical aspects and therapy]*. Orthopade, 1997. 26(5): p. 503-14.
12. Bordes-Monmeneu, M., et al., *[System of dynamic neutralization in the lumbar spine: experience on 94 cases.]*. Neurocirugia (Astur), 2005. 16(6): p. 499-506.
13. Bothmann, M., et al., *Dynesys fixation for lumbar spine degeneration*. Neurosurg Rev, 2007.

14. Cheng, B.C., et al., *Immediate biomechanical effects of lumbar posterior dynamic stabilization above a circumferential fusion*. Spine, 2007. 32(23): p. 2551-7.
15. Christie, S.D., J.K. Song, and R.G. Fessler, *Dynamic interspinous process technology*. Spine, 2005. 30(16 Suppl): p. S73-8.
16. Ciol, M.A., et al., *An assessment of surgery for spinal stenosis: time trends, geographic variations, complications, and reoperations*. J Am Geriatr Soc, 1996. 44(3): p. 285-90.
17. Corneffjord, M., et al., *A long-term (4- to 12-year) follow-up study of surgical treatment of lumbar spinal stenosis*. Eur Spine J, 2000. 9(6): p. 563-70.
18. Dhillon, N., E.C. Bass, and J.C. Lotz, *Effect of frozen storage on the creep behavior of human intervertebral discs*. Spine, 2001. 26(8): p. 883-8.
19. Floman, Y., et al., *Failure of the Wallis interspinous implant to lower the incidence of recurrent lumbar disc herniations in patients undergoing primary disc excision*. J Spinal Disord Tech, 2007. 20(5): p. 337-41.
20. Fuchs, P.D., et al., *The use of an interspinous implant in conjunction with a graded facetectomy procedure*. Spine, 2005. 30(11): p. 1266-72; discussion 1273-4.
21. Fujiwara, A., et al., *The effect of disc degeneration and facet joint osteoarthritis on the segmental flexibility of the lumbar spine*. Spine, 2000. 25(23): p. 3036-44.
22. Gay, R.E., et al., *Sagittal plane motion in the human lumbar spine: comparison of the in vitro quasistatic neutral zone and dynamic motion parameters*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2006. 21(9): p. 914-9.
23. Gibson, J.N. and G. Waddell, *Surgery for degenerative lumbar spondylosis: updated Cochrane Review*. Spine, 2005. 30(20): p. 2312-20.
24. Gillespie, K.A. and J.P. Dickey, *Biomechanical role of lumbar spine ligaments in flexion and extension: determination using a parallel linkage robot and a porcine model*. Spine, 2004. 29(11): p. 1208-16.
25. Goel, V.K. and M.M. Panjabi, *A New Standard Guide for the Testing of Spinal Implant Constructs - Part I: Guide for the Multidirectional Instability Evaluation of the Construct*. ASTM Draft Version, 1992. 6: p. 1-9.
26. Goel, V.K., et al., *Test protocols for evaluation of spinal implants*. J Bone Joint Surg Am, 2006. 88 Suppl 2: p. 103-9.
27. Grob, D., et al., *Clinical experience with the Dynesys semirigid fixation system for the lumbar spine: surgical and patient-oriented outcome in 50 cases after an average of 2 years*. Spine, 2005. 30(3): p. 324-31.

28. Gunzburg, R. and M. Szpalski, *The conservative surgical treatment of lumbar spinal stenosis in the elderly*. Eur Spine J, 2003. 12 Suppl 2: p. S176-80.
29. Hess, M., *Sobotta: Atlas der Anatomie des Menschen*, R. Putz and R. Pabst, Editors. 1998, Urban & Schwarzenberg: München, Wien, Baltimore.
30. Hurschler, C., et al., *Sensor-guided robotic spine motion-segment biomechanical testing: Validation against the pure moment apparatus*. Transactions of the 51st Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, Vol. 30 (Poster No: 1277), Washington, D.C., 2005.
31. Ianuzzi, A., J.G. Pickar, and P.S. Khalsa, *Determination of torque-limits for human and cat lumbar spine specimens during displacement-controlled physiological motions*. Spine J, 2007.
32. Janevic, J., J.A. Ashton-Miller, and A.B. Schultz, *Large compressive preloads decrease lumbar motion segment flexibility*. J Orthop Res, 1991. 9(2): p. 228-36.
33. Johnsson, K.E., *Lumbar spinal stenosis. A retrospective study of 163 cases in southern Sweden*. Acta Orthop Scand, 1995. 66(5): p. 403-5.
34. Knaub, M.A., et al., *Lumbar spinal stenosis: indications for arthrodesis and spinal instrumentation*. Instr Course Lect, 2005. 54: p. 313-9.
35. Lafage, V., et al., *New interspinous implant evaluation using an in vitro biomechanical study combined with a finite-element analysis*. Spine, 2007. 32(16): p. 1706-13.
36. Lindsey, D.P., et al., *The effects of an interspinous implant on the kinematics of the instrumented and adjacent levels in the lumbar spine*. Spine, 2003. 28(19): p. 2192-7.
37. Madsen, R., et al., *The effect of body position and axial load on spinal canal morphology: an MRI study of central spinal stenosis*. Spine, 2008. 33(1): p. 61-7.
38. Martin, C.R., et al., *The surgical management of degenerative lumbar spondylolisthesis: a systematic review*. Spine, 2007. 32(16): p. 1791-8.
39. Mayer, H.M., et al., *[Microsurgery of acquired degenerative lumbar spinal stenosis. Bilateral over-the-top decompression through unilateral approach]*. Orthopade, 2003. 32(10): p. 889-95.
40. Meyers, K., et al., *The use of instrumented pedicle screws to evaluate load sharing in posterior dynamic stabilization systems*. Spine J, 2007.
41. Mimura, M., et al., *Disc degeneration affects the multidirectional flexibility of the lumbar spine*. Spine, 1994. 19(12): p. 1371-80.

42. Niosi, C.A., et al., *The effect of dynamic posterior stabilization on facet joint contact forces: an in vitro investigation*. Spine, 2008. 33(1): p. 19-26.
43. Niosi, C.A., et al., *Biomechanical characterization of the three-dimensional kinematic behaviour of the Dynesys dynamic stabilization system: an in vitro study*. Eur Spine J, 2006. 15(6): p. 913-22.
44. Osman, S.G., et al., *Transforaminal and posterior decompressions of the lumbar spine. A comparative study of stability and intervertebral foramen area*. Spine, 1997. 22(15): p. 1690-5.
45. Panjabi, M.M., *The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis*. J Spinal Disord, 1992. 5(4): p. 390-6; discussion 397.
46. Panjabi, M.M., V.K. Goel, and K. Takata, *Physiologic strains in the lumbar spinal ligaments. An in vitro biomechanical study 1981 Volvo Award in Biomechanics*. Spine, 1982. 7(3): p. 192-203.
47. Patwardhan, A.G., et al., *Effect of compressive follower preload on the flexion-extension response of the human lumbar spine*. J Orthop Res, 2003. 21(3): p. 540-6.
48. Penning, L. and J.T. Wilmsink, *Posture-dependent bilateral compression of L4 or L5 nerve roots in facet hypertrophy. A dynamic CT-myelographic study*. Spine, 1987. 12(5): p. 488-500.
49. Pott, L.S., *Validierung eines roboterassistierten Testverfahrens zur in vitro Stabilitätsprüfung von Wirbelsäulensegmenten*, in *Orthopädische Klinik im Zentrum Chirurgie*. 2005, Medizinische Hochschule Hannover: Hannover. p. 10+26.
50. Putzier, M., et al., *[Application of a dynamic pedicle screw system (DYNESYS) for lumbar segmental degenerations - comparison of clinical and radiological results for different indications]*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 2004. 142(2): p. 166-73.
51. Putzier, M., et al., *The surgical treatment of the lumbar disc prolapse: nucleotomy with additional transpedicular dynamic stabilization versus nucleotomy alone*. Spine, 2005. 30(5): p. E109-14.
52. Quint, U., et al., *[Functional sequelae of surgical decompression of the lumbar spine--a biomechanical study in vitro]*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 1998. 136(4): p. 350-7.
53. Resnick, D.K., et al., *Guidelines for the performance of fusion procedures for degenerative disease of the lumbar spine. Part 9: fusion in patients with stenosis and spondylolisthesis*. J Neurosurg Spine, 2005. 2(6): p. 679-85.

54. Resnick, D.K., et al., *Guidelines for the performance of fusion procedures for degenerative disease of the lumbar spine. Part 10: fusion following decompression in patients with stenosis without spondylolisthesis*. J Neurosurg Spine, 2005. 2(6): p. 686-91.
55. Rompe, J.D., et al., *Degenerative lumbar spinal stenosis. Long-term results after undercutting decompression compared with decompressive laminectomy alone or with instrumented fusion*. Neurosurg Rev, 1999. 22(2-3): p. 102-6.
56. Sairyo, K., et al., *Pathomechanism of ligamentum flavum hypertrophy: a multidisciplinary investigation based on clinical, biomechanical, histologic, and biologic assessments*. Spine, 2005. 30(23): p. 2649-56.
57. Schiebler, T.H. and W. Schmidt, *Anatomie: Zytologie, Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie des Menschen*. 8 ed. 2002, Berlin, Heidelberg, New York: Springer
58. Schmoelz, W., et al., *Influence of a dynamic stabilisation system on load bearing of a bridged disc: an in vitro study of intradiscal pressure*. Eur Spine J, 2006. 15(8): p. 1276-85.
59. Schmoelz, W., et al., *Dynamic stabilization of the lumbar spine and its effects on adjacent segments: an in vitro experiment*. J Spinal Disord Tech, 2003. 16(4): p. 418-23.
60. Schnake, K.J., S. Schaeren, and B. Jeanneret, *Dynamic stabilization in addition to decompression for lumbar spinal stenosis with degenerative spondylolisthesis*. Spine, 2006. 31(4): p. 442-9.
61. Schulte, T.L., et al., *[Lumbar spinal stenosis]*. Orthopade, 2006. 35(6): p. 675-92; quiz 693-4.
62. Schwarzenbach, O., et al., *Posterior dynamic stabilization systems: DYNESYS*. Orthop Clin North Am, 2005. 36(3): p. 363-72.
63. Senegas, J., *La Ligamentoplastie intervertébrale, alternative à l'arthrodèse dans le traitement des instabilités dégénératives*. Acta Orthop Belg, 1991. 57 (Suppl. 1): p. 221-6.
64. Senegas, J., *Mechanical supplementation by non-rigid fixation in degenerative intervertebral lumbar segments: the Wallis system*. Eur Spine J, 2002. 11 Suppl 2: p. S164-9.
65. Senegas, J., et al., *Widening of the lumbar vertebral canal as an alternative to laminectomy in the treatment of lumbar stenosis*. Fr J Orthop Surg, 1988. 2: p. 93-9.
66. Senegas, J., et al., *Long-term actuarial survivorship analysis of an interspinous stabilization system*. Eur Spine J, 2007.

67. Shirazi-Adl, A., *Analysis of large compression loads on lumbar spine in flexion and in torsion using a novel wrapping element*. J Biomech, 2006. 39(2): p. 267-75.
68. Siddiqui, M., et al., *The positional magnetic resonance imaging changes in the lumbar spine following insertion of a novel interspinous process distraction device*. Spine, 2005. 30(23): p. 2677-82.
69. Stoll, T.M., G. Dubois, and O. Schwarzenbach, *The dynamic neutralization system for the spine: a multi-center study of a novel non-fusion system*. Eur Spine J, 2002. 11 Suppl 2: p. S170-8.
70. Swanson, K.E., et al., *The effects of an interspinous implant on intervertebral disc pressures*. Spine, 2003. 28(1): p. 26-32.
71. Tsai, K.J., et al., *A biomechanical evaluation of an interspinous device (Coflex) used to stabilize the lumbar spine*. J Surg Orthop Adv, 2006. 15(3): p. 167-72.
72. van Tulder, M.W., et al., *Outcome of invasive treatment modalities on back pain and sciatica: an evidence-based review*. Eur Spine J, 2006. 15 Suppl 1: p. S82-92.
73. Verhoof, O.J., et al., *High failure rate of the interspinous distraction device (X-Stop) for the treatment of lumbar spinal stenosis caused by degenerative spondylolisthesis*. Eur Spine J, 2007.
74. Weiner, B.K., et al., *Microdecompression for lumbar spinal canal stenosis*. Spine, 1999. 24(21): p. 2268-72.
75. Welch, W.C., et al., *Clinical outcomes of the Dynesys dynamic neutralization system: 1-year preliminary results*. Neurosurg Focus, 2007. 22(1): p. E8.
76. Wilke, H.J., et al., *Segment stability and intradiscal pressure achieved with different Interspinous Implants*. Eur Spine J, 2006. 15: p. 1561-632 (Abstract-No 178).
77. Wilke, H.J., et al., *Is it possible to simulate physiologic loading conditions by applying pure moments? A comparison of in vivo and in vitro load components in an internal fixator*. Spine, 2001. 26(6): p. 636-42.
78. Wilke, H.J., et al., *Biomechanical evaluation of a new total posterior-element replacement system*. Spine, 2006. 31(24): p. 2790-6; discussion 2797.
79. Wilke, H.J., K. Wenger, and L. Claes, *Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants*. Eur Spine J, 1998. 7(2): p. 148-54.
80. Wiseman, C.M., et al., *The effect of an interspinous process implant on facet loading during extension*. Spine, 2005. 30(8): p. 903-7.

81. Yamamoto, I., et al., *Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint*. Spine, 1989. 14(11): p. 1256-60.
82. Yue, J.J., et al., *Clinical application of the Panjabi neutral zone hypothesis: the Stabilimax NZ posterior lumbar dynamic stabilization system*. Neurosurg Focus, 2007. 22(1): p. E12.
83. Zhao, F., et al., *Discogenic origins of spinal instability*. Spine, 2005. 30(23): p. 2621-30.
84. Zhu, Q., et al., *Biomechanical evaluation of the Total Facet Arthroplasty System: 3-dimensional kinematics*. Spine, 2007. 32(1): p. 55-62.
85. Zucherman, J.F., et al., *A prospective randomized multi-center study for the treatment of lumbar spinal stenosis with the X STOP interspinous implant: 1-year results*. Eur Spine J, 2004. 13(1): p. 22-31.
86. Zucherman, J.F., et al., *A multicenter, prospective, randomized trial evaluating the X STOP interspinous process decompression system for the treatment of neurogenic intermittent claudication: two-year follow-up results*. Spine, 2005. 30(12): p. 1351-8.

# LEBENS LAUF

## PERSÖNLICHE DATEN

*Geboren* 17.12.1981 in Vreden  
*Familienstand* ledig  
*Staatsangehörigkeit* deutsch  
*Konfession* evangelisch

## SCHULAU SBILDUNG

*07/1993 – 06/2001* Heriburg Gymnasium Coesfeld  
*11.06.2001* Allgemeine Hochschulreife  
*09/2002 – 03/2003* CL English Language School, London, GB  
*04.03.2003* TOEFL Computer Based Test, Total Score: 263/300

## ZIVILD IENST

*08/2001 – 04/2002* Onkologische Station des St.-Vincenz-Hospitals Coesfeld

## STUDIUM

*Seit 04/2003* Medizinstudium an der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster  
*16.03.2005* Ärztliche Vorprüfung, Gesamtnote: gut (1,66)  
*Seit 04/2005* Studium der Betriebswirtschaftslehre an der Fernuniversität Hagen  
*26.05.2009* 2. Ärztliche Prüfung, Gesamtnote: gut (2,0)

## FAMULATUREN

*09/2005* Kardiologische Abteilung der Klinik Höhenried, Bernried  
*09/2006* Anästhesiologische Abteilung des Universitätsklinikums Münster  
*07/2007* Unfallchirurgische und radiologische Abteilungen des St.-Vincenz-Hospitals Coesfeld  
*09/2007* Allgemeinmedizin in der Praxis Dr. med. Bernd Bludau, Fuerteventura  
*09/2007* Ambulante Orthopädie in der Praxis Prof. Dr. med. Lars Hackenberg, Coesfeld

## **PRAKTISCHES JAHR**

<i>02/2008 – 06/2008</i>	Chirurgie: Raphaelsklinik Münster
<i>06/2008 – 09/2008</i>	Innere Medizin: Victoria Hospital Kapstadt, Südafrika
<i>09/2008 – 01/2009</i>	Orthopädie: Universitätsklinikum Münster

## **DOKTORARBEIT**

<i>Thema</i>	Beeinflussung biomechanischer Eigenschaften lumbaler Bewegungssegmente durch unterschneidende Spinalkanaldekompression und dynamische Implantate
<i>Doktorvater</i>	Prof. Dr. med. Lars Hackenberg
<i>Stand</i>	Fertiggestellt in 2008, Einreichen der Dissertation beim Promotionsausschuss mit Erhalt der Approbationsurkunde

## **ZUSATZQUALIFIKATIONEN**

<i>Fremdsprachen</i>	Englisch (sehr gut), Französisch (gut)
<i>EDV</i>	PowerPoint (sehr gut), SPSS (gut), WinWord (gut)

## **HOBBYS**

Skifahren, Rennradfahren

Coesfeld, den 14. Juni 2009