

Aus dem
Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Biomechanische Evaluation verschiedener minimal invasiver Stabilisie-
rungsverfahren für die intervertebrale Spondylodese an der humanen
Wirbelsäule

Zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät Charité
Universitätsmedizin Berlin

von

Paavo Beth
aus Berlin

Gutachter: 1. Priv.-Doz. Dr. med. C. Khodadadyan-Klostermann
2. Prof. Dr. med. M. J. Raschke
3. Priv.-Doz. Dr. med. G. Schmidmaier

Datum der Promotion: 21.11.2008

Meinem Vater gewidmet

„Einmal im Leben wenigstens muß doch ein
Arzt auf der Höhe der Wissenschaft sein!“

Rudolf Virchow

Zusammenfassung

Hintergrund:

Neben einigen anderen Vorteilen bietet der transforaminale Zugang für Wirbelkörperperfusionsen die Möglichkeit, operative Verletzungen durch den unilateralen intraoperativen Zugang zu reduzieren. Dies benötigt nachträgliche Stabilisierungsmethoden, die durchgeführt werden können, ohne zusätzliche Muskeln und Bindegewebe zu verletzen.

Methoden:

Ein dreidimensionaler Steifigkeitstest wurde an acht frisch gefrorenen, humanen Lendenwirbelsegmentpräparaten LWK4/5 durchgeführt.

Diese wurden in der folgenden Reihenfolge getestet:

Gruppe 1 (n=8): nativ

Gruppe 2 (n=8): Travios TLIF + Stabilisierung USSII bilateral (Goldstandard)

Gruppe 3 (n=8): Travios TLIF + Stabilisierung USSII ipsilateral

Gruppe 4 (n=8): Travios TLIF + Stabilisierung USSII ipsilateral + translaminäre Verschraubung (TFSF= Translaminar facet screw fixation) nach Magerl (52), (32) kontralateral

Gruppe 5 (n=8): Travios TLIF + Stabilisierung USSII ipsilateral + Facettenverschraubung mit LFIS kontralateral

Ergebnisse:

Bei der Extension waren die Range of Motion (ROM) und die elastische Zone (EZ) bei der bilateralen USSII-Stabilisierung und LFIS im Vergleich zum nativen Segment signifikant niedriger. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Stabilisierungsverfahren.

Während der Flexion war die ROM und die EZ bei der bilateralen USSII- Stabilisierung und die unilaterale USSII- Stabilisierung zusammen mit der translaminären Verschraubung signifikant niedriger als die ROM und die EZ des nativen Segments. Die LFIS Stabilisierung unterschied sich vom nativen Segment nur in der EZ signifikant. Auch hier bestanden keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Stabilisierungsmethoden.

In der Seitneigung unterschieden sich die EZ von unilateraler und bilateraler USSII-Stabilisierung signifikant. Andere statistische signifikante Werte bestanden nicht.

Bei der Rotation erwiesen sich vergleichsweise deutlich höhere Steifigkeitswerte bei der bilateralen USSII-Stabilisierung gegenüber dem nativen Segment, unilateraler USSII-

Stabilisierung und LFIS-Stabilisierung. Im Vergleich von uni- und bilateraler USSII-Stabilisierung zeigte sich eine Tendenz, aber keine Signifikanz.

In dieser Studie wurden keine statistisch signifikanten Beweise dafür erbracht, dass TLIF zu einem asymmetrischen Bewegungsverhalten führt.

Die bilaterale USSII-Stabilisierung bietet eine signifikant höhere Stabilität gegenüber unilateraler USSII-Stabilisierung. Signifikante Unterschiede zwischen den anderen getesteten Methoden bestehen nicht. Alle untersuchten Stabilisierungsmethoden erbrachten mindestens die Stabilität des nativen Segments.

Somit erscheinen die anderen Stabilisierungstechniken, zumindest als angemessene Alternativen zur bilateralen USSII- Stabilisierung, einer klinisch anerkannten und durch Studien bewiesenen erfolgreichen Spondylodese.

Abstract

Background:

Beside several other advantages, the transforaminal approach for lumbar interbody fusion offers the possibility to reduce surgical trauma by limiting the approach to only one side. This requires posterior stabilization methods, which are to be applied without the need to damage contralateral muscles and soft tissues.

Objective:

To compare different posterior stabilization methods for minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion (TLIF) biomechanically.

Methods:

A stiffness testing was performed on 8 fresh frozen human cadaveric lumbar spine motion segments, including the following sequentially tested configurations: (1) native motion segment, (2) TLIF and bilateral pedicle screw (PS) construct, (3) TLIF and ipsilateral pedicle screws, (4) TLIF and ipsilateral pedicle screws plus contralateral translaminar facet screw (TL) according to the Magerl technique, (5) TLIF and ipsilateral pedicle screws plus contralateral lumbar facet interference screw (LFIS).

Results:

In extension, the unilateral Range of Motion (ROM) and elastic zone (EZ) was significantly lower compared to native for bilateral PS and LFIS. There were no significant

differences between the different stabilization methods. In flexion, ROM and EZ were significantly lower compared to the native segment with bilateral PS and TL-screw. The LFIS differed from the native segment in EZ, only. Again, there were no significant differences between the different posterior stabilization methods. In lateral bending, the EZ of uni- and bilateral PS differed significantly. There were no additional significant differences. In rotation, the stiffness values of bilateral PS were significantly higher compared to native, unilateral PS and to LFIS. The comparison between ipsi- and bilateral PS showed a tendencial, but not significant difference for ROM and EZ. There was no statistical significant evidence that the TLIF method led to an asymmetric motion behaviour in our study.

Conclusion:

Bilateral PS augmentation offers significantly more stability than unilateral PS in the majority of the test modes. There was no significant difference between the other tested methods. All tested stabilization methods could achieve at least the stability of the native segment.

Schlagwörter:

Biomechanik, Lendenwirbelsäule, Spodylodese, TLIF, TFSF, LFIS

Keywords:

Biomechanics, lumbar spine, spondylodesis, TLIF, TFSF, LFIS

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	9
1.1	Epidemiologische Betrachtung.....	9
1.2	Degenerative Wirbelsäulenerkrankungen	10
1.3	Anatomie der Wirbelsäule	11
1.3.1	Blutversorgung	11
1.3.2	Innervation	12
1.3.3	Die Bandscheibe	12
1.3.4	Biomechanik.....	13
1.4	Diagnostik und Therapie	15
1.4.1	Diagnostik	15
1.4.2	Therapie.....	17
1.4.3	Intervertebrale Spondylodese.....	17
1.4.4	TLIF, ALIF und PLIF im Vergleich	19
1.5	Hypothesen.....	21
2	Material und Methoden	22
2.1	Studiendesign	22
2.2	Präparate	23
2.3	Präparation und Einbettung	24
2.4	Implantate	25
2.4.1	Travios TLIF (Synthes GmbH).....	25
2.4.2	USS II Polyaxiales Pedikelschraubensystem (Synthes GmbH)	25
2.4.3	Translaminäre Facettenverschraubung (TFSF) nach Magerl.....	26
2.4.4	Lumbale Facetteninterferenzschraube (LFIS, Synthes GmbH).....	26
2.5	Operationstechnik.....	27
2.5.1	TLIF	27
2.5.2	Bilaterale USS-II.....	28
2.5.3	Unilaterale USS-II	28
2.5.4	TFSF	28
2.5.5	LFIS	28
2.6	Biomechanische Prinzipien	31
2.6.1	Testprinzip	31
2.6.2	Testaufbau	32
2.6.3	Materialprüfmaschine Zwick	32
2.6.4	Wirbelsäulenprüfstand.....	33
2.6.5	Optisches Messsystem	34

2.6.6	Testdurchführung	35
2.7	Auswertung	36
2.8	Statistik	38
3	Ergebnisse	39
3.1	Extension	39
3.2	Flexion	39
3.3	Seitneigung links	40
3.4	Seitneigung rechts	40
3.5	Rotation links	41
3.6	Rotation rechts	41
3.7	Asymmetrisches Verhalten	42
4	Diskussion	47
4.1	Spondylodeseverfahren	47
4.2	Ergebnissbeurteilung im Vergleich und Validität des Testaufbaus	48
4.3	Schlussfolgerung	52
5	Literaturverzeichnis	55
6	Danksagung	62
7	Eidesstattliche Erklärung	63
8	Curriculum Vitae	64
9	Publikationen	67

1 Einleitung

1.1 Epidemiologische Betrachtung

Deyo et al. (1) haben in einer retrospektiven Kohortenstudie untersucht, inwieweit und ob Spondylodeseverfahren zur Versorgung degenerativer Lendenwirbelerkrankungen in den USA von 1988 bis 2001 zugenommen haben.

Es zeigte sich, dass 2001 122.000 Personen in den USA nur aufgrund von degenerativen Prozessen ein Spondylodeseverfahren unterzogen worden sind. Das ist eine Zunahme zu 1990 von 220%. Ein auffällig starker Anstieg (113%) war ab 1996 zu beobachten und erklärt sich unter anderem mit der Einführung und Bewährung von Cages in der Wirbelsäulen Chirurgie (1).

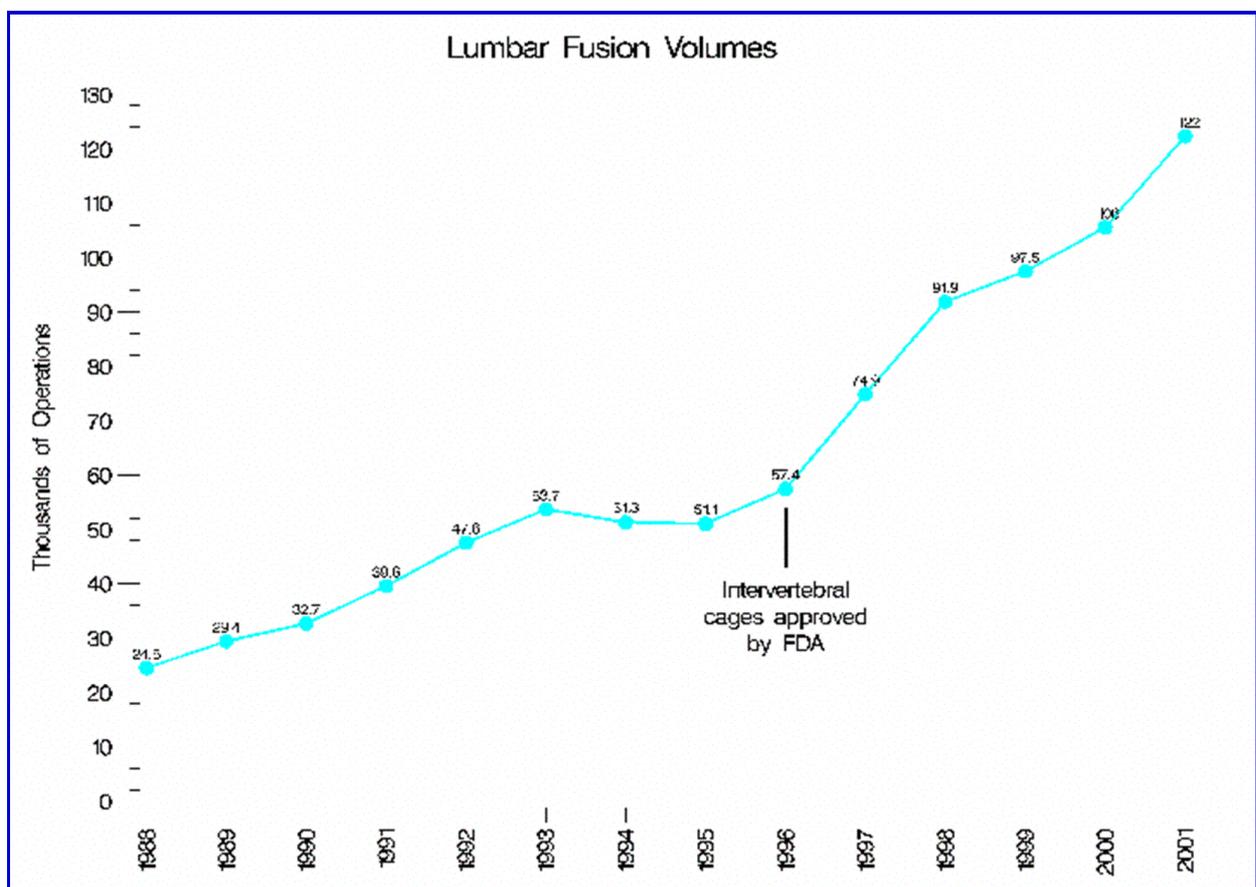


Abbildung 1: Anzahl an spinalen Fusionen in den USA im Zeitraum von 1988-2001. Markiert ist das Jahr der Zulassung von intervertebralen Cages durch die US Amerikanische Zulassungsbehörde (aus 1).

Die Studie beschrieb allerdings auch, dass die Zunahme an Spondylodese nicht mit verbesserter Wirksamkeit oder klareren Indikation in Zusammenhang zu bringen ist.

Deyo et al. (1) deuten an, dass hier noch weitere Untersuchungen hinsichtlich der Wirksamkeit verschiedener Fusionstechniken gebraucht werden.

Wenn man zusätzlich bedenkt, dass chronische Rückenschmerzen bedingt durch degenerative und andere Erkrankungen der Wirbelsäule zu schwerwiegenden körperlichen und psychosozialen Problemen führen können (2), (3) und eine Arbeitsunfähigkeit immer häufiger durch Rückenschmerzen bedingt ist (4), dann erklärt sich die klinische Relevanz und Aktualität dieser folgenden Arbeit.

1.2 Degenerative Wirbelsäulenerkrankungen

Erste als degenerativ zu betrachtende Veränderungen an der Bandscheibe zeigen sich nachweislich schon im zweiten Lebensjahrzehnt (5-9). Da aber ungezählte Untersuchungen eine hohe Prävalenz radiologisch erkennbarer degenerativer Veränderungen in Bandscheiben bei Patienten ohne klinische Symptomatik zeigten (10) und der Versuch einer Korrelation zwischen Befund und Symptomatik herbeizuführen widersprüchliche Ergebnisse erbrachte (11), ist bis heute nicht einmal abschließend geklärt, ob es sich um einen normalen Altersvorgang oder einen pathologischen Prozess handelt.

Es zeigte sich, dass mechanische und biomechanische Veränderungen der Bandscheibe erheblichen Einfluss auf die Degeneration der Facettengelenke haben und somit Arthrosen und Spinalkanalstenosen begünstigen (12), (13).

So muss man wohl die Bandscheibendegeneration als Bestandteil eines Verschleißprozesses ansehen, der sich im gesamten spinalen Bewegungssegment abspielt und mit höchst variabler Geschwindigkeit, interindividueller Ausprägung und höchst unterschiedlich schmerzhaften Leidensdruck korreliert.

Untersuchungen ergaben, dass während des Verschleißprozesses die Wasserbindungskapazität der Bandscheibe abnimmt und daraus ein verminderter osmotischer Druck resultiert (14). Durch diesen Wasserverlust verschiebt sich das discoligamentäre Gleichgewicht hin zu den dorsalen Facettengelenken, was dort ebenfalls eine degenerative Veränderung begünstigt (15). Das Zusammenspiel zwischen dem Höhenverlust der Bandscheibe durch die Wasserbindungsverminderung und die Hypertrophie der Facettengelenke durch die Arthrose, können zu einer Verengung des Spinalkanals führen (Spinalkanalstenose). Andererseits begünstigen der Wasserverlust und die Höhenminderung der Bandscheiben die Entstehung von Bandscheibenvorfällen. Zudem führt die Höhenminderung auch zu einer zunehmenden Instabilität der Bänder, welches das

sogenannte Wirbelgleiten (degenerative Spondylolisthese) begünstigt. Die Spondylolisthese ist nur der Vollständigkeit halber aufgeführt und wird im weiteren Verlauf dieser Studie keine Rolle einnehmen, da eines der hier getesteten Operationsverfahren bei der Spondylolisthese kontraindiziert ist.

1.3 Anatomie der Wirbelsäule

Die Wirbelsäule ist das zentrale Achsenorgan des Menschen. Ihre Funktion besteht darin, dem Rumpf ausreichende Stabilität zu geben, unter gleichzeitiger Erhaltung der Beweglichkeit. Weiterhin bietet sie dem Rückenmark im Wirbelkanal Schutz vor Verletzung. Die Wirbelsäule wird in fünf Abschnitte unterteilt: Halswirbelsäule, Brustwirbelsäule, Lendenwirbelsäule, Kreuzbein und Steißbein. Kreuzbein und Steißbein sind im Laufe der Evolution aus der Fusion benachbarter Wirbel entstanden.

Der Aufbau der Wirbelsäule ist segmentaler Natur. Die Konstruktion aus 33 Wirbeln, die mit Ausnahme der fusionierten Wirbel im sakralen und coccygealen Teil der Wirbelsäule gelenkig miteinander verbunden sind, ermöglicht eine gute Beweglichkeit über die gesamte Länge der Wirbelsäule.

Die kleinste biomechanische Einheit der Wirbelsäule ist das Bewegungssegment. Ein Bewegungssegment besteht aus Zwischenwirbelscheibe, den an sie angrenzenden Wirbelkörpern und den weiteren sie verbindenden Strukturen. Im Einzelnen sind dies das vordere und das hintere Längsband, die Ligamenta flava, das Ligamentum interspinale und das Ligamentum supraspinale als ligamentäre Strukturen sowie die kurzen Rückenmuskeln Mm. interspinales, Mm. rotatores, Mm. Intertransversales und M. supraspinalis. Die kurzen, segmentalen Rückenmuskeln bilden zusammen mit den mehrere Segmente überbrückenden Mm. spinales, M. multifidus, M. iliocostalis und M. longissimus die autochthone Rückenmuskulatur, die gemäß ihrer Hauptfunktion, der Aufrichtung des Rumpfes, unter dem Namen M. erector spinae zusammengefasst wird.

1.3.1 Blutversorgung

Jeder Lendenwirbel wird vom posterioren Ast einer Segmentarterie versorgt. Die Segmentarterien von L1 bis L4 entspringen der Aorta, wohingegen die Segmentarterien für L5 den Aa. iliolumbales entspringen. Der venöse Abfluss verläuft parallel zur arteriellen Versorgung in die V. cava inferior.

1.3.2 Innervation

In histologischen Untersuchungen konnte nachgewiesen werden, dass die neuronale Versorgung der posterioren Anteile des Wirbelkörperknochens über den N. sinuvertebralis entlang der venösen Gefäße über das am posterioren Wirbelkörperperrand vorhandene Foramen basivertebrale erfolgt (16). Des Weiteren gibt es auch Nervenfasern, die ausgehend vom Truncus sympathicus von ventral direkt in den Wirbelkörper einstrahlen, ohne Begleitung durch Gefäße (16), (17).

Die Wirbelbögen, Fortsätze und Facettengelenke werden durch Äste der Rami dorsales nn. spinalium versorgt.

Die Disci intervertebrales sind im Gegensatz zu den Wirbelkörpern nur in den peripheren Anteilen des Anulus fibrosus innerviert. In der gesunden Bandscheibe konnten Nervenfasern in einem Abstand bis zu 3 mm von der Oberfläche des Anulus fibrosus nachgewiesen werden (18). Die Nervenfasern im Anulus fibrosus verlaufen streng perivaskulär. In der stärker vaskularisierten geschädigten Bandscheibe sind entsprechend tiefere Penetrationen von Nervenfasern nachgewiesen (16), (18).

1.3.3 Die Bandscheibe

Die Wirbelsäule hat 23 Bandscheiben (Disci intervertebrales), die zwischen den Wirbelkörpern liegen und mit diesen fest verwachsen sind. Zwischen dem 1. und 2. Halswirbel und den verknöcherten Kreuz- und Steißbeinwirbeln befinden sich keine Bandscheiben. Die Bandscheibe besteht aus zwei faserknorpeligen Elementen, dem inneren gallertartigen Kern (Nucleus pulposus) und dem äußeren Faserring (Anulus fibrosus). Der Anulus fibrosus besteht überwiegend aus faserigen Matrixproteinen und Wasser. Der Nucleus pulposus besteht vor allem aus Wasser und zu deutlich kleineren Anteilen aus faserigen Matrixproteinen.

Durch diese Form der Konstruktion ist die Bandscheibe prädestiniert, axiale Stöße aufzunehmen und gleichzeitig eine hohe Beweglichkeit aufrecht zu erhalten.

Der Anulus fibrosus besteht vor allem aus kollagenhaltigen Fasern, die fest an Grund- und Deckplatte verankert sind. Dadurch kann er am besten Zugkräfte aufnehmen. Die Kollagenfasern sind in mehreren Schichten konzentrisch um die Längsachse der Wirbelsäule angelegt. Die einzelnen Schichten verlaufen gegenläufig, so dass eine Gitterstruktur entsteht, die der Bandscheibe die nötige Festigkeit gibt, um auch Rotationsbe-

wegungen der Wirbelsäule abzufangen. Der Wasseranteil beträgt circa 65-75% (10). Der Anulus fibrosus umschließt den Nucleus pulposus.

Der Nucleus pulposus hat durch seine Lage, seiner guten Verformbarkeit und seinen hohen Wassergehalt von 70-90% (10) eine Pufferfunktion für vor allem axiale Belastungen. Der Wassergehalt nimmt im zunehmenden Alter ab (10).

1.3.4 Biomechanik

Grundlage der Beweglichkeit der Wirbelsäule ist das Bewegungssegment. Die Zwischenwirbelscheiben und die paarig angelegten Facettengelenke fungieren als bewegliche Verbindungen zwischen zwei angrenzenden Wirbeln.

Das Bewegungssegment der Wirbelsäule ist die kleinste Funktionseinheit in der Wirbelsäule. Diese Funktionseinheit besteht aus einem vorderen und einem hinteren Pfeiler, die in einem discoligamentären Gleichgewicht liegen. Der vordere Pfeiler besteht aus zwei benachbarten Wirbelkörpern und der an den Abschlußplatten fest verwachsenen Bandscheibe. Der hintere Pfeiler besteht aus den Querfortsätzen und den Dornfortsätzen der Wirbelkörper mit Ihrem Bandapparat, den Wirbelbögen und der kurzen Rückenmuskulatur.

Grundsätzlich sind im vertebrealen Bewegungssegment eine Translation in alle drei Raumrichtungen und eine Rotation um alle drei Raumachsen möglich. In den einzelnen Abschnitten der Wirbelsäule ist die Beweglichkeit jedoch unterschiedlich ausgeprägt, was vorrangig durch die Anordnung der Facettengelenke, aber auch durch die unterschiedliche Krümmung der Wirbelsäule und die stabilisierende Wirkung des Thorax bedingt ist (20). So sind in der unteren Halswirbelsäule die Seitneigung und Flexions-Extensionsbewegungen gut möglich. In der Lendenwirbelsäule ist das Bewegungsausmaß in Flexions-Extensionsrichtung besonders ausgeprägt. Die Brustwirbelsäule ist dagegen in axialer Rotation beweglicher (21-26). Ein weiteres Phänomen ist die Kopplung von Bewegungen. Physiologischerweise kommt es nie zu einer isolierten Bewegung entlang oder um eine der drei anatomischen Hauptachsen Sagittal-, Frontal- und Transversalachse. Bedingt durch die Anordnung der Bänder und Gelenkflächen bewegt sich die Wirbelsäule immer in einer Kombination von Translation und Rotation (27).

Zur Beschreibung der Kinetik der Wirbelsäule, also dem Verhalten unter Einfluss von Kräften und Drehmomenten, wird häufig ein Last-Verformungs-Diagramm verwendet.

Der Verlauf der Last-Verformungskurve ist für das spinale Bewegungssegment nicht linear: Man erkennt zunächst einen steil ansteigenden Abschnitt, in dem die spinalen Ligamente der einwirkenden Kraft kaum einen Widerstand entgegensetzen. Diesen Abschnitt haben White und Panjabi (20) als „neutrale Zone“ (NZ) bezeichnet. Mit zunehmender Spannung der Ligamente und bindegewebigen Strukturen muss für eine weitere Verformung eine immer größere Last aufgewandt werden. Die Steigung der Last-Verformungs-Kurve nimmt dabei ab. Dieser Abschnitt heißt „elastische Zone“ (EZ). Mit zunehmender Last strebt die Last-Verformungs-Kurve einem Maximum entgegen. Dieses Maximum ist das unter reversiblen Bedingungen maximal erreichbare Bewegungsausmaß, auch „Range of motion“ (ROM) genannt. Die ROM ist die Summe aus elastischer und neutraler Zone.

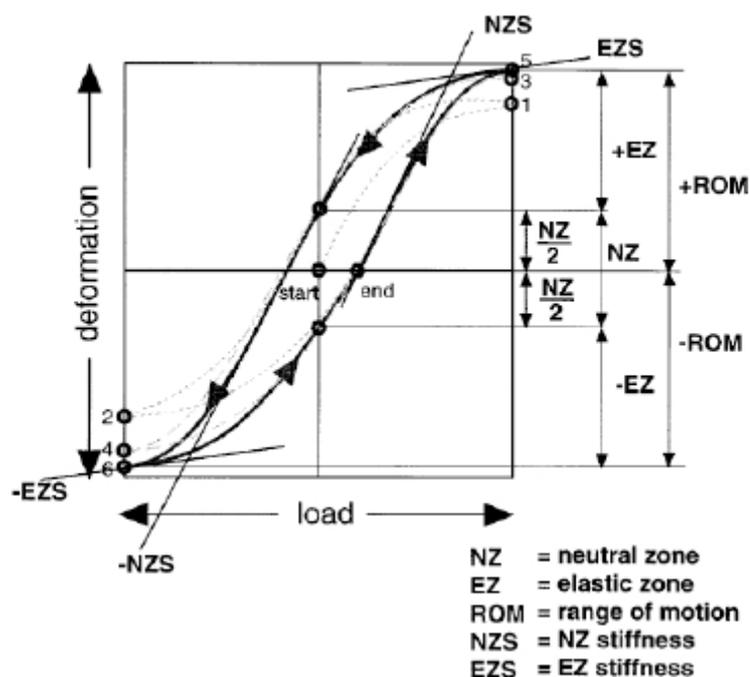


Abbildung 2: Diagramm eines Flexibilitätstests an der Wirbelsäule zur besseren Veranschaulichung der erhobenen Parameter Neutrale Zone, Elastische Zone und Range of Motion. Zu sehen ist die Belastung („load“) gegen die Auslenkung („deformation“) über einen kompletten Bewegungszyklus, z.B. Flexion - Extension (aus 29).

Zwei weitere wichtige Parameter sind die Flexibilität und die Steifigkeit. Mit ihnen lassen sich Ergebnisse verschiedener Experimente mit unterschiedlich großer Belastung der Testobjekte untereinander vergleichen. Die Flexibilität ist die Fähigkeit eines Körpers, sich unter Lasteinwirkung zu verformen. Die Steifigkeit beschreibt genau das Gegenteil: Die Fähigkeit, einwirkenden Lasten einen Widerstand entgegenzusetzen. Der Steifigkeitskoeffizient ist definiert als Quotient aus einer Verformung und der sie hervorrufenden Last. Dies entspricht gleichzeitig der Steigung der Last-Verformungskurve. Da die

Last-Verformungs-Kurve wie erwähnt einen nicht-linearen Verlauf hat, ist die Steifigkeit während einer Bewegung eines Bewegungssegments nicht konstant. Wilke empfiehlt daher in "Testing criteria for spinal implants" die Bestimmung der Steifigkeit separat für die neutrale und die elastische Zone (29).

Die oben genannten Parameter ROM, NZ, EZ und Steifigkeit haben sich zur zusammenfassenden Beschreibung der Beweglichkeit eines Wirbelsäulenabschnitts bewährt. Weitere wichtige biomechanische Eigenschaften sind das viskoelastische Verhalten und der Verlauf der „momentanen Rotationsachse“, der besonders in degenerativ veränderten Wirbelsäulensegmenten abnormal konfiguriert ist (30), (31). Die Datenlage zu diesen beiden Parametern ist jedoch aufgrund der aufwendigen Messmethoden und der komplizierten Auswertung deutlich geringer einzuschätzen und gehört nicht zum Standard einer biomechanischen Untersuchung an der Wirbelsäule (29).

1.4 Diagnostik und Therapie

1.4.1 Diagnostik

Nach wie vor besteht die Diagnostik einer degenerativen Bandscheibenerkrankung aus den Säulen Anamnese, radiologische und klinische Befundung sowie interventionellen Provokationstests (33).

Vorrangige Schmerztypen bei degenerativen Bandscheibenerkrankungen sind der diskogene und der neuropathische Schmerz. Der diskogene Schmerz äußert sich vor allem als dumpfer und belastungsabhängiger Rückenschmerz. Der neuropathische Schmerz hingegen wird meistens als ein brennender, in die Beine ausstrahlender Schmerz beschrieben. Dieser wird durch Nervenkompression, z.B. bei einer Neuroforaminalstenose hervorgerufen.

Trotz immenser Fortschritte und noch vor kurzem ungeahnter neuer Möglichkeiten der radiologischen Bildgebung, stellt bei allen Prozessen an der Wirbelsäule nach wie vor das Röntgenbild in zwei Ebenen den Ausgangspunkt der radiologischen Diagnostik dar. Der positive Befund einer Bandscheibendegeneration zeigt sich im Röntgenbild durch eine Verminderung der Bandscheibenraumhöhe und im weiteren Prozeß ergänzt durch knöcherne Anbauten an der Wirbelkörpervorderkante, die im klinischen Alltag genannten Spondylophyten. In schweren Fällen kann es noch zu einer intradiskalen Gasansammlung kommen. Ist dies der Fall, so spricht man von einem Vakuumphänomen.

Durch Abnahme der Bandscheibenraumhöhe kommt es zu einer Abnahme des intradiskalen Druckes, was zu einer Instabilität an der umschriebenen Stelle führt und sich im Röntgenbild als ein Wirbelgleiten (Spondylolisthese) unterschiedlicher Intensität darstellt.

Wegweisend für die heutige bildgebende Diagnostik ist allerdings die Kernspintomographie. Hier zeigt sich der oben beschriebene Flüssigkeitsverlust der degenerierten Bandscheibe durch eine Intensitätsabnahme des Nucleus pulposus in der T2-gewichteten Sequenz. Modic hat die Mitbeteiligung der angrenzenden Wirbelkörperendplatten maßgeblich beschrieben und nach ihm ist auch die im klinischen Alltag verbreitete Klassifikation benannt (34). Des Weiteren zeigt sich eine sogenannte „High-intensity zone“ im posteromedianen Anulus im T2-gewichteten Sagittalschnitt. Dieser Zone wird eine höhere Korrelation zu klinischen Beschwerden zugeschrieben, als der Modic-Einteilung (35).

Zweifelsohne sind die Befunde nach Anamnese und bildgebender Diagnostik oft nicht eindeutig. Vor allem in der Unterscheidung zwischen facettenbedingten und diskogenen Schmerzen. Nervenwurzelkompressionen können aufgrund ihres charakteristischen Schmerztyps anamnestisch gut abgegrenzt werden. Da aber die Differenzierung eines rein diskogenen Schmerzes und eines mit Beteiligung der Facettengelenke für die OP-Planung wichtig ist, sind hier weitergehende diagnostische Möglichkeiten auszuschöpfen.

Es bietet sich in so einem Fall die konsekutive Intervention mittels Diskographie und Facetteninfiltration an. Hierbei wird unter Bildwandler-Kontrolle über eine feine Kanüle die Nuclei pulposi der verdächtigen Bandscheiben mit Kontrastmittel angespritzt. Hier sind charakteristische Kontrastmittelverteilungen innerhalb der Bandscheibe als Hinweise auf Risse im Anulus fibrosus zu werten.

Um einen Facettengelenksarthrose bedingten Schmerz auszuschließen, kann man verdächtige Gelenke mit Lokalanästhetika unter BV-Kontrolle infiltrieren. Ist nach der Infiltration eine Schmerzabnahme zu beobachten, kann man davon ausgehen, dass diese Facettengelenke betroffen sind. Allerdings steht die bisherige Literatur dieser Methode eher skeptisch gegenüber, da in einigen Studien von hohen falsch positiven Ergebnissen berichtet worden ist. Für die Feststellung des diskogenen Schmerzes gibt es bisher keine studienbelegte Methode (36).

1.4.2 Therapie

Die Lebenszeitprävalenz für Rückenschmerzen in der deutschen Bevölkerung liegt bei 85,5% (37). Diese hohe Krankheitsdichte ist eine Herausforderung für die moderne Medizin. Vielleicht ist dies einer der Gründe, warum es verschiedenste konservative und operative Therapieansätze zur Behandlung von Rückenschmerzen gibt.

Allen gemein ist, dass grundsätzlich erst einmal die konservative Therapie ausgeschöpft werden sollte und erst bei Versagen dieser, eine operative Therapie indiziert sei. Die Grundpfeiler der konservativen Therapiemaßnahmen sind die Krankengymnastik, die medikamentöse Analgesie und die physikalische Therapie. Goldstandard der operativen Therapiemaßnahmen ist die Spondylodese. Wobei, gerade in der letzten Dekade, alternative operative Verfahren zur Spondylodese und alternative operative Zugangswege ihren Weg in die operative Versorgung gefunden haben. Diese sind aber häufig nur speziellen Indikationen vorbehalten oder haben noch experimentellen Charakter. Einige davon werden im Rahmen dieser Arbeit vorgestellt, biomechanisch getestet und diskutiert.

1.4.3 Intervertebrale Spondylodese

Eine Spondylodese ist eine durch eine Operation herbeigeführte Versteifung zweier benachbarter Wirbelkörper in einem Segment. Das Ziel ist die Wirbelkörperfusion, eine Korrektur einer etwaigen Deformität und/oder eine Behebung einer Wirbelkörperinstabilität. Hierfür gibt es unterschiedliche Operationsverfahren. Drei häufig angewendete Verfahren sind die von ventral durchgeführte „anterior lumbar interbody fusion“ (ALIF), die von dorsal durchgeführte „posterior lumbar interbody fusion“ (PLIF) und die von dorsolateral durchgeführte „transforaminal lumbar interbody fusion“ (TLIF). Allen gemeinsam ist, dass durch eine Implantation eines Zwischenwirbelkörperimplantates versucht wird, das instabile Segment zu stabilisieren und eine Induktion zur knöchernen Verbindung am betroffenen Segment hervorzurufen. Die Zwischenwirbelkörperimplantate können biologisch (autologes oder allogenes Knochenmaterial), synthetisch (Tricalciumphosphat) oder metallisch (z.B. Travios Cage der Fa. Synthes®) sein. Dies soll zu einer Versteifung und somit zur Stabilisierung des so behandelten Wirbelsäulenabschnittes führen. Zusätzlich wird meist noch eine zusätzliche Pedikelschraubeninstrumentierung mit posteolateraler Spondylodese mit einem Fixateur interne ergänzt.

Die Spondylodese, auch spinale Fusion oder spinale Arthrodesis genannt, wird seit dem Beginn des letzten Jahrhunderts beschrieben (69), (70). Allerdings diente das Operati-

onsverfahren damals vor allem der Behandlung tuberkulosebedingter Deformitäten und später Frakturen der Wirbelsäule (71). Ventrale, dorsale und dorsolaterale Operationsverfahren, wie die drei oben genannten Verfahren, wurden erstmals zwischen 1933 und 1946 der Öffentlichkeit vorgestellt (72), (73), (74). Im Laufe der zweiten Hälfte des letzten Jahrhunderts wurde die Indikationsstellung immer weiter in Richtung der degenerativen Wirbelsäulenleiden ausgeweitet. Begründet ist dies zum einen mit der immer älter werdenden Bevölkerung und damit der Zunahme an degenerativen Erkrankungen im allgemeinen, und zum anderen mit der immer besser und schonender werdenden Anästhesie, die ein Operieren von älteren und von multimorbiden Patienten erst ermöglicht. Ein weiterer, wesentlicher Faktor ist die Verbesserung der Operationstechniken in den letzten 30 Jahren. Schätzungen gehen davon aus, dass 2004 75% aller Fusionsoperationen wegen degenerativer Leiden indiziert waren (75).

Die nochmals zunehmende Dynamik in den letzten zehn Jahren erklärt sich unter anderem in der endgültigen Durchsetzung der oben beschriebenen Instrumentierungsverfahren in den späten 90er Jahren des letzten Jahrhunderts und der Zulassung von Cages durch die FDA (Food and Drug Administration, die Arzneimittelzulassungsbehörde der USA, siehe Abbildung 1) (1).

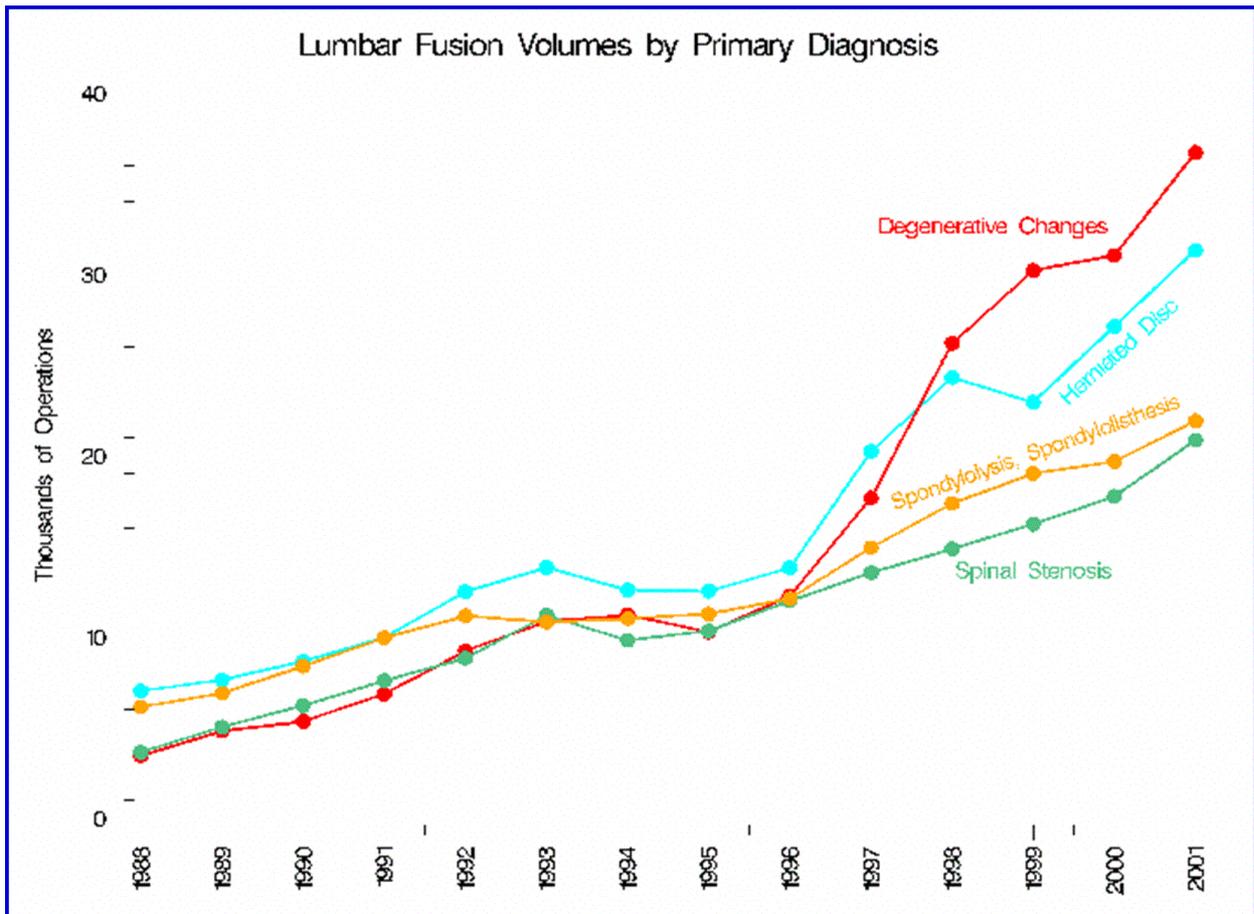


Abbildung 3: Spondylodesen in den USA von 1988-2001 aufgeteilt nach der jeweiligen Indikation (aus 1).

1.4.4 TLIF, ALIF und PLIF im Vergleich

Seit der Einführung der transforaminalen lumbalen Wirbelkörperfusion (Transforaminal Lumbar Intervertebral Fusion = TLIF) als Alternative zu PLIF- (Posterior Lumbar Intervertebral Fusion) und ALIF- (Anterior Lumbar Intervertebral Fusion) Techniken, die in den frühen 80er Jahren von Harms et al. (16) und Blume et al. (38) entwickelt wurden, gewann das TLIF Verfahren signifikant an Popularität (1).

Diese Entwicklung kann durch einige Vorteile der TLIF-Verfahren (39) gegenüber PLIF und ALIF erklärt werden. Während man die Bandscheibe transforaminal eröffnet, besteht keine Notwendigkeit den Durasack zur Seite zu schieben, um zum intervertebralen Raum vordringen zu können, wie es bei PLIF nötig ist. Der letztbeschriebene chirurgische Schnitt wird für die hohen Raten der postoperativen Nervenwurzelläsionen und der Duraverletzungen verantwortlich gemacht (40), (41). Darüber hinaus erlaubt die Umgehung des Durasackes in dem TLIF-Verfahren eine Instrumentierung sogar der oberen LWS und der unteren BWS. Diese sind weitgehend unmöglich mit PLIF zu operieren, da der Conus medullaris innerhalb dieses Bereiches gefährdet ist (42). In biome-

chanischer Hinsicht bewahrt die Erhaltung des anterioren und des posterioren Längsband einerseits Stabilität, um Implantatdislokationen zu vermeiden und andererseits erhöht es die Kompression auf das Intervertebralimplantat (43).

Die heute schon veröffentlichten klinischen Resultate bezüglich der TLIF-Technik ergeben in postoperativen Nachuntersuchungen mit einer zeitlichen Länge von 12 und 64 Monaten vielversprechende klinische Ergebnisse. Fusionsraten werden gleichbleibend um die 90% beschrieben (42-46). Die Rate von guten und befriedigenden Ergebnissen variiert zwischen 79% (46) und 91% (44).

Häufig beschriebene Komplikationen beinhalten Nervenwurzelschädigungen (bis zu 4,5%), Duraverletzungen (bis zu 5%), Infektionen im Operationsbereich (bis zu 4,3%) und Implantatversager (bis zu 2,3%) (42-46). Diese Erhebungen sind vergleichbar mit den Resultaten die mit PLIF beschrieben wurden (47).

Bis heute gibt es nur eine prospektive, nicht randomisierte, klinische Studie, die die klassische PLIF Technik und die transforaminale Verfahrensweise vergleicht (48). Nach dieser Studie, betrachtet man die Operationszeit, den Blutverlust und die perioperativen Komplikationen, ist die TLIF frei von Komplikationen im Vergleich zu einer Gesamtkomplikationsrate von 23% bei PLIF (einschließlich 12% vorübergehende Nervenwurzelreizungen). Bei der bisegmentalen Fusion war der intraoperative Blutverlust bei PLIF wesentlich höher als bei TLIF.

Alles in allem scheint die TLIF Technik bewiesen zu haben, eine adäquate und in vieler Hinsicht vorteilhafte Alternative zu PLIF zu sein.

Die Möglichkeit eines unilateralen Herangehens an das Bandscheibenfach führte zu einer Entwicklung von Techniken, die die kontralaterale Seite komplett intakt lassen, einschließlich der Haut und der Rückenmuskulatur. Einige dieser Techniken sind biomechanisch und einige sind klinisch getestet worden (44), (49), (50). Diese Tests beinhalteten voneinander unabhängige Konfigurationen von einigen TLIF und PLIF Cages als auch die Stabilisierung durch unilaterale Pedikelschrauben, einer Kombination aus ipsilateralen Pedikelschrauben und kontralateralen translaminären Facettenschrauben und ipsilateralen Pedikelschrauben ohne kontralaterale Stabilisierung.

In diesen Studien wurden sowohl die Fixierung durch einzelne ipsilaterale Pedikelschrauben, als auch die unabhängige Implantierung des Cages als biomechanisch nicht ausreichend betrachtet. Obschon die Kombination von Pedikelschrauben und translaminärer Facettenschraube sowohl klinisch, als auch biomechanisch erfolgreich war, ist die translaminäre Schraube manchmal schwierig zu setzen, insbesondere bei

Patienten mit viel Weichteilgewebe über der Wirbelsäule. 2003 wurde, um Facettengelenksbewegungen zu unterbinden, die lumbale Facetteninterferenzschraube als ein Zusatz zu ALIF eingeführt (51). Die zusätzliche lumbale Facetteninterferenzschraube gibt dem Implantat stabilisierende Eigenschaften, die vergleichbar zum translaminären Facetteninstrumentarium sind und könnte eine Alternative zu der asymmetrischen TLIF Konfiguration sein.

Ziel dieser Dissertation ist der Vergleich der anfänglichen Stabilisierungseffekte in einem menschlichen Kadaver Modell mit bilateralen Pedikelschraubenstabilisationen gegenüber LFIS (Lumbar facet interference screw) und anderen asymmetrischen Konfigurationen.

1.5 Hypothesen

Die zu hinterfragenden Hypothesen sind:

- Die Stabilisierung mit ipsilateralen Pedikelschrauben und kontralateralen LFIS nach einer TLIF Prozedur ermöglicht eine anfängliche Stabilität, die dem nativen Bewegungssegment überlegen ist.
- Die Stabilisierung mit ipsilateralen Pedikelschrauben und kontralateralen LFIS nach einer TLIF Prozedur ermöglicht eine anfängliche Stabilität, die der Fixierung einer ipsilateralen Pedikelverschraubung überlegen ist.
- Die Stabilisierung mit ipsilateralen Pedikelschrauben und kontralateralen LFIS nach einer TLIF Prozedur ermöglicht eine anfängliche Stabilität, die der Kombination von ipsilateralen Pedikelverschraubung und kontralateralen Facettenverschraubung überlegen oder mindestens gleichwertig ist.
- Die Stabilisierung mit ipsilateralen Pedikelschrauben und kontralateralen LFIS nach einer TLIF Prozedur ermöglicht eine anfängliche Stabilität, die der bilateralen Pedikelverschraubung gleichwertig ist.

2 Material und Methoden

2.1 Studiendesign

Um die stabilisierenden Eigenschaften der verschiedenen Verfahren und Implantate zu untersuchen haben wir eine nichtdestruktive, dreidimensionale Steifigkeitsmessung am isolierten humanen Bewegungssegment gewählt. Für den Versuch standen acht gesunde, unauffällige, humane Lendenwirbelsäulen verschiedenen Geschlechts und verschiedenen Alters zu Verfügung. Zunächst wurden alle Präparate in nativem Zustand getestet. Sie dienten somit als ihre eigene Kontrollgruppe. Nach der nativen Testung wurde in alle Präparate nach standardisierten Verfahren ein TLIF eingebaut. Dafür zuständig war ein mit dem Verfahren vertrauter und erfahrener Wirbelsäulenchirurg.

Nach Einbau eines TLIF in alle Präparate wurden diesen in folgender Reihenfolge vier verschiedene posteriore Stabilisierungsverfahren implantiert und auf Ihre Stabilität getestet:

Gruppe 1 (n=8): nativ

Gruppe 2 (n=8): Travios TLIF + Stabilisierung USSII bilateral (Goldstandard)

(Abbildung 7a+8a)

Gruppe 3 (n=8): Travios TLIF + Stabilisierung USSII ipsilateral und unilateral

(Abbildung 7b+8b)

Gruppe 4 (n=8): Travios TLIF + Stabilisierung USSII unilateral + ipsilaterale translaminäre Verschraubung (TFSF= Translaminar facet screw fixation) nach Magerl kontralateral (52), (32)

(Abbildung 7c+8c)

Gruppe 5 (n=8): Travios TLIF + Stabilisierung USSII unilateral + Facettenverschraubung mit LFIS kontralateral

(Abbildung 7d+8d)

Die Präparate wurden sequentiell getestet.

2.2 Präparate

Es wurden acht Präparate humaner Lendenwirbelsäulen verwendet. Sie stammten von fünf männlichen und von drei weiblichen Spendern im Alter zwischen 55 und 80 Jahren mit einem durchschnittlichen Alter von 67,25 (+/- 7,91; 55-80) Jahren. Durch eine kritische Untersuchung der Krankengeschichte wurde jedes traumatische Ereignis, jede metabolische Erkrankung und jede tumoröse oder andere neoplastische Erscheinung, die Einfluss auf die Biomechanik der Wirbelsäule haben könnte, ausgeschlossen. Bei positiver Befundung eines Präparates wäre dieses von der Studie ausgeschlossen worden. Dies war jedoch in keinem Fall nötig. Zusätzlich wurde jede Wirbelsäule konventionell radiographisch begutachtet, um signifikante Anomalien auszuschließen. Abschließend wurde noch eine Knochendichtemessung von L1-L5 mit Hilfe einer quantitativen Computertomographie auf einem Siemens Somatom plus 4 Scanner (Siemens AG, Erlangen, Deutschland) durchgeführt. Eine pathologisch veränderte Knochendichte hätte ein Ausschluss für die jeweilige Wirbelsäule bedeutet, was bei keinem Präparat der Fall war.

Die Lendenwirbelsäulen wurden direkt nach der Entnahme in mit physiologischer Kochsalzlösung angefeuchteten Kompressen eingewickelt und bis kurz vor der Testung bei -20°C tiefgekühlt gelagert. Dieses Vorgehen entspricht den von Wilke et al. herausgearbeiteten Standards bei In-vitro-Testungen von Wirbelsäulenimplantaten (29). Die tiefgefrorenen Präparate wurden unmittelbar vor der Messung in einem 25°C warmen Wasserbad aufgetaut, um den Auftauprozess so gewebsschonend, wie möglich zu gestalten. Die Lendenwirbelsäulen hatten während des Auftauvorganges zu keinem Zeitpunkt direkten Kontakt mit dem Wasser.

Präparat Nummer	Alter in Jahren	Geschlecht	Spongiosa BMD (Bone Mineral Density) in mg/cm ³	Kortikalis BMD (Bone Mineral Density) in mg/cm ³
1	74	W	42,7	94,9
2	80	W	62,5	118,2
3	70	M	78,2	173,4
4	55	W	105,3	190,4
5	63	M	132,6	285,0
6	60	M	104,3	228,1
7	68	M	125,2	258,3
8	68	M	115,8	254,6
Mittelwert	67,2	-	95,83	200,36
Standardabweichung	7,9	-	31,67	68,59

Tabelle1: Herkunft der Präparate und Knochendichtemessung mit Mittelwertberechnung und Standardabweichung.

2.3 Präparation und Einbettung

Wir entfernten bei der anschließenden Präparation alle noch vorhandene lockere Bindegewebsstrukturen sowie Fett und Muskulatur. Dabei wurden alle ligamentären und kapsulären Strukturen geschont. Aus jeder so vorbereiteten Lendenwirbelsäule entfernten wir die für unseren Versuchsaufbau notwendigen Präparate. Dies war für uns das Segment L4/5. Wir isolierten das Segment L4/5 mittels eines zirkulären Schnittes durch die kranial und kaudal des Segments gelegenen Zwischenwirbelscheibe. Anschließend wurde das restliche Bandscheibengewebe mittels Rongeur und Pinzette entfernt. Dabei wurde darauf geachtet, die Deck- und Grundplatte nicht zu verletzen. Um die Präparate im Wirbelsäulenprüfstand fixieren zu können und eine verlustfreie Kraftübertragung sicherzustellen, musste der kraniale Anteil von LWK 4 und der kaudale Anteil von L5 in ein festes Material eingebettet werden. Zusätzlich wurden für eine bessere Fixierung vor der Einbettung zwei Kirschnerdrähte mit einem 2mm Durchmesser durch das distale Ende des jeweiligen Vertebraalkörpers eingebracht und verankert. Als Einbettmedium verwendeten wir den schnell härtenden 2-Komponenten-Kunststoff Polymethylmethacrylat (PMMA; Technovit 3040; Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim/Taunus, Deutschland). Die Wirbelkörper wurden mit dem 2-Komponenten-Kunststoff an ihrem distalen, mit Kirschnerdrähten versehenen Deck- bzw. Grundplatte, in einem Stativ befestigt. So wurden die Präparate fest in ihrem Einbettmedium verankert. Dabei achteten wir sorgfältig darauf, dass die Facettengelenke frei beweglich waren und die Pedikel von dorsal zur Implantation der Pedikelschrauben, der translaminären Verschraubung

und der LFIS zugänglich blieben, um genug Platz für eine sachgemäße Durchführung der Operation zu haben. Der Mittelpunkt der Wirbelkörper wurde möglichst kongruent über dem Mittelpunkt der Einbettungsform positioniert. Durch diesen Punkt verlief während der Testung die Achse der Rotation.

2.4 Implantate

2.4.1 Travios TLIF (Synthes GmbH)

Als Implantat wurde der Travios von Synthes GmbH aus Oberdorf, Schweiz benutzt. Dieser besteht aus Poly-ether-ether-Keton (PEEK) und ist zur besseren radiologischen Darstellung mit Kontraststreifen aus Tantalum versehen. Er ist speziell für die Implantierung über den transforaminalen Zugang hergestellt. Um die Implantation zu erleichtern, wurde der Cage nierenartig geformt. An einer lateralen Seite hat der Cage eine Nut, mit der der Cage von dem einsetzenden Instrument festgehalten werden kann. Die oberen und unteren Endplatten sind mit schmalen Zacken zur besseren Knochenfixation besetzt.

Das Implantat wurde als Set zusammen mit speziell für diesen Cage vorbereiteten gebogenen Instrumenten sowohl zum Vorbereiten des Bettes, als auch für den Einbau des Cage geliefert. Die angebotenen Höhen differenzierten zwischen 7-15mm in Abständen von 2mm, die Breite war 27mm und der anterior-posteriore Abstand betrug 10mm.



Abbildung 4: Travios TLIF-Cage von seitlich vorne und das nierenförmige Design von oben mit Maßen.

2.4.2 USS II Polyaxiales Pedikelschraubensystem (Synthes GmbH)

USS II ist eine Weiterentwicklung des Universal Spine System (USS). Es ist ein winkelstabiles Schrauben-Stangensystem. Der Vorteil von USS II gegenüber USS sind die polyaxialen, aufklickbaren und nach Implementierung der Schrauben an diese zu fixierenden Köpfe, die einen freien Zugang und eine freie Sicht auf das Operationsfeld ermöglichen und durch ihre Polyaxialität dem Operateur das Befestigen des Stangensy-

stems deutlich erleichtern. In diesem Versuchsaufbau wurden USS II-Pedikelschrauben mit zweiseitiger Öffnung und dualem Kern mit einem Durchmesser von 6,2mm und einer Länge von 45mm benutzt. Das Stangensystem hatte einen Durchmesser von 6mm.

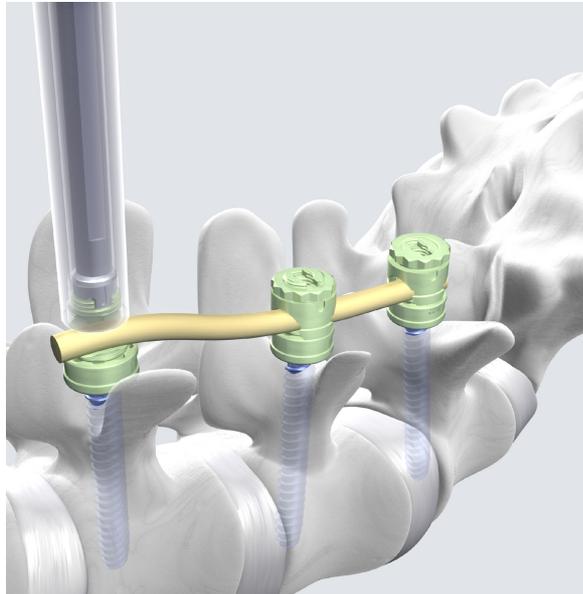


Abbildung 5: USSII Polyaxiales Pedikelschraubensystem mit Stange und Instrumentierung an einer virtuellen Lendenwirbelsäule.

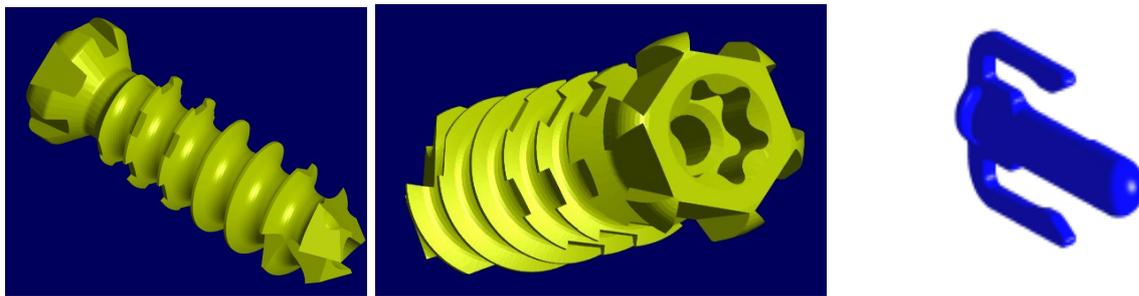
2.4.3 Translaminäre Facettenverschraubung (TFSF) nach Magerl

Für die translaminäre Facettenverschraubung benutzen wir 4,5mm Kortikalisschrauben aus Titan. Diese eigenständige Technik zur Stabilisierung dorsaler lumbaler Bewegungssegmente wurde 1948 Erstveröffentlicht (28), von Magerl 1984 modifiziert beschrieben (32) und seitdem unter seinem Namen regelmäßig zur operativen Versorgung eingesetzt (52).

2.4.4 Lumbale Facetteninterferenzschraube (LFIS, Synthes GmbH)

Die Lumbale Facetteninterferenzschraube ist ein experimentelles Implantat aus Titan, welches für eine perkutane Applikation zur Blockierung des Facettengelenkes hergestellt worden ist. Die LFIS ist mit einem Gewinde, vergleichbar dem einer Spongiosaschraube, versehen. Diese Besonderheit erlaubt eine optimale Verwindung mit den knöchernen Strukturen des Facettengelenkes. Die Kanülierung in der Schraube erlaubt die Benutzung eines Kirschner-Führungsdrahtes. Zusätzlich bohrt sich das spezielle

spitze Ende der LFIS ein eigenes Gewinde und erreicht damit eigenen Halt. Zudem ist für die LFIS ein zusätzlicher Antirotationsschutz erhältlich. Durch Anschluss dieser Vorrichtung an den Schraubenkopf über einen Führungsstab von dorsal, wird die Schraube gegen Rotationsbewegungen stabilisiert. Durch Widerhaken an den Enden der beiden seitlichen Flügel wird zusätzlich eine Lockerung nach dorsal verhindert. Schraube und Antirotationselement sind mit einer Titaniumlegierung versehen.



6a

6b

6c

Abbildung 6a-b: LFIS-Schraube seitlich und von dorsolateral.

Abbildung 6c: Antirotationselement mit dem mittigen Führungsstab zur Einführung in die LFIS von dorsal und den seitlichen Flügeln mit Widerhaken zur Verhinderung einer Lockerung nach dorsal.

2.5 Operationstechnik

2.5.1 TLIF

Um die Auswertung zu standardisieren, wurde eine linksseitige TLIF vorgenommen. Nach der Osteotomie des Proc. articularis inferior vom oberen Wirbelkörper wurde das Facettengelenk mit einem Rongeur und einem Luer herausgeschnitten. Nach Eröffnung des posterolateralen Anulus fibrosus wurde das Bandscheibenmaterial mit einem feinen Rongeur beseitigt. Die Ligamenta longitudinalia und der kontralaterale Anulus fibrosus wurden dabei intakt gelassen. Nach der Beseitigung des Bandscheibenmaterials wurden die Deck- und Grundplatten mit gebogenen Küretten und Raspeln vorbereitet. Schließlich wurde der Travios® TLIF Cage mit Hilfe des gebogenen Implantalthalters, übereinstimmend mit der empfohlenen Operationsweise des Herstellers, eingesetzt.

2.5.2 Bilaterale USS-II

Nach Bestimmung des Eintrittspunktes im Übergang von Pedikel zum Wirbelkörper und der Lage der Pedikelschrauben wurde die Kortikalis des Pedikels mit einer Ahle eröffnet, auf die richtige Schraubenlänge vertieft und danach mit einem Austastinstrument nach Perforationen der Wand überprüft. Nach Ausmessen der Schraubenlänge mit einem Tiefenmessgerät und dem Einschlagen der Unterlegschraube mit der vorgesehenen, konvex gebogenen, Seite auf den (konkaven) Wirbelkörper, wurde die Schraube in den Pedikel eingeschraubt. Es musste darauf geachtet werden, dass für die Unterlegschraube 5mm zur Gesamtlänge addiert werden, damit für diese ausreichend Platz blieb. Als nächstes wurde der Längsstab positioniert und dann mit einer Hülse und einer Mutter fixiert. Die Hülse wurde mit einem Hülsenpositionierer auf die mit dem Stab versehene Unterlegschraube gesteckt. Danach wurde die Mutter mit einem Steckschlüssel auf der Hülse positioniert und festgezogen.

2.5.3 Unilaterale USS-II

Bei der Testung mit unilateraler Instrumentierung wurde vor der Testung auf der rechten Seite die USS-II-Instrumentierung komplett entfernt.

2.5.4 TFSF

Für die richtige Position der Kortikalisschraube wurde die Lage gemessen. Hierfür waren zwei Marken maßgebend: Die Mitte der Querfortsatzbasis, nahe dem Gelenkfortatz und im dicken unteren Anteil der Lamina. Von dorsal gesehen ist das der tiefste Anteil der Lamina. Danach wurde die Länge der Schraube gemessen und von links nach rechts durch das Facettengelenk eingeschraubt.

2.5.5 LFIS

Die LFIS wird intraoperativ perkutan durch einen Führungsstab und unter Sichtung durch einen Bildwandler eingeführt. In diesem Versuch wurde darauf verzichtet, da das Facettengelenk durch die Präparation frei zugänglich war.

Die LFIS wurde mittig in das Facettengelenk eingeschraubt und fixiert.

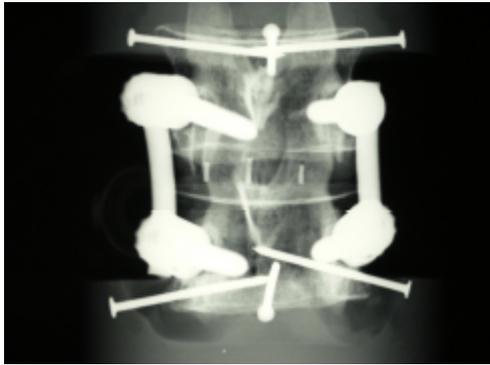


Abbildung 7a: radiologische Darstellung bilaterale USS-II Stabilisierung und Travios TLIF

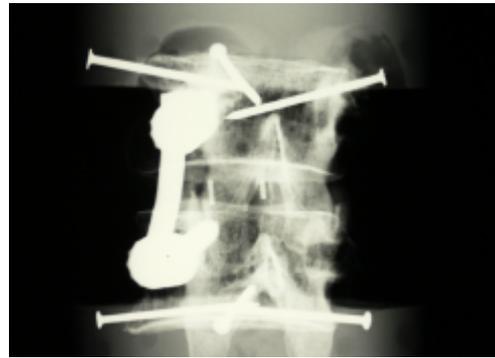


Abbildung 7b: radiologische Darstellung unilaterale USS-II Stabilisierung und Travios TLIF

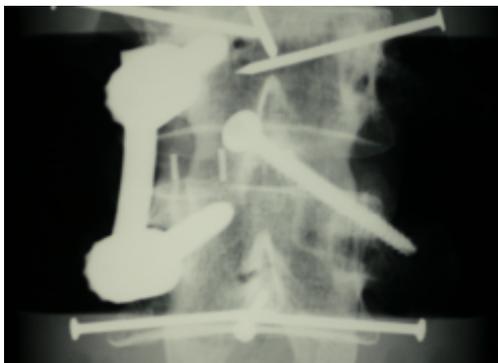


Abbildung 7c: radiologische Darstellung unilaterale USS-II Stabilisierung, Travios TLIF und TFSF



Abbildung 7d: radiologische Darstellung unilaterale USS-II Stabilisierung, Travios TLIF und LFIS

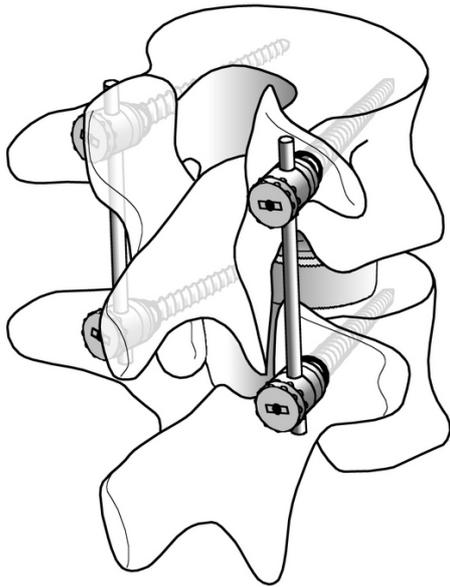


Abbildung 8a: bilaterale USS-II Stabilisierung und Travios TLIF am Model

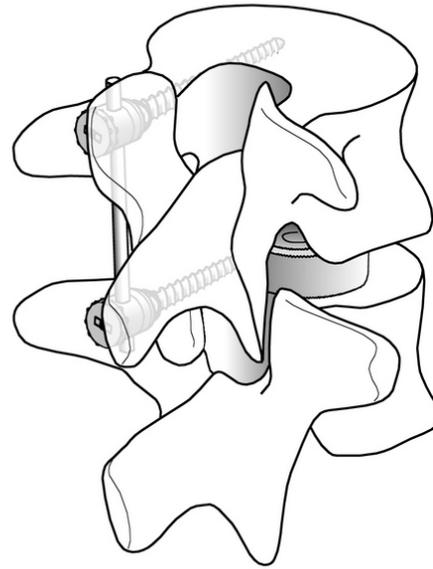


Abbildung 8b: unilaterale USS-II Stabilisierung und Travios TLIF am Model

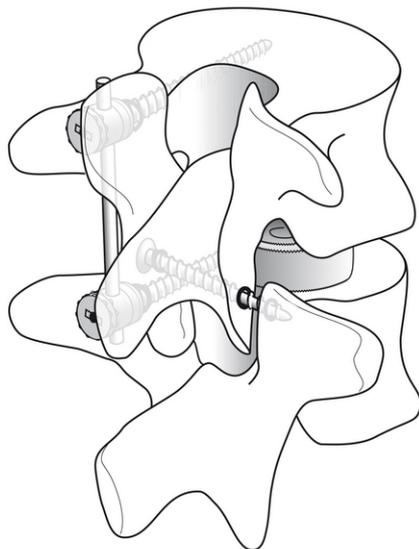


Abbildung 8c: unilaterale USS-II Stabilisierung und Travios TLIF mit TFIS nach Magerl

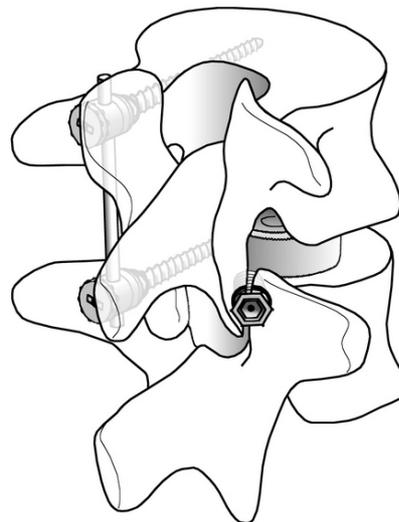


Abbildung 8d: unilaterale USS-II Stabilisierung und Travios TLIF mit LFIS kontralateral

2.6 Biomechanische Prinzipien

2.6.1 Testprinzip

Der hier verwendete Prüfaufbau wurde für die Testung der Kinematik und Kinetik von präparierten Wirbelsäulen in verschiedenen Konfigurationen konzipiert. Bei einer Testung wird der kaudale Anteil des Bewegungssegments im Testapparat fixiert, während in den kranialen Anteil über Kabelzüge bis zu einem vorher festgelegten Umkehrpunkt kontinuierlich ansteigende Rotationsmomente definierten Betrages und definierter Richtung eingespeist werden. Dabei wird gleichzeitig die Position des unteren und des oberen Wirbelkörpers erfasst und aufgezeichnet. Aus den ermittelten Positionsdaten kann man unter anderem die momentane Auslenkung des oberen Wirbelkörpers relativ zum unteren bestimmen und diese Daten dann zur Berechnung der interessierenden Messparameter Range of Motion (ROM), neutraler Zone (NZ), elastischer Zone (EZ) und Steifigkeit heranziehen. Als Range of Motion wird der unter den vorgegeben Belastungen maximal erzielte Bewegungsumfang bezeichnet. Als den Begriff neutrale Zone bezeichnet man den Teil der Bewegung, bei dem eine geringe Last eine große Auslenkung bewirkt. In diesem Bereich sind die elastischen Rückstellkräfte wenig ausgeprägt. Umgekehrt ist dies in der elastischen Zone: Dort erfordern die zunehmenden elastischen Elemente des Bewegungssegments für eine bestimmte Auslenkung eine zunehmende Belastung. Insgesamt verläuft die Kinetik eines spinalen Bewegungssegments sigmoidal.

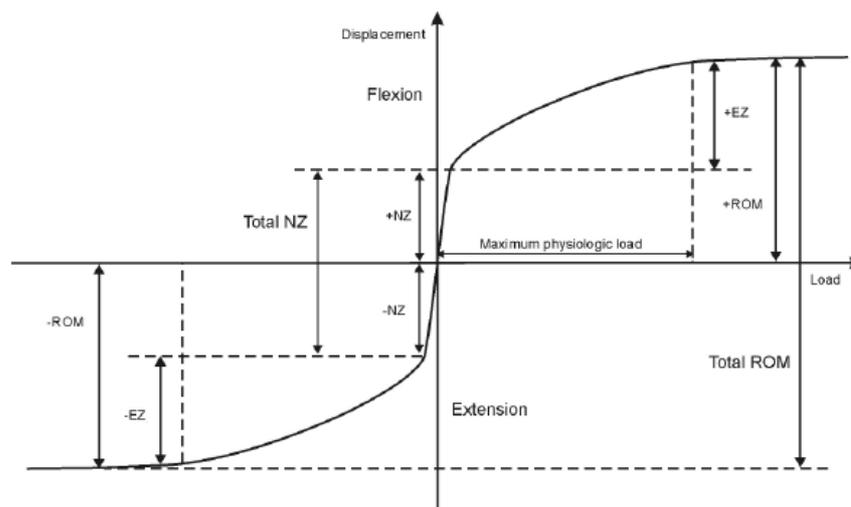


Abbildung 9: Diagramm einer Kraft-Verformungskurve nach White und Panjabi. Dargestellt ist beispielhaft der Bewegungszyklus Extension-Flexion an der Wirbelsäule zur Veranschaulichung der erhobenen Parameter Neutrale Zone (NZ), Elastische Zone (EZ) und Range of Motion (ROM). Dargestellt ist die Belastung („load“) gegen die Verschiebung („Displacement“) über einen kompletten Bewegungszyklus. (76)

Die ROM (Range of Motion) ist die Summe aus neutraler Zone (NZ) und elastischer Zone (EZ) und der Begriff „Steifigkeit“ bezeichnet die Eigenschaft eines Körpers, auf einwirkende Belastungen einen Widerstand entgegenzusetzen. Die Steifigkeit wird als Quotient aus der Belastung und der Verformung eines Körpers berechnet. Die Steigung der Kraft-Verformungs-Kurve entspricht der momentanen Steifigkeit. Aufgrund der schon erwähnten Tatsache, dass die Verformungskurve für das spinale Bewegungssegment keinen linearen Verlauf hat, gehört zur Angabe der Steifigkeit immer auch der Punkt, für den man sie bestimmte.

2.6.2 Testaufbau

Der Testaufbau bestand aus folgenden Komponenten:

- Der Materialprüfmaschine zur Applikation der Prüfkraft.
- Dem Wirbelsäulenprüfstand, mit den in ihm montierten Präparaten zur Umwandlung der Prüfkraft in ein Drehmoment.
- Einem optischen Meßsystem, welches die resultierende Bewegung der Wirbelkörper aufzeichnete.

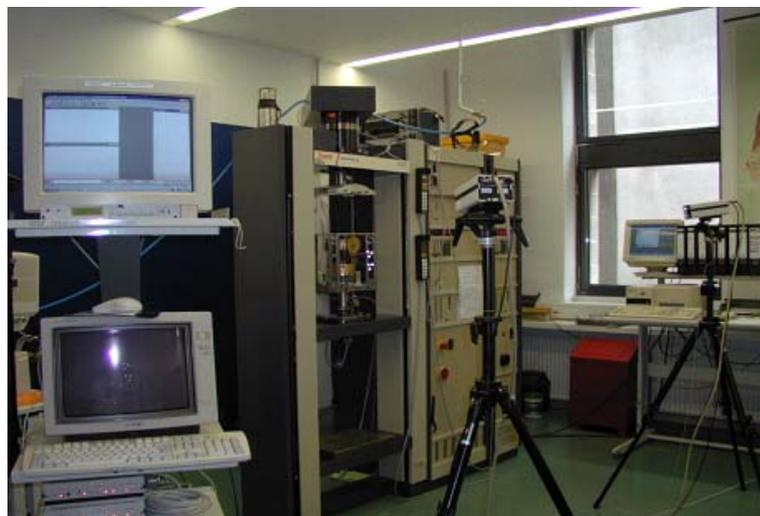


Abbildung 10: Testaufbau in seiner Gesamtheit im Forschungslabor.

2.6.3 Materialprüfmaschine Zwick

Die Materialprüfmaschine diente der Applikation der Kräfte und Momente an den Wirbeln. In diesem Fall handelt es sich um die Universalprüfmaschine 1455 (Zwick GmbH, Ulm) für Zug-, Druck- und Torsionsbeanspruchung. Durch die Bewegung der Traverse

wirken auf die Prüfobjekte Druck-, Zug- und der Torsionskräfte ein. Durch einen elektrischen Motor werden zwei senkrecht angeordnete Gewindespindeln angetrieben, welche die Traverse translatorisch nach oben und unten bewegen. Die Fahrwege der Traverse relativ zum starren Lastrahmen erzeugen Zug- oder Druckkräfte bis 20 kN. An den Schnittstellen der Traversen befinden sich Kraftmessdosen mit einem Messbereich bis 20 kN zur Messung der Druck- und Kraftgrößen.

2.6.4 Wirbelsäulenprüfstand

Der in der Abbildung 11 gezeigte Wirbelsäulenprüfstand wurde im Biomechaniklabor entwickelt und dient der Umwandlung der von der Materialprüfmaschine (im Folgenden „Zwick“ genannt) entwickelten Kräfte in Drehmomente und der Übertragung derselben auf das Testpräparat. Erreicht wird dies durch ein Kabel-Rollen-System. Die zwei Hauptkomponenten des Prüfstandes sind ein oberer und ein unterer Rollenrahmen. Der obere Rollenrahmen wird am unbeweglichen Rahmen der Zwick montiert und dient damit als fixes Widerlager für die Stahlseile. Der untere Rollenrahmen, welcher auf der beweglichen Traverse der Zwick montiert ist, dient der Befestigung des Präparats sowie der Erzeugung und Einleitung der Drehmomente. An den erwähnten Stahlseilen werden die fixen, oberen Rollenrahmen mit dem kranialen Anteil des Wirbelsäulenpräparats verbunden, während das untere Ende des Präparats fest am unteren Bauteil und somit fest an der beweglichen Traverse montiert ist. Bei einer Messung fährt die Traverse der Zwick den Weg kontrolliert mit einer Geschwindigkeit von 100mm/min bis zum Erreichen der Umkehrkraft abwärts. Dadurch vergrößert sich der Abstand zwischen oberem und unterem Rollenrahmen. Daraus resultiert eine vergrößerte Spannung in den Drahtseilen. Diese wird über Rollen umgelenkt und überträgt die Spannung auf den kranialen Wirbelsäulenabschnitt. Die Ansatzstellen der Stahlkabel am Wirbelsäulenpräparat sind so lokalisiert, dass die von der Zwick erzeugten Kräfte in nahezu reine Drehmomente umgewandelt werden. Translatorische Kräfte werden aufgrund der symmetrischen Anbringung der Kabel weitestgehend vermieden. Da die Ansatzstellen der Kabel variabel sind, können durch einfaches Umhängen Messungen in den Lastfällen Rotation rechts, Rotation links, Neigung rechts, Neigung links, Flexion sowie Extension durchgeführt werden. Aus dem Betrag der applizierten Kraft F und dem Abstand r der Drahtseile ergibt sich als Produkt der Betrag des Drehmoments.

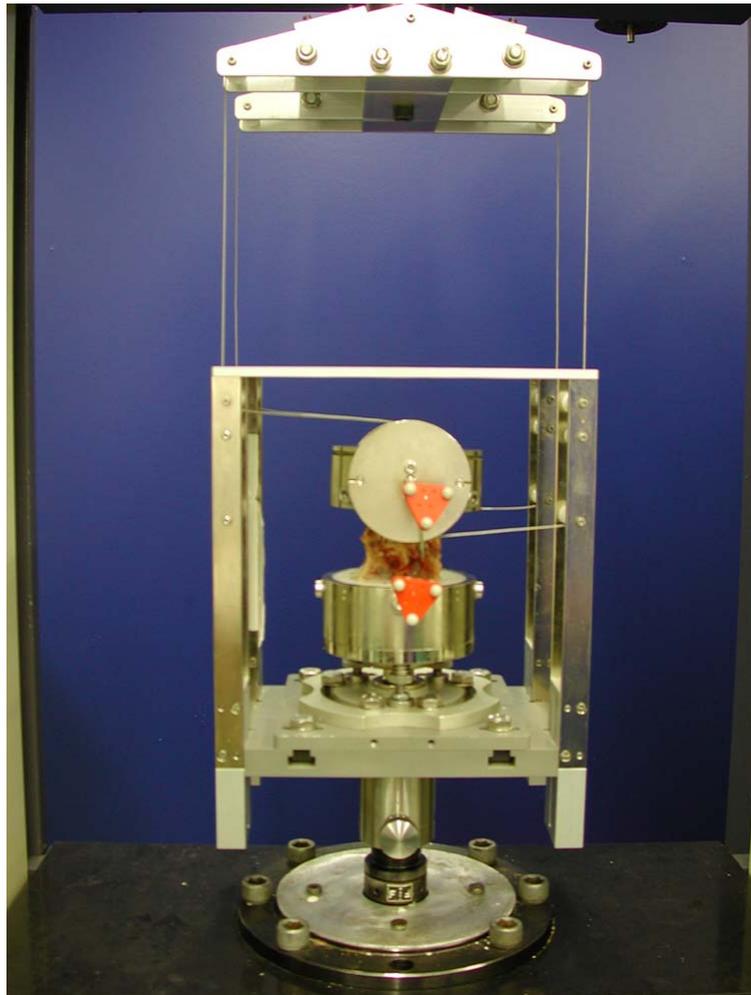


Abbildung 11: Detailansicht des Wirbelsäulenprüfstands. Dargestellt ist die Extensionsprüfung.

2.6.5 Optisches Messsystem

Das optische Messsystem PCReflex[®] Motion Capture System (Qualisys Inc., Gothenburg, Schweden) kam zum Erfassen und Aufzeichnen der Bewegung zum Einsatz. Das optische Messsystem besteht aus mindestens zwei Infrarot-Digitalkameras mit integrierten Infrarotdioden auf dazugehörigen Stativen, einem Videoprozessor und einem PC-System mit den zugehörigen Verbindungskabeln sowie zwei dreieckigen, reflektierenden Markern. Das optische Messsystem kann speziellen, über die Kameras erfassten Markerpunkten Raumkoordinaten zuweisen und die Bewegung der Markerpunkte im Koordinatensystem verfolgen. Dafür werden spezielle, reflektierende Marker mit Infrarotblitzen angestrahlt und die Reflexion von den Kameras aus zwei Perspektiven aufgezeichnet. Mit einem Videoprozessor wird aus den beiden Kameraperspektiven ein dreidimensionales Bild des aufgezeichneten Raums berechnet. Für die Gewährleistung einer hinreichenden Genauigkeit bei den Messungen, müssen die Kamerapositionen rela-

tiv zum Objekt bei jedem Versuchsaufbau identisch aufgebaut sein. Deswegen wurden bei den durchgeführten Messungen die Kameras jedesmal im Abstand von 160cm zum Prüfobjekt in einer Höhe von 140cm über dem Grund montiert. Dabei bildeten die Längsachsen der Kameras einen Winkel von 70° , wobei der Schnittpunkt im zu testenden Wirbelsäulensegment lag. Der Hersteller gibt die Genauigkeit des Systems mit 0,01 mm an.

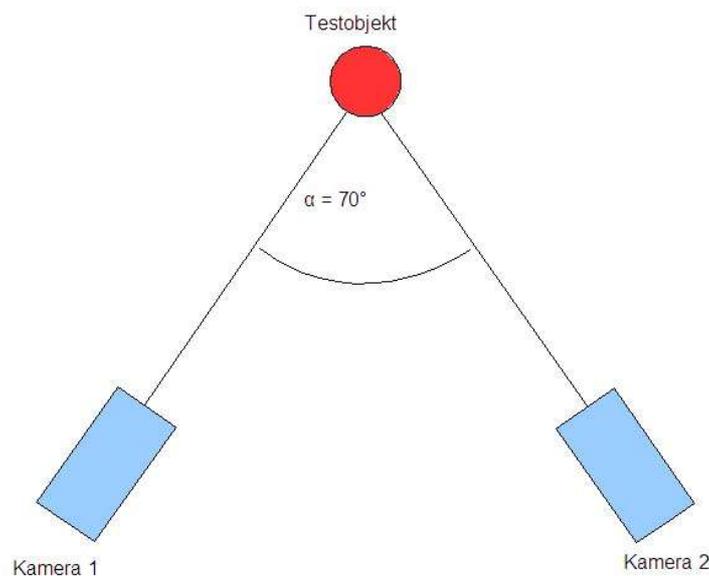


Abbildung 12: Beispielhaftes Schema der Kameraposition relativ zum Testobjekt (Ansicht von oben). [von AG Spine, CMSC, Charité-Universitätsmedizin Berlin]

2.6.6 Testdurchführung

Zunächst wurde das Wirbelsäulenpräparat zur Durchführung des Tests in den Fixationstöpfen des Wirbelsäulenprüfstandes fixiert und die Seilzüge entsprechend des zu testenden Lastfalls eingehängt. Anschließend folgte die Platzierung der Messmarker, die mit je einem 2mm- Kirschnerdraht mittig und bandscheibennah in den Wirbelkörpern von L4 und L5 fixiert wurden.

Das anschließend gestartete Prüfprogramm war in drei Phasen gegliedert:

1. Vorlastaufbringung
2. Messung der zyklischen Belastung mit entsprechendem Drehmoment (eigentliche Messung).
3. Speicherung der Messdaten und gleichzeitige Rückführung der Traverse zum Ausgangspunkt.

Durch initiales Aufbringen einer Vorlast von 0,5N wurden die Seilzüge und die elastischen Elemente des Prüfstandes „gestrafft“. Danach verharrte die Materialprüfmaschine in einem „standby“-Zustand. Diese Situation wurde zum manuellen Start des optischen Messsystems genutzt. Das Materialprüfprogramm der Zwick wurde nach dem Start der Kameraaufzeichnung fortgesetzt und die eigentliche Messung durchgeführt. Belastet wurde das Wirbelsäulensegment in vier Zyklen mit jeweils 7,5 Nm. Durch die intrinsischen elastischen Rückstellkräfte des Präparats erfolgte die Rückbewegung. Nur der letzte Zyklus diente zur Ermittlung der Messparameter. Die ersten drei Zyklen dienten der Elimination der Hysterese-Eigenschaften des Bewegungssegments. Die Traverse hatte eine Geschwindigkeit von 100mm/min, woraus eine Winkelgeschwindigkeit von ca. 65°/min ($=1,08333^\circ/\text{s}$) am Wirbelsäulensegment resultierte. Die obere Umkehrgrenze (entsprechend der maximal aufgebrauchten Last) war auf 132N eingestellt. Bei einem Hebelarm von 45mm ergab sich daraus ein Drehmoment von 7,5 Nm.

Die Reihenfolge der Lastfälle war in allen Tests identisch:

1. Rotation nach rechts
2. Rotation nach links
3. Neigung nach rechts
4. Neigung nach links
5. Flexion
6. Extension

2.7 Auswertung

Nach jeder Messung mussten die vom optischen Messsystem aufgezeichneten Rohdaten auf Erkennungsfehler hin untersucht werden. Hierbei wurde eine spezielle Nachbearbeitungssoftware (Camerawise Tracker, Qualisys Inc., Gothenburg, Schweden) benutzt und in dieser wurde jede Messung gesichtet und eine eventuell aufgetretene Vertauschung der Markerpunkte 1 bis 6 korrigiert. Daraufhin erfolgte ein Datenexport in das Excel 97-Format. So wurde eine weitere Auswertung mittels handelsüblicher Software möglich.

Mit dem optischen Messsystem wurden die Raumkoordinaten, der an den Wirbelkörpern angebrachten Marker als Datensatz aufgezeichnet. Aus diesen Daten konnte für jeden Messzeitpunkt, mittels vektorieller Transformation, die momentane Auslenkung des oberen Markers relativ zum unteren in den drei Raumebenen bestimmt werden. Für

diese Berechnungen wurde eine eigens für diesen Zweck entworfene Tabellenkalkulation, basierend auf handelsüblicher Software (MS Excel 97, Microsoft Corp., Redmond, USA) benutzt.

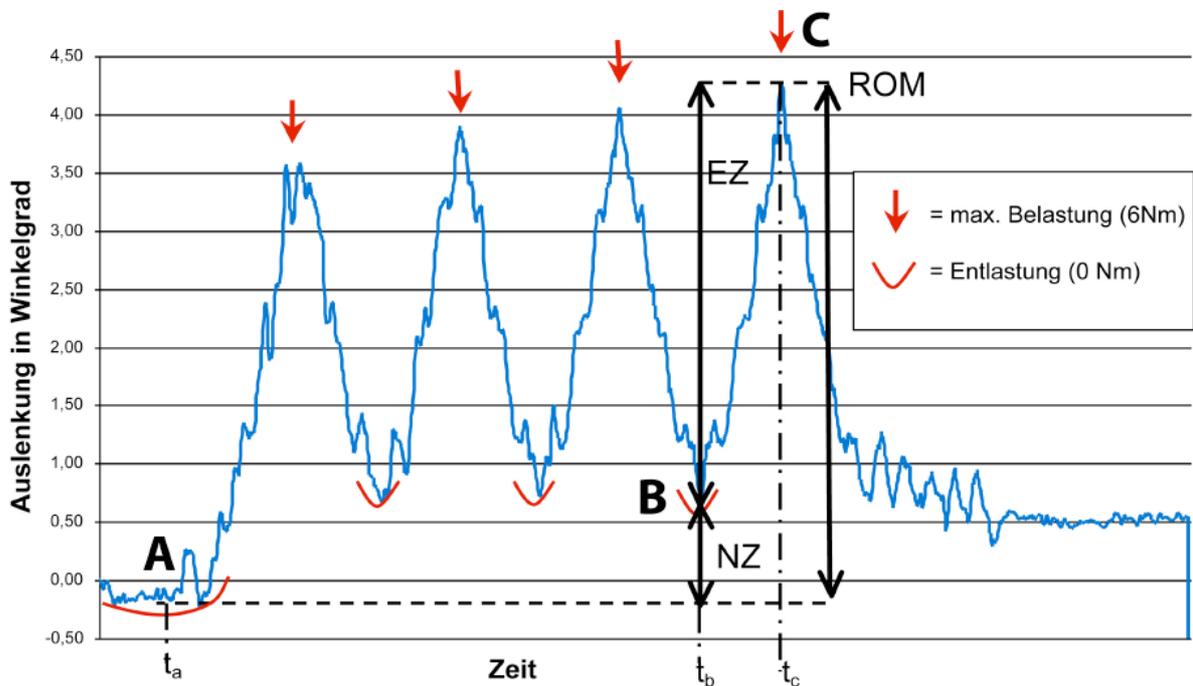


Abbildung 13: Beispielhaftes Messdiagramm. Zur Erläuterung sind Phasen der maximalen Belastung und Entlastung eingezeichnet sowie die Messzeitpunkte t_A , t_B und t_C [von AG Spine, CMSC, Charité-Universitätsmedizin Berlin]

In der beispielhaften Abbildung Nr.13 erkennt man deutlich den zeitlichen Verlauf der Auslenkung während der vier Belastungszyklen. Drei Annahmen stützen die daraus abgeleitete Bestimmung der ROM und der EZ:

1. Keine Last wirkt zum Zeitpunkt t_A auf das Bewegungssegment ein. Das Bewegungssegment befindet sich also am Neutralpunkt.
2. Keine Last wirkt zum Zeitpunkt t_B (Auslenkungsminimum) auf das Bewegungssegment ein (unterer Umkehrpunkt). Die intrinsischen elastischen Rückstellkräfte sind ebenfalls nahezu Null. Hier ist das Bewegungssegment am Übergang zwischen neutraler Zone, wo eine Verformung durch geringe Last erfolgt, und der elastischer Zone, in welcher eine elastische Verformung erfolgt.

3. Maximale Lasteinwirkung mit maximaler Auslenkung zum Zeitpunkt t_C (oberer Umkehrpunkt). Die ROM entspricht also der Differenz zwischen Nullpunkt und Punkt der maximalen Auslenkung.

Im Messdiagramm waren drei Punkte von Interesse. Die Winkelauslenkung zum Beginn des Tests im komplett entlasteten Zustand (A), die Winkelauslenkung im komplett entlasteten Zustand nach dem dritten Zyklus (B) und die Winkelauslenkung unter maximaler Belastung im 4. Zyklus (C). Diese Werte wurden benutzt, um die unidirektionale Range of Motion (ROM) und die elastische Zone (EZ) der getesteten Bewegung zu errechnen. Die ROM wird durch die Differenz zwischen Startposition und maximaler Winkelauslenkung (C-A), und die EZ durch die Differenz zwischen Winkelauslenkung im entlasteten Zustand vor dem dritten Zyklus und der maximalen Winkelgröße (C-B) repräsentiert. Die Steifigkeit wurde durch die Division von maximalem Moment (7,5Nm) und der maximalen Verschiebung unter dem Moment (ROM) errechnet. Zur Ermittlung der hier genannten Parameter wurden die Auslenkungen (A), (B) und (C) zu den Zeitpunkten t_A , t_B und t_C aus dem Excel-Diagramm ausgearbeitet. Für die Berechnung der Messparameter wurden folgende Formeln benutzt:

$$ROM = (C) - (A)$$

$$EZ = (C) - (B)$$

$$Steifigkeit = 7,5 \text{ Nm} / ROM$$

Die Parameter wurden dabei für jedes Präparat und jeden Lastfall einzeln bestimmt. Die Parameter ROM, EZ und Steifigkeit wurden danach der statistischen Auswertung zugeführt.

2.8 Statistik

Anhand der Verteilungshistogramme kamen, nach Prüfung auf Normalverteilung parametrische Testverfahren zur Anwendung. Mittels ANOVA erfolgte der Vergleich der Testgruppen mit Messwiederholung für verbundene Stichproben, gefolgt von einer post-hoc-Analyse nach Tukey-B und Bonferroni zum Vergleich der verschiedenen Implantate. Ein p-Wert kleiner als 0,05 wurde als signifikant gewertet. Es wurde ein paarweiser Vergleich mittels t-Test für verbundene Stichproben vorgenommen, um signifikante Unterschiede direkt einzelnen Implantat-Stabilisierungs-Kombinationen zuordnen zu können. Anschließend erfolgte eine α -Adjustierung nach Bonferroni-

Holm. Die statistische Auswertung wurde durch das Softwarepaket SPSS 11.5 für Windows (SPSS Inc., Chicago, USA).

3 Ergebnisse

Die Ergebnisse der Steifigkeitstestung sind in Grafik 1-6 und der Tabelle 2 dargestellt.

3.1 Extension

Im Vergleich zu dem nativ getesteten Bewegungssegment sind die ROM und EZ-Werte bei allen mit Implantaten versehenen getesteten Versuchsanordnungen niedriger. Die Unterschiede waren signifikant für die bilaterale USSII-Stabilisierung (ROM $p=0,030$; EZ $p=0,05$) und die LFIS-Stabilisierung (ROM $p=0,031$; EZ $p=0,035$). Zwischen den einzelnen Stabilisierungstechniken konnte keine Signifikanz gefunden werden, wobei der p -Wert hinsichtlich der EZ von unilateraler- und bilateraler USSII-Stabilisierung $p=0,081$ betrug und somit eine Tendenz, aber keine Signifikanz darstellte.

Die mittleren Steifigkeitswerte der untersuchten Präparate mit einer implantierten Stabilisierung waren höher als die Steifigkeitswerte der nativen Präparate. Signifikante Unterschiede wurden nicht beobachtet. Weder im Vergleich zum nativen Segment noch zu den getesteten Behandlungstechniken. Die höchste Steifigkeit wurde mit den bilateralen USSII- Pedikelschrauben erreicht, gefolgt von der translaminären Verschraubung. LFIS und die unilaterale Stabilisierung hatten die Werte mit der niedrigsten Steifigkeit.

3.2 Flexion

Wie bei der Extension zeigten alle Konfigurationen niedrigere ROM- und EZ-Werte, als das native Segment. Signifikant hinsichtlich der ROM wurde im Vergleich zwischen bilateraler USSII-Stabilisierung und dem nativen Segment ($p=0,017$) und der translaminären Verschraubung und dem natürlichen Segment ($p=0,008$) erreicht. Die EZ unterschied sich signifikant im Vergleich vom nativen Segment und der bilateralen USSII-Verschraubung ($p=0,007$). Außerdem unterschied sich die EZ signifikant zwischen der LFIS-Stabilisierung und der unilateralen USSII-Stabilisierung ($p=0,038$). Zwischen den einzelnen Stabilisierungsmethoden ergab die Steifigkeitstestung keine Signifikanz.

Die Steifigkeitswerte der Segmente mit der bilateralen USSII-Stabilisierung waren signifikant höher, als die des nativen Segmentes ($p=0,06$). Die anderen Stabilisierungsme-

thoden zeigten ebenfalls eine höhere Steifigkeit, als die nativen Segmente, erreichten dabei aber nicht die Signifikanzschwelle. Auch hier zeigte sich keine Signifikanz zwischen den verschiedenen getesteten Stabilisierungsmethoden. Wie bei der Extension bewies die bilaterale USSII-Stabilisierung die höchste Steifigkeit, gefolgt von der translaminären Verschraubung mit unilateraler USSII-Stabilisierung. Die LFIS-Stabilisierung und die unilaterale USSII-Stabilisierung zeigten die gleichen Werte.

3.3 Seitneigung links

Bei der Neigung nach links variierten die Werte stärker, als in den bisher beschriebenen Bewegungsarten. ROM und EZ waren am niedrigsten bei der bilateralen USSII-Stabilisierung und der unilateralen USSII-Stabilisierung mit translaminärer Verschraubung. Die unilaterale USSII-Stabilisierung wies annähernd keine Unterschiede zum unbehandelten Segment auf. Ein signifikanter Unterschied war nur hinsichtlich der EZ-Werte von bilateraler USSII-Stabilisierung und unilateraler USSII-Stabilisierung offensichtlich ($p=0,013$). Zwischen diesen Stabilisierungsverfahren zeigte sich hinsichtlich der ROM lediglich eine Tendenz ($p=0,06$).

Die Steifigkeitswerte zeigten keine signifikanten Unterschiede. Im Vergleich der nichtsignifikanten mittleren Werte erwies sich die Stabilisierung mit bilateraler USSII-Stabilisierung als am steifsten, gefolgt von unilateraler USSII-Stabilisierung mit translaminärer Verschraubung, gefolgt von der LFIS-Stabilisierung mit unilateraler USSII-Stabilisierung. Die unilaterale USSII-Stabilisierung erwies sich als die Implantation mit der niedrigsten Steifigkeit und war mit den Werten der nativen Gruppe vergleichbar.

3.4 Seitneigung rechts

Die Testresultate für die Neigung nach rechts glichen denen der Neigung nach links. Signifikant waren lediglich die Unterschiede zwischen der bilateralen USSII-Stabilisierung und der unilateralen USSII-Stabilisierung in ROM ($p=0,005$) und EZ ($p=0,005$).

Die Unterschiede in der Steifigkeit waren im Vergleich aller Gruppen untereinander nicht signifikant. Wie bei der Neigung nach links erwies sich die Instrumentierung mit der bilateralen USSII-Stabilisierung als diejenige mit der höchsten Steifigkeit, gefolgt von der Instrumentierung mit der unilateralen USSII-Stabilisierung und translaminärer Verschraubung. Erwähnenswert ist, dass der mittlere Steifigkeitswert dem Steifigkeitswert

mit der unilateralen USSII- Stabilisierung und LFIS- Verschraubung annähernd gleichen. Die unilaterale USSII- Stabilisierung zeigte geringfügig höhere Werte als die native Gruppe.

3.5 Rotation links

Bei der Rotation nach links waren keine signifikanten Unterschiede zwischen den ROM und EZ im Vergleich zwischen der nativen Gruppe und den instrumentierten Gruppen messbar. Zu erkennen war eine Tendenz bei der ROM zwischen der Gruppe der unilateralen und der Gruppe der bilateralen USSII- Stabilisierung ($p=0,079$). Eine weitere Tendenz war in den Werten der EZ zwischen der nativen Gruppe und der Gruppe der unilateralen USSII- Stabilisierung mit translaminärer Verschraubung erkennbar ($p=0,06$). Das Gleiche gilt für die Werte zwischen bilateraler USSII- Stabilisierung und unilateraler USSII- Stabilisierung ($p=0,062$).

Die Steifigkeit der Gruppe mit der bilateralen USSII- Stabilisierung war im Vergleich mit der nativen Gruppe ($p=0,022$), der Gruppe mit der unilateralen USSII- Stabilisierung ($p=0,029$) und der Gruppe mit der unilateralen USSII- Stabilisierung und LFIS- Verschraubung ($p=0,045$) signifikant höher. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Stabilisierungsgruppen untereinander. Allerdings zeigte der Mittelwert aller Stabilisierungsgruppen eine gleiche oder höhere Stabilität, als die native Gruppe. Die Steifigkeit der Gruppe mit der unilateralen USSII- Stabilisierung und der translaminären Verschraubung war höher, aber nicht signifikant höher, als die Gruppe der unilateralen USSII- Stabilisierung und der LFIS- Verschraubung.

3.6 Rotation rechts

Bei der Rotation nach rechts erwies sich die bilaterale USSII- Stabilisierungsgruppe als die stabilste Gruppe. Sie zeigte signifikant höhere Steifigkeitswerte, als die unilaterale USSII- Stabilisierungsgruppe ($p=0,005$). Die Steifigkeitswerte der anderen Gruppen ergaben eine weite Streuung und somit keine Signifikanz. Die ROM- Werte und die EZ- Werte differierten nicht signifikant für alle Gruppen.

3.7 Asymmetrisches Verhalten

Es wurde vermutet, dass das Verfahren der unilateralen Resektion des Facettengelenks zu einem asymmetrischen Bewegungsverhalten, durch die dadurch entstehende unilaterale Steifigkeit, führen würde. Daher wurden Neigungs- und Rotationsmessungen auf signifikante Unterschiede zwischen Rechts- und Linksbelastung hin untersucht. In allen Parametern wurden annähernd symmetrische Bewegungen beobachtet und somit ein statistisch signifikanter Unterschied ausgeschlossen.

Extension	ROM		EZ		Steifigkeit	
	Mittelwert	st.-dev.	Mittelwert	st.-dev.	Mittelwert	st.-dev.
nativ	5,59	2,14	5,04	2,23	1,55	0,63
bilaterale USS-II Stabilisierung	1,01	0,42	0,86	0,40	8,90	4,26
unilaterale USS-II Stabilisierung	3,14	1,95	1,78	0,82	3,46	2,48
unilat. USS-II Stab.+ TFSF	2,79	4,62	1,30	1,04	6,00	2,57
unilat. USS-II Stab.+ LFIS	1,96	0,99	1,40	0,62	5,04	3,05

Flexion	ROM		EZ		Steifigkeit	
	Mittelwert	st.-dev.	Mittelwert	st.-dev.	Mittelwert	st.-dev.
nativ	5,47	2,04	5,04	1,94	1,58	0,65
bilaterale USS-II Stabilisierung	1,31	0,64	0,93	0,39	7,34	4,81
unilaterale USS-II Stabilisierung	3,31	2,84	2,19	1,26	3,33	1,88
unilat. USS-II Stab.+ TFSF	2,26	1,60	1,59	0,99	4,90	2,99
unilat. USS-II Stab.+ LFIS	2,73	1,70	2,03	1,12	3,99	2,74

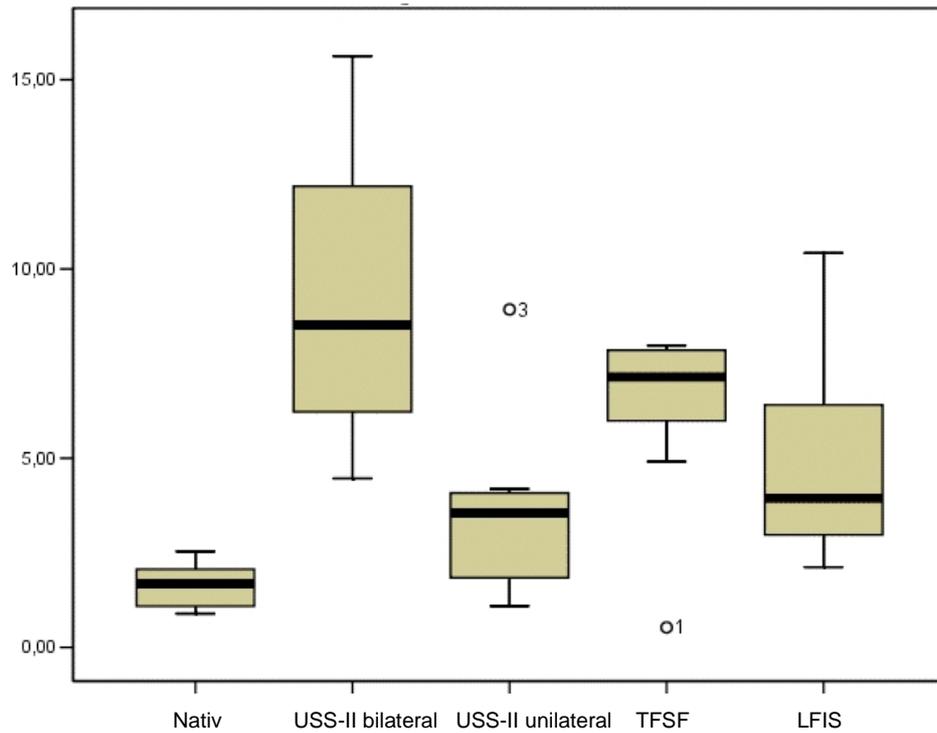
Seitneigung links	ROM		EZ		Steifigkeit	
	Mittelwert	st.-dev.	Mittelwert	st.-dev.	Mittelwert	st.-dev.
nativ	5,00	2,77	4,71	2,40	1,87	0,85
bilaterale USS-II Stabilisierung	1,57	0,87	1,28	0,74	6,17	3,36
unilaterale USS-II Stabilisierung	4,50	1,58	2,59	0,52	1,83	0,55
unilat. USS-II Stab.+ TFSF	2,41	1,96	1,46	0,96	5,15	3,04
unilat. USS-II Stab.+ LFIS	4,57	4,09	2,33	1,33	3,22	2,55

Seitneigung rechts	ROM		EZ		Steifigkeit	
	Mittelwert	st.-dev.	Mittelwert	st.-dev.	Mittelwert	st.-dev.
nativ	5,05	2,81	4,80	2,69	2,21	1,89
bilaterale USS-II Stabilisierung	1,43	0,71	1,21	0,71	6,75	4,50
unilaterale USS-II Stabilisierung	3,42	1,37	2,25	0,53	2,44	0,74
unilat. USS-II Stab.+ TFSF	1,95	1,03	1,38	0,74	5,20	3,28
unilat. USS-II Stab.+ LFIS	2,50	1,22	1,99	0,89	4,50	4,24

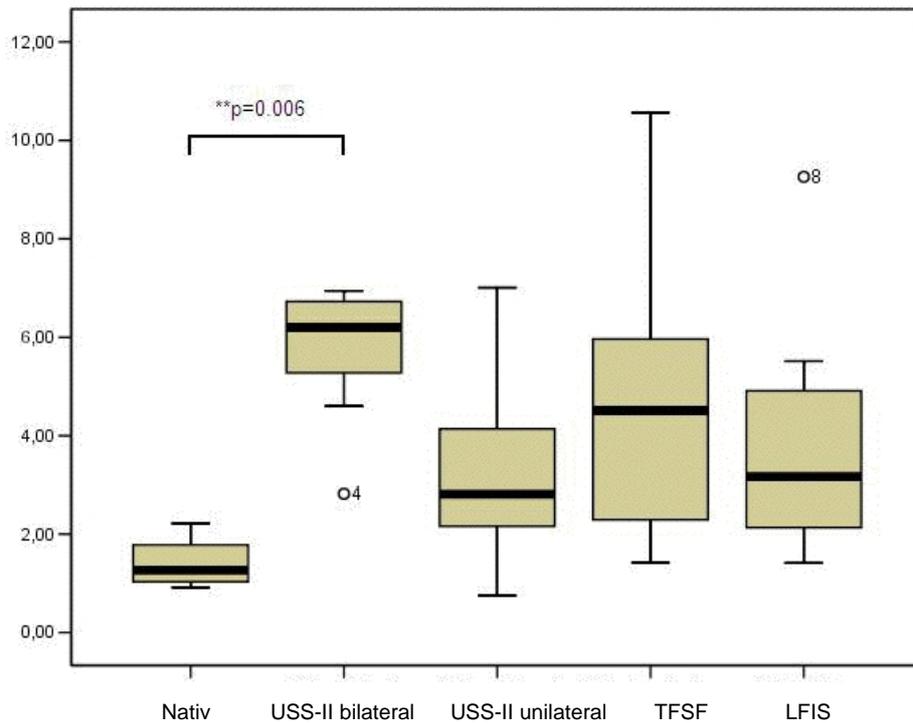
Rotation links	ROM		EZ		Steifigkeit	
	Mittelwert	st.-dev.	Mittelwert	st.-dev.	Mittelwert	st.-dev.
nativ	2,50	1,28	2,46	1,23	4,16	3,06
bilaterale USS-II Stabilisierung	0,75	0,18	0,66	0,13	10,52	2,62
unilaterale USS-II Stabilisierung	2,07	0,86	1,44	0,49	4,42	2,53
unilat. USS-II Stab.+ TFSF	1,36	0,78	1,08	0,60	6,89	3,12
unilat. USS-II Stab.+ LFIS	1,94	0,98	1,44	0,73	4,62	1,87

Rotation rechts	ROM		EZ		Steifigkeit	
	Mittelwert	st.-dev.	Mittelwert	st.-dev.	Mittelwert	st.-dev.
nativ	2,22	0,98	1,94	0,84	4,36	2,88
bilaterale USS-II Stabilisierung	0,87	0,30	0,73	0,22	9,79	4,20
unilaterale USS-II Stabilisierung	1,93	0,74	1,51	0,60	4,51	1,98
unilat. USS-II Stab.+ TFSF	1,62	0,99	1,42	1,13	6,13	3,32
unilat. USS-II Stab.+ LFIS	1,96	1,35	1,51	0,95	6,11	4,19

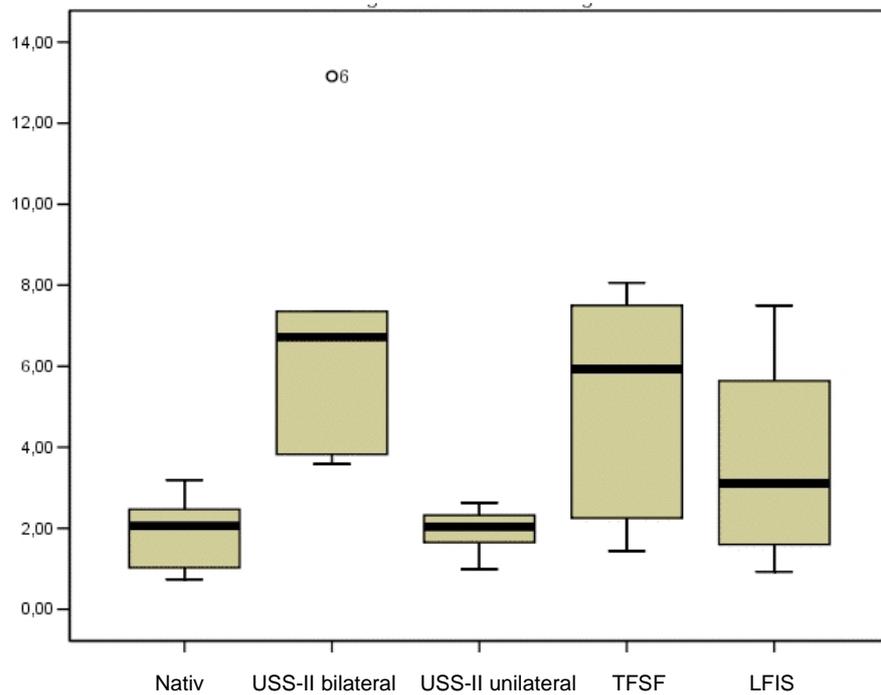
Tabelle 2: ROM-, EZ- und Steifigkeitswerte aller Testungen



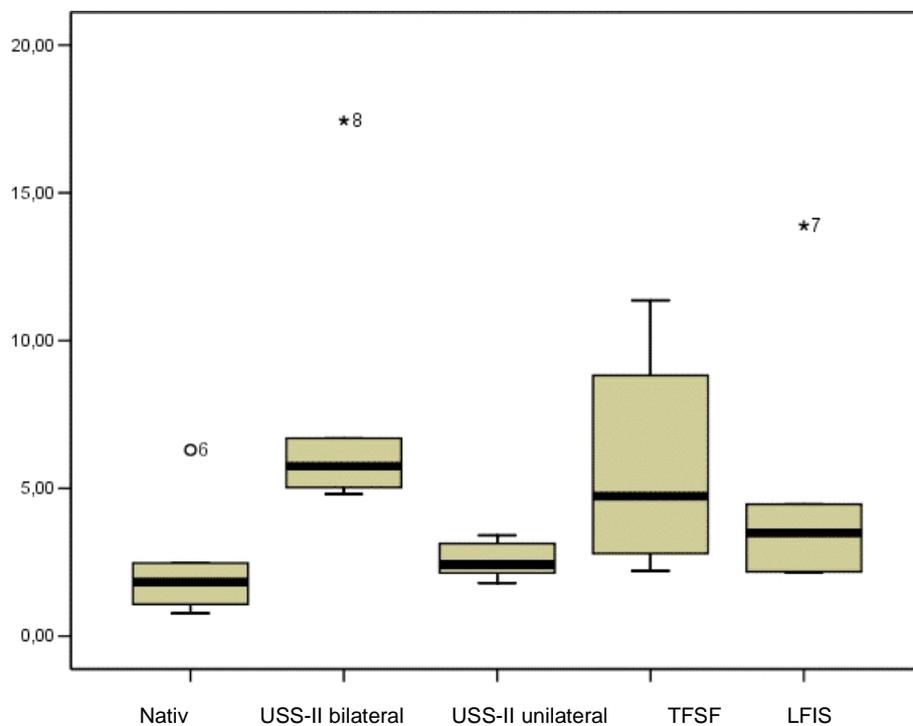
Grafik 1: Steifigkeitswerte (Nm/°) in Extension, dargestellt als Boxplots (Median, 1. und 3. Quartile, Minimum und Maximum). Sternchen zeigen extreme (> 3* Boxlänge) und Kreise zeigen Ausreißer (>1,5* Boxlänge)



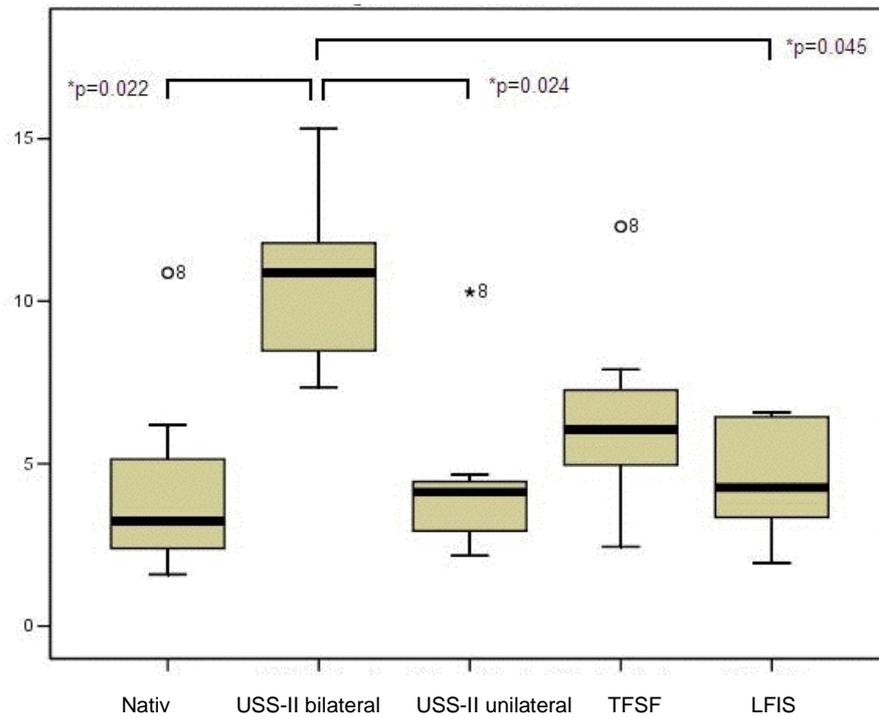
Grafik 2: Steifigkeitswerte (Nm/°) in Flexion, dargestellt als Boxplots (Median, 1. und 3. Quartile, Minimum und Maximum). Sternchen zeigen extreme (> 3* Boxlänge) und Kreise zeigen Ausreißer (>1,5* Boxlänge)



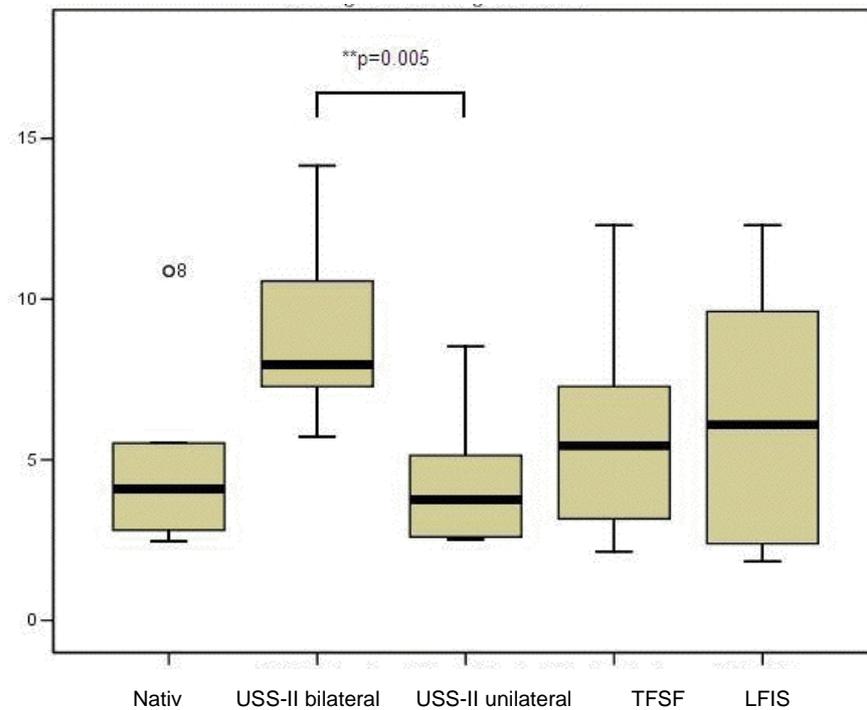
Grafik 3: Steifigkeitswerte (Nm/°) in Seitneigung links, dargestellt als Boxplots (Median, 1. und 3. Quartile, Minimum und Maximum). Sternchen zeigen extreme (> 3* Boxlänge) und Kreise zeigen Ausreißer (>1,5* Boxlänge)



Grafik 4: Steifigkeitswerte (Nm/°) in Seitneigung rechts, dargestellt als Boxplots (Median, 1. und 3. Quartile, Minimum und Maximum). Sternchen zeigen extreme (> 3* Boxlänge) und Kreise zeigen Ausreißer (>1,5* Boxlänge)



Grafik 5: Steifigkeitswerte (Nm/°) in Rotation links, dargestellt als Boxplots (Median, 1. und 3. Quartile, Minimum und Maximum). Sternchen zeigen extreme (> 3* Boxlänge) und Kreise zeigen Ausreißer (>1,5* Boxlänge)



Grafik 6: Steifigkeitswerte (Nm/°) in Rotation rechts, dargestellt als Boxplots (Median, 1. und 3. Quartile, Minimum und Maximum). Sternchen zeigen extreme (> 3* Boxlänge) und Kreise zeigen Ausreißer (>1,5* Boxlänge)

4 Diskussion

Wenn man die Ergebnisse dieser Untersuchung zusammenfassend darstellt, dann ergibt sich Folgendes: Die bilaterale Pedikelschraubenstabilisierung übertrifft hinsichtlich der Steifigkeit das native Segment in Extension, Flexion, ROM und EZ; die LFIS + kontralaterale USS-II Stabilisierung nur in Extension und die TFSS + ipsilaterale USS-II Stabilisierung nur in Flexion. Statistisch signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Stabilisierungsmethoden konnten hauptsächlich in der Seitneigung zwischen uni- und bilateraler Pedikelschraubenstabilisierung und in der Steifigkeit der Rotation zwischen bilateraler Pedikelschraubenstabilisierung und allen anderen Methoden festgestellt werden.

Das Management von schmerzhaften degenerativen Erkrankungen an der Lendenwirbelsäule stellt eine Herausforderung für den behandelnden Chirurgen dar. Die Fusion zweier Lendenwirbelkörper (Spondylodese) ist eine anerkannte und effektive Behandlungsmöglichkeit, um diese Erkrankungen zu versorgen (53-55), (68). Die interkorporelle Fusionstechnik spielt dabei eine wichtige Rolle, da sie eine höhere Fusionsrate zu erzielen scheint, als die posterolaterale Fusionstechnik (55).

4.1 Spondylodeseverfahren

Die Einführung von der TLIF- Methode durch Harms/ Rolinger und Blume/ Rojas bedeutete eine zusätzliche und vielseitige Behandlungsmethode des Intervertebralraumes (52), (16). Bei den bis dahin vorherrschenden Methoden ergaben sich verschiedenen Probleme und Schwierigkeiten, wie zum Beispiel das Risiko von thromboembolischen Ereignissen, die Gefahr von vaskulären Schädigungen oder die Beschädigung sympathischer Nervenfasern bei der ALIF- Methode und das Risiko von Durasack- und Nervenwurzelbeschädigungen sowie die Beschränkung auf die Segmente L3 und niedriger bei der PLIF- Methode (39). Seitdem die großen Gefäße und der Durasack durch die TLIF- Methode umgangen werden können, sind diese Risiken gemindert (48), (56-59). Auch wenn diese Methode anfangs mit Unterstützung durch die bilaterale USS- Stabilisierung kombiniert wurde, so eröffnet der unilaterale Zugangsweg dieser intervertebralen Methode doch die Möglichkeit, den operativen Zugangsweg auf eine Seite zu beschränken. Entscheidend ist natürlich, dass eine ausreichende Stabilisierung durch nur einen unilateralen Zugangsweg erreicht werden kann.

Es bleibt eine Herausforderung, Techniken zu finden, die zuverlässig eine stabile Spondylodese erlauben und trotzdem so wenig operative Morbidität und Komplikationspotential wie möglich haben. Aus biomechanischer Sicht bleibt der Grad an postoperativer Stabilität, bzw. Steifigkeit des Bewegungssegmentes, welche notwendig für eine Spondylodese ist, ungeklärt. Nichtsdestotrotz scheint ein Konsens dahinzugehen, dass eine adäquate Stabilisierung im Vergleich zum gesunden Segment eine höhere Steifigkeit erreichen muss (50).

4.2 Ergebnisbeurteilung im Vergleich und Validität des Testaufbaus

Es wurden bisher fünf biomechanische Studien durchgeführt, die die TLIF-Methode untersuchten (49), (50), (60-62). Drei von ihnen konzentrierten sich auf den Vergleich von PLIF und TLIF. Die zwei anderen Studien untersuchten mehrere posteriore Stabilisierungsmethoden, welche auch unilaterale oder asymmetrische Methoden einschlossen. (Siehe Tabelle 3)

Verfahren	Schneid et al. 2002	Harris et al. 2004	Kettler et al. 2005	Ames et al. 2005	Slucky et al. 2006	hier vorgestellte Untersuchung 2006
TLIF-Cage alleine	x	x	x	x	-	-
Unilateral TFSF	(x)	x	-	-	-	-
Unilaterale Pedikelverschraubung	-	x	-	-	x	x
Unilaterale TFSF + unilaterale Pedikelverschraubung	-	-	-	-	x	x
Bilaterale Pedikelverschraubung	x	x	-	x	x	x
Unilaterale Pedikelverschraubung + LFIS	-	-	-	-	-	x
Vergleich PLIF vs. TLIF	x	-	x	x	-	-

Tabelle 3: Überblick über verschiedene biomechanische Studien, die eine TLIF-Stabilisierung zusammen mit anderen Stabilisierungsmethoden untersuchten. Schneid et al. benutzten bioresorbierbare Pins instrumentiert nach Magerl, anstelle von Kortikalisschrauben, um das Facettengelenk zu stabilisieren.

Harris et al. (50) testete fünf humane Lendenwirbelsäulen mit einem TLIF- Cage allein, TLIF- Cage mit einer translaminären Verschraubung sowie einer uni- und bilateralen Pedikelschraubenfixation. Untersucht wurde die Bewegung unter einer Belastung von 5Nm bezüglich der Bewegung der globalen Lendenwirbelsäule, als auch die monose-

gementale Beweglichkeit unterschiedlich versteiften Segmente im Vergleich zur nativen Lendenwirbelsäule. In dieser Studie zeigten sich wesentliche Auswirkungen auf die Rotationsstabilität. Mit keiner der untersuchten Stabilisierungsmethoden konnte die Stabilisierung unter axialer Rotationsbelastung im Vergleich zum nativen Segment aufrecht erhalten werden. Die ROM ohne zusätzliche nachfolgende Stabilisierung war dreimal höher, als im nativen Zustand und erwies sich als statistisch signifikant. Andere Gruppen variierten zwischen 1,5 und 2,5 mal höheren ROM ohne einen statistisch signifikanten Unterschied zu zeigen. In den anderen Bewegungsrichtungen ermöglichten alle Stabilisierungsmethoden die ROM auf Werte zwischen 90 % und 50 % einer nativen Wirbelsäule zu reduzieren. Allerdings konnte eine statistisch signifikante Reduzierung der ROM mit keiner Stabilisierungsmethode erreicht werden.

Im Vergleich der verschiedenen Stabilisierungsmethoden zeigten sich bei der Facettenverschraubung und der bilateralen Pedikelschraubenfixation ähnliche Werte bei Flexion/Extension und Seitneigung, wobei die unilaterale Pedikelschraubenfixation überraschend die niedrigste ROM in Flexion und Extension aufwies. Die hohe ROM von unilateraler Pedikelschraubenfixierung während der Seitneigung wurde erwartet. In axialer Rotation wiesen die unterschiedlichen Stabilisierungsmethoden unterschiedliche ROM auf und zwar absteigend in folgender Reihe: Facettenschraube, unilaterale Pedikelschraubenfixation und bilaterale Pedikelschraubenfixation.

Alle Stabilisierungsmethoden in dieser Versuchsanordnung erreichten mindestens die Stabilität des nativen Segments. Die Steifigkeitswerte von bilateraler Pedikelschraubenfixierung, translaminärer Verschraubung und LFIS waren in allen Bewegungsrichtungen höher, als die Werte des nativ getesteten Segmentes. Die unilaterale Pedikelschraubenfixation zeigte eine höhere Steifigkeit in Extensions- und Flexionsbewegungen.

Die, im Vergleich zu anderen Studien, unterschiedlichen Ergebnisse dürften auf die Versuchsanordnung zurückzuführen sein. In unserer Versuchsanordnung wurde die Bewegungsrichtungen Flexion/Extension, Links-/Rechtsneigung und die axiale Rotation jeweils einzeln untersucht. Die Rotation wurde in zwei Anordnungen unterteilt. Zuerst wurde die Rotation nach links und dann die Rotation nach rechts geprüft. Hierdurch ist der Startpunkt für jede Messung schwer zu bestimmen, insbesondere bei Konfigurationen mit einer signifikanten Neutralzone, welches für das native Segment zutreffend sein dürfte. Harris et al. (50) untersuchten die Präparate in einer fortgesetzten Reihe von Flexion/Extension, Links-/Rechtsneigung und axialer Rotation. Dadurch hat der Startpunkt keine Bedeutung, da die extremen Auslenkungen die ROM bestimmen. Die Er-

gebnisse zeigen, dass im Vergleich zwischen Harris et al. (50) und unserer Studie die Ergebnisse der ROM im nativen Segment eventuell überschätzt worden sein dürften. Dieser Unterschied ist jedoch nicht signifikant bei Versuchsaufbauten mit einer geringen neutralen Zone. Dies trifft zu bei Versuchsaufbauten mit durch Instrumentation fixierten Wirbelsäulensegmenten, da diese eine sehr geringe neutrale Zone haben.

Im Gegensatz zu Harris et al. (50) war die unilaterale Pedikelverschraubung in beiden Rotationsbewegungen signifikant weniger steif, als die bilaterale Pedikelverschraubung. Die bessere Performance der translaminären Verschraubung könnte auf die zusätzliche Pedikelverschraubung zurückzuführen sein.

Slucky et al. (62) testeten sieben humane Lendenwirbelpräparate mit gleicher Anordnung, wie in unserem Testaufbau: unilaterale Pedikelverschraubung, bilaterale Pedikelverschraubung und eine Kombination aus unilateraler Pedikelverschraubung und translaminärer Verschraubung. Hierbei wurden bilaterale Bewegungstests durchgeführt, wobei die Präparate Drehmomenten von 5Nm unter 50N axialer Kompressionsbelastung ausgesetzt wurden. Die Instrumentierung mit einer unilateralen Pedikelverschraubung zeigte in der Studie von Slucky et al. (62) in allen Belastungsrichtungen signifikant niedrigere Werte in Steifigkeit und Range of Motion, als bei den verglichenen Präparaten mit bilateraler Pedikelschraubeninstrumentierung und Pedikelschraubeninstrumentierung plus translaminäre Verschraubung. Das allgemeine Stabilitätsmuster entsprach den in dieser Studie aufgezeigten Daten, aber in dem hier beschriebenen Testaufbau zeigte die translaminäre Verschraubung eine niedrigere Steifigkeit als bei Slucky et al. (62). Die Steifigkeit lag hier eher zwischen den Werten von bi- und unilateraler Pedikelschraubefixation. Eine mögliche Erklärung ist eventuell der unterschiedliche Testaufbau. Slucky et al. (62) testeten die verschiedenen Konfigurationen in einer quasi randomisierten Reihenfolge. In diesem Versuch wurde in der gleichen Abfolge für jede Konfiguration getestet. Diese Vorgehensweise wurde genutzt, um die fortschreitende, testbedingte Beschädigung am Facettengelenk so gering wie möglich zu halten. Nach primärer Implantation der Facettenschraube wäre die Facettengelenkscapsel perforiert und der Subchondralknochen geschwächt, so dass eine danach implantierte translaminäre Verschraubung eine deutlich geringere Möglichkeit gehabt hätte, das Gelenk ausreichend zu stabilisieren. Es wird aus oben genannten Gründen davon ausgegangen, dass bei der Implantation der translaminären Verschraubung nach Magerl (52), (32) ein viel geringerer Schaden am Facettengelenk entsteht, als bei einer LFIS-Instrumentierung. Zudem ist die translaminäre Verschraubung nach Magerl (52), (32) eine im Allgemeinen

häufiger gebrauchte Methode, als die noch nicht etablierte LFIS-Stabilisierungstechnik. So gesehen, sprechen die nahezu gleichen Resultate zwischen LFIS und translaminärer Verschraubung nach Magerl (52), (32) in diesem Experiment eher für die LFIS-Technik.

Bedacht werden muss bezüglich der Validität des Testaufbaus auch eine eventuelle Lockerung des Bewegungssegmentes oder die Lockerung der ipsilateralen Pedikelschrauben von Testsequenz zu Testsequenz. Ferrara et al. (63) hat in einem Versuchsaufbau 180.000 mal wiederholend 6Nm Last auf eine Konstruktion mit Pedikelschrauben und einer Transfacettenkonstruktion wirken lassen, ohne dass sich die Steifigkeitsparameter signifikant geändert hätten. In diesem Testaufbau wurde die Testsequenz 12-mal durchgeführt. Man kann also davon ausgehen, dass keine signifikante Lockerung stattgefunden hat.

Darüber hinaus erwies sich in diesem Testaufbau die Steifigkeit der unilateralen Pedikelschraubenfixierung als weniger unterschiedlich, insbesondere bei der Seitneigung. Slucky et al. (62) hatten in diesem Fall eine dreimal höhere Steifigkeit zwischen der unilateralen Pedikelschraubeninstrumentierung gegenüber dem nativen Segment festgestellt. Vermutlich ist dieser Wert auf eine geringere Streuung der einzelnen Präparate zurückzuführen.

Hinsichtlich der LFIS wurde bisher lediglich eine Studie veröffentlicht (51), welche bilaterale Facettenschraubenfixierung mit der Fixierung von Translaminarschrauben und bilateraler Pedikelschraubenfixierung untersucht. In dieser Studie zeigten sich die Facettengelenksfixierungsmethoden als gleichwertig. Allerdings zeigten sie weniger Stabilität als die bilaterale Pedikelschraubenstabilisierung. Da in diesem Testaufbau ebenfalls keine Unterschiede festgestellt wurden, kann man die Daten der beiden Studien wohl als vergleichbar ansehen. Ebenfalls muss erwähnt werden, dass in diesem Testaufbau die stabilisierenden Eigenschaften der LFIS näher an der unilateralen Pedikelverschraubung, als an der translaminären Verschraubung liegen, jedoch ohne dabei eine statistische Relevanz zu erweisen.

Da alle diese Studien auf Alternativen zu der bilateralen Pedikelverschraubung hin zielten, müssen ebenfalls klinische Experimente mit in die Auswertung aufgenommen werden, bei denen eine asymmetrische Stabilisierung durchgeführt wurde.

Humphreys et al. (48) verglich eine Standard PLIF mit einer asymmetrischen TLIF (unilaterale Pedikelschraubenfixation) in einer nicht-randomisierten, prospektiven Studie. Dabei wurde eine signifikante Reduktion der Komplikationsrate bei der TLIF-Methode

sowie eine signifikante Reduktion des Blutverlustes bei einer bisegmentalen TLIF verglichen mit einer bisegmentalen PLIF, festgestellt. Unglücklicherweise wurden keine Daten über Fusionsraten oder Kurz- und Langzeitfolgen erhoben oder veröffentlicht.

Beringer and Mobasser (64) führten eine kleine Serie von TLIF- Operationen mit unilateraler, minimal invasiver Pedikelschraubenfixierung durch. Die Verlaufsstudien lagen zwischen 6 und 12 Monaten. Nach 6 Monaten zeigten alle acht Patienten gute klinische Ergebnisse. Die Fusionsrate war 100% bei Benutzung einer Spondylodese unterstützt durch rhBMP-2 benetztem autograft.

Kabins et al. (65) berichtete über eine 97%ige Fusionsrate in einer prospektiven Studie, die unilaterale und bilaterale PS bei einer L4/5 Fusion untersuchte. In dieser Studie beschrieb er außerdem keine signifikanten Unterschieden zwischen den beiden Instrumentierungen.

Suk et al. (66) berichtet über eine 91,5%ige Fusionsrate bei unilateraler Pedikelverschraubung verglichen mit einer 97,5%igen Fusionsrate mit bilateraler Pedikelverschraubung in einer Langzeitstudie zum Vergleich von uni- und bilateraler Pedikelverschraubung in posterolateralen Fusionen nach Wirbelsäulendekompression. Die klinischen Ergebnisse und die perioperative Komplikationsrate wiesen keine signifikanten Unterschiede auf. In dieser Studie erwies sich die unilaterale Instrumentation bezogen auf Operationszeit, Krankenhausaufenthalt und Kosten als vorzuzugswürdig.

Tuttle et al. (29) betrachteten 47 Fälle von TLIF- Anwendungen mit unilateraler Pedikelverschraubung retrospektiv durch eine paramediane Methode. Es lag keine Kontrollgruppe vor. In dieser Studie wurde eine 97%ige Fusionsrate festgestellt, ohne dass neurologische Komplikationen auftraten.

Jang et al. (44) betrachteten die Nachbehandlung von 23 Patienten, denen ein TLIF und ein Hybridkonstrukt aus unilateraler PS und einer kontralateralen, translaminaren Facetenschraube, wie in unserem Testaufbau, instrumentiert wurde. Die Fusionsrate betrug 91%. Unglücklicherweise wurden in dieser Studie keine weiteren Stabilisierungsmethoden verglichen.

4.3 Schlussfolgerung

Zusammenfassend kann davon ausgegangen werden, dass alle Verfahren in der Lage sind, die Steifigkeit des nativen Bewegungssegmentes wiederherzustellen. Hierbei zeigt die Standardversorgung mit der bilateralen USS-II Stabilisierung eindeutig das steifste biomechanische Verhalten. Der Steifigkeit des Standardverfahren am nächsten ist die

monolaterale USS-II Stabilisierung mit TFSF Instrumentierung nach Magerl (52), (32). Diese Instrumentierung zeigt in Extension, Flexion, Seitneigung links, Seitneigung rechts und bei der Rotation links im Vergleich zur USS-II Stabilisierung ein ähnliches oder zumindest der unilateralen USS-II Stabilisierung und der LFIS + kontralaterale USS-II Stabilisierung deutlich überlegenes Steifigkeitsverhalten.

Um die Ergebnisse in den richtigen Kontext zu stellen, muss man bezüglich der durchgeführten Untersuchung einige Einschränkungen machen. Hervorzuheben ist vor allem die geringe Anzahl an Präparaten, die aufgrund des limitierten Spenderumfanges gegeben ist. Außerdem muss man ebenfalls das Fehlen einer randomisierten Testung benennen. Zudem war der Testaufbau eine rein biomechanische Untersuchung, weshalb keine validen klinischen Aussagen getroffen werden können. Dies gilt vor allem hinsichtlich eines möglichen Setzverhaltens oder einer eventuellen klinischen Komorbidität eines Implantates.

In der klinischen Anwendung müssen zusätzliche Stabilität der erhöhten Invasivität bei hybrid- und bilateralen Fixierungen, mit all den daraus resultierenden Komplikationen, bei der Entscheidungsfindung gegenübergestellt und abgewogen werden. Ob die erhöhte Stabilisierung zu einem verbesserten klinischen Ergebnis führt, kann jedoch nicht durch eine biomechanische Studie abschließend beantwortet werden. Hierzu bedarf es weiterer klinischer Untersuchungen

Die LFIS ist durch seine perkutane Implementierung ein innovatives Implantat für ein weichteilschonendes, minimal invasives Versorgungskonzept, da nur noch von einer Seite paraspinal eröffnet werden muss, um den TLIF einzubringen und diese Seite mit einer USS-II Stabilisierung zu versehen. Allerdings muss man berücksichtigen, dass durch das Prinzip der LFIS Instrumentierung eine Gelenkpathologie im Facettengelenk zu erwarten ist und es hier wahrscheinlich zu klinischen Komorbiditäten kommen kann.

In dieser Testreihe zeigten die Werte der LFIS-Instrumentierung tendenziell weniger Steifigkeit, als das Standardverfahren und als die TFSF Instrumentierung. Allerdings muss hier noch einmal erwähnt werden, dass es in der Fachliteratur immer noch keinen endgültigen Konsens gibt, wieviel Steifigkeit überhaupt notwendig sei.

Wenn man das jetzige Standardverfahren als Maßstab und die Ergebnisse dieser Untersuchung und den zu erwartenden Gelenkschaden nimmt, dann erscheint – wenn man ein minimal invasives, unilaterales Vorgehen bei der TLIF Instrumentierung durchführen will - die TFSF Instrumentierung der LFIS Instrumentierung überlegen zu sein.

So gilt, dass aus biomechanischer Sicht das Konzept des LFIS Implantates innovativ, aber noch verbesserungswürdig ist.

5 Literaturverzeichnis

1. Deyo RA, Gray DT, Kreuter W, Mirza S, Martin BI. United States trends in lumbar fusion surgery for degenerative conditions. *Spine* 2005; 30(12):1441-7.
2. Berwald HG. Der unspezifische Rückenschmerz. *Rheumaline* 2002;3.
3. Hägg O, Fritzell P, Nordwall A, and the Swedish Lumbar Spine Study Group. Characteristics of Patients with Chronic Low Back Pain Selected for Surgery. *Spine* 2002; 27(11); 1223-30.
4. Gobel H. Epidemiologie und Kosten chronischer Schmerzen. Spezifische und unspezifische Rückenschmerzen. *Schmerz* 2001;15(2):92-8.
5. Boos N, Nerlich AG, Wiest I, von der Mark K, Aebi M. Immunolocalization of type X collagen in human lumbar intervertebral discs during ageing and degeneration. *Histochem Cell Biol.* 1997;108(6):471-480.
6. Nerlich AG, Boos N, Wiest I, Aebi M. Immunolocalization of major interstitial collagen types in human lumbar intervertebral discs of various ages. *Virchows Arch.* 1998; 432(1):67-76.
7. Nerlich AG, Schleicher ED, Boos N. 1997 Volvo Award winner in basic science studies. Immunohistologic markers for age-related changes of human lumbar intervertebral discs. *Spine* 1997; 22(24):2781-2795.
8. Boos N, Weissbach S, Rohrbach H, Weiler C, Spratt KF, Nerlich AG. Classification of age-related changes in lumbar vertebral discs: 2002 Volvo Award in basic science. *Spine* 2002; 27(23):2631-2644.
9. Weiler C, Nerlich AG, Bachmeier BE; BOOs N. Expression and distribution of tumor necrosis factor alpha in human lumbar intervertebral discs: a study in surgical specimen and autopsy controls. *Spine* 2005; 30(1):44-53.
10. Roberts S, Caterson B. Biomechanical Changes in Degenerative Disc Disease. In: Gunzburg R, Szpalski M, Andersson GBJ, editors. *Degenerative Disc Disease*. Philadelphia PA, USA: Lippincott Williams&Wilkins;2003:15-22.
11. Nachemson A. Is There Such a Thing as degenerative Disc Disease? In: Gunzburg R, Szpalski M, Andersson GBJ, editors. *Degenerative Disc Disease*. Philadelphia PA, USA: Lippincott Williams&Wilkins;2003:1-14.
12. Gries NC, Berlemann U, Moore RJ, Vernon-Roberts B. Early histologic changes in lower lumbar facet joints and their correlation. *Eur Spine J* 2000; 9(1):23-29.

13. Haher TR, O'Brien M, Dryer JW, Nucci R, Zipnick R, Leone DJ. The role of the lumbar facet joints in spinal stability. Identification of alternative paths of loading. *Spine* 1994; 19(23):2667-71.
14. Urban JP, McMullin JF. Swelling pressure of the lumbar intervertebral discs: influence of age, spinal level, composition, and degeneration. *Spine* 1988; 13(2):179-187.
15. Adams MA, Dolan P, Hutton WC, Porter RW. Diurnal changes in spinal mechanics and their clinical significance. *J Bone Joint Surg Br.* 1990; 72:266-270.
16. Harms J, Rolinger H. Die operative Behandlung der Spondylolisthese durch dorsale Ausrichtung und ventrale Verblockung. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1982;120(3):343-7.
17. Bogduk N. The innervation of the lumbar spine. *Spine* 1983;8(3):286-93.
18. Antonacci MD, Mody DR, Heggeness MH. Innervation of the human vertebral body: a histologic study. *J Spinal Disord.* 1998; 11(6):526-531.
19. Palmgren T, Gronblad M, Virri J, Seitsalo S, Ruuskanen M, Karaharju E. Immunohistochemical demonstration of sensory and autonomic nerve terminals in herniated lumbar disc tissue. *Spine* 1996; 21(11):1301-1306.
20. White AA, Panjabi MM. Kinematics of the Spine. In: Panjabi MM, White AA, editors. *Clinical Biomechanics of the Spine.* Philadelphia, PA, USA: Lippincott, Williams&Wilkins; 1990:86-127.
21. Panjabi MM, White AA. Physical Properties and Functional Biomechanics of the Spine. In: Panjabi MM, White AA, editors. *Clinical Biomechanics of the Spine.* Philadelphia, PA, USA: Lippincott, Williams&Wilkins; 1990:1-85.
22. Dvorak J, Froehlich D, Penning L, Baumgartner H, Panjabi MM. Functional radiographic diagnosis of the cervical spine: flexion/extension. *Spine* 1988; 13(7):748-755.
23. Dvorak J, Panjabi M, Gerber M, Wichmann W. CT-functional diagnostics of the rotatory instability of upper cervical spine. An experimental study on cadavers. *Spine* 1987; 12(3):197-205.
24. Percy MJ, Tibrewal SB. Axial rotation and lateral bending in the normal lumbar spine measured by three-dimensional radiography. *Spine* 1984; 9(6):582-7.
25. Hayes MA, Howard TC, Gruel CR, Kopta JA. Roentgenographic evaluation of lumbar spine flexion-extension in asymptomatic individuals. *Spine* 1989; 14(3):327-31.

26. Yamamoto L, Panjabi MM, Crisco T, Oxland T. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. *Spine* 1989; 14(11):12560-60.
27. Panjabi MM, Krag MH, White AA 3, Southwick WO. Effects of preload on load displacement curves of the lumbar spine. *Orthop Clin North AM*; 8(1):181-92.
28. King D. Internal fixation of lumbosacral fusion. *Joint Surg AM* 1948; 30:560-565.
29. Wilke HJ, Wenger K, Claes L. Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. *Eur Spine J* 1998; 7:148-154.
30. Gertzbein SD, Holtby R, Tile M, Kapasouri A, Chan KW, Cruickshank B. Determination of a locus of instantaneous centers of rotation of the lumbar disc by moiré fringes. A new technique. *Spine* 1984; 9(4):409-13.
31. Gertzbein SD, Seligman J, Holtby R, et al. Centrode patterns and segmental instability in degenerative disc disease. *Spine* 1985; 10(3):257-61.
32. Magerl F. Stabilization of the lower thoracic and lumbar spine with external skeletal fixation. *Clin Orthop* 1984; 189:125-141
33. Resnick DK, Choudhri TF, Dailey AT, et al. Guidelines for the performance of fusion procedures for degenerative disease of the lumbar spine. Part 6: magnetic resonance imaging and discography for patient selection for lumbar fusion. *J Neurosurg Spine* 2005; 13(2):662-669.
34. Modic MT, Steinberg PM, Ross JS, Masaryk TJ, Carter JR. Degenerative disc disease: assessment of changes in vertebral body marrow with MR imaging. *Radiology* 1988; 166(1):193-99.
35. Aprill C, Bogduk. High-intensity zone: a diagnostic test for spinal pain: an update. *Pain Physician* 2007; 10(1):147-64.
36. Buenaventura RM, Shah RV, Patel V, Benyamin R, Singh V. Systemic review of discography as a diagnostic test for spinal pain: an update. *Pain Physician* 2007; 10(1):147-64.
37. Schmidt CO, Raspe H, Pfingsten M, et al. Back pain in the German adult population: prevalence, severity, and sociodemographic correlates in a multiregional survey. *Spine* 2007; 32(18):2005-11.
38. Blume H, Rojas CH. Unilateral lumbar interbody fusion (posterior approach) utilizing dowel graft. *J Neurol Orthop Surg* 1981; 2:171-175.
39. Mummaneni PV, Haid RW, Rodts GE. Lumbar interbody fusion: state-of-the-art technical advances. Invited submission from the Joint Section meeting on Disor-

- ders of the Spine and Peripheral Nerves, March 2004. *J Neurosurg Spine* 2004; 1(1):24-30.
40. Okuyama K, Abe E, Suzuki T, Tamura Y, Chiba M, Sato K. Posterior Lumbar interbody fusion: a retrospective study of complications after facet joint excision and pedicle screw fixation in 148 cases. *Acta Orthop Scand* 1999; 70(4):329-34.
 41. Ray CD. Threaded titanium cages for lumbar interbody fusions. *Spine* 1997; 22(6):667-79.
 42. Hackenberg L, Halm H, Bullmann V, Vieth V, Schneider M, Liljenqvist U. Transforaminal lumbar interbody fusion: a safe technique with satisfactory three to five year results. *Eur Spine J* 2005;15(6):551-8.
 43. Lowe TG, Tahernia AD, O'Brien MF, Smith DAB. Unilateral transforaminal posterior lumbar interbody fusion (TLIF): Indications, technique and 2-year results. *J Spinal Disord Tech* 2002;15(1):31-8.
 44. Jang J, Lee S. Minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion with ipsilateral pedicle screw and contralateral facet screw fixation. *J Neurosurg Spine* 2005; 3(3): 218-23.
 45. Rosenberg WS, Mummaneni PV. Transforaminal lumbar interbody fusion: technique, complications, and early results. *Neurosurgery* 2001; 48(3):569-74.
 46. Taneichi H, Suda K, Kajino T, Matsumura A, Moridaira H, Kaneda K. Unilateral transforaminal lumbar interbody fusion and bilateral anterior-column fixation with two Brantigan I/F cages per Level: clinical outcomes during a minimum 2-year follow-up period. *J Neurosurg Spine* 2006; 4(3):198-205.
 47. Brislin B, Vaccaro AR. Advances in posterior lumbar interbody fusion. *Orthop Clin North Am* 2002; 33(2):367-74.
 48. Humphreys SC, Hodges SD, Patwardhan Ag, Eck JC, Murphy RB, Covington LA. Comparison of posterior and transforaminal approaches to lumbar interbody fusion. *Spine* 2001; 26(5):567-71.
 49. Ames CP, Acosta FLJ, Chi J, et al. Biomechanical comparison of posterior lumbar interbody fusion and transforaminal lumbar interbody fusion performed at 1 and 2 levels. *Spine* 2005; 30(19):E562-6.
 50. Harris BM, Hilibrand AS, Savas PE, et al. Transforaminal lumbar interbody fusion: the effect of various instrumentation techniques on the flexibility of the lumbar spine. *Spine* 2004; 29(4):E65-70.

51. Kandziora F, Schleicher P, Scholz M, et al. Biomechanical testing of the lumbar facet interference screw. *Spine* 2005; 30(2):E34-9.
52. Grob D, Humke T. Translaminar screw fixation in the lumbar spine: technique, indications, results. *Eur Spine J* 1998; 7(3):178-86.
53. Fritzell P, Hagg O, Wessberg P, Nordwall A. 2001 Volvo Award Winner in Clinical Studies: Lumbar fusion versus nonsurgical treatment for chronic low back pain: a multicenter randomized controlled trial from the Swedish Lumbar Spine Study Group. *Spine* 2001; 26(23):2521-32.
54. Fritzell P, Hagg O, Wessberg P, Nordwall A. Chronic low back pain and fusion: a comparison of three surgical techniques: a prospective multicenter randomized study from the Swedish Lumbar Spine Study Group. *Spine* 2002; 27(11):1131-41.
55. Resnick Dk, Choudhri TF, Dailey AT, et al. Guidelines for the performance of fusion procedures for degenerative disease of the lumbar spine. Part 12: pedicle screw fixation as an adjunct to posterolateral fusion for low-back pain. *J Neurosurg Spine* 2005; 2(6):700-6.
56. Foley KT, Lefkowitz MA. Advances in minimally invasive spine surgery. *Clin Neurosurg* 2002; 49:499-517.
57. Foley KT, Holly LT, Schwender JD. Minimally invasive lumbar fusion. *Spine* 2003; 28(1):26-35.
58. Hee HT, Castro FPJ, Majd ME, Holt RT, Myers L. Anterior/posterior lumbar fusion versus transforaminal lumbar interbody fusion: analysis of complications and predictive factors. *J Spinal Disord* 2001; 14(6):533-40.
59. Vilavicencio AT, Burneikiene S, Bulsara KR, Thramann JJ. Perioperative complications in transforaminal lumbar interbody fusion versus anterior-posterior reconstruction for lumbar disc degeneration and instability. *J Spinal Disord Tech* 2006; 19(2):92-7.
60. Kettler A, Schmoelz W, Kast E, Gottwald M, Claaes L, Wilke H. In vitro stabilizing effect of a transforaminal compared with two posterior lumbar interbody fusion cages. *Spine* 2005; 30(22):E665-70.
61. Schneid S, Sabitzer RJ, Fuss FK, Grupp TM, Blomer W. In-vitro-Stabilitätsuntersuchung eines neuartigen Implantatsystems für den minimal-invasiven transforaminalen Zugang. *Orthopäde* 2002;31(5):488-93.

62. Slucky AV, Brodke DS, Bachus KN, Droge JA, Braun JT. Less invasive posterior fixation method following transforaminal lumbar interbody fusion: a biomechanical analysis. *Spine J* 2006; 6(1):78-85.
63. Ferrara LA, Secor JL, Jin BH, Wakefield A, Inceoglu S, Benzel EC. A biomechanical comparison of facet screw fixation and pedicle screw fixation: effects of short-term and long-term repetitive cycling. *Spine* 2003; 28(12):1226-34.
64. Beringer WF, Mobasser J. Unilateral pedicle screw instrumentation for minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion. *Neurosurg Focus* 2006; 20(3):E4.
65. Kabins MB, Weinstein JN, Spratt KF, et al. Isolated L4-L5 fusions using the variable screw placement system: unilateral versus bilateral. *J Spinal Disord* 1992; 5(1):39-49.
66. Suk KS, Lee HM, Kim NH, Ha JW. Unilateral versus bilateral pedicle screw fixation in lumbar spine fusion. *Spine* 2000; 25(14):1843-7.
67. Tuttle J, Shakir A, Choudhri HF. Paramedian approach for transforaminal lumbar interbody fusion with unilateral pedicle screw fixation. Technical note and preliminary report on 47 cases. *Neurosurg Focus* 2006; 20(3):E5.
68. Salehi SA, Tawk R, Ganju A, LaMarca F, Liu JC, Ondra SL. Transforaminal lumbar interbody fusion: surgical Technique and results in 24 patients. *Neurosurgery* 2004; 54(2): 368-74.
69. Albee FH. Transplantation of a portion of the tibia into the spine for Pott's disease. *JAMA* 1911; 57:885.
70. Hibbs RA. An operation for progressive spinal deformities – A preliminary report of three cases from the service of the orthopaedic Hospital. *New York State Med J.* 1911; 93:1013.
71. Cloward RB. The treatment of ruptured lumbar intervertebral discs; criteria for spinal fusion. *Am J Surg.* 1953; 86:145-151.
72. Capener N. Spondylolisthesis. *Br J Surgery.* 1933;19:374
73. Iwahara T. A new method of vertebral body fusion. 1944:271.
74. Jaslow JA. Intercorporal bone graft in spinal fusion after disc removal. *Surg. Gyn. Obstet.* 1946;82:215-218.
75. Dyo RA, Nachemson A, Mirza SK. Spinal-fusion surgery-the case for restraint. *N Engl J Med.* 2004;350:722-726

76. Panjabi MM, White AA, editors. Clinical Biomechanics of the Spine. Philadelphia, PA, USA: Lippincott, Williams&Wilkins; 1990:46.

6 Danksagung

Es ist mir ein besonderes Anliegen, mich bei Personen, die mir nahe stehen und mich bei meiner Arbeit unterstützt haben, zu bedanken.

Zunächst möchte ich mich bei Herrn Univ.-Prof. Dr. med. N. Haas für die Überlassung des Themas und Ermöglichung der Arbeit in seinem Haus bedanken.

Weiterhin danke ich PD Dr. C. K.-Klostermann, Dr. med. R. Pflugmacher und Herrn P. Schleicher für die ausgezeichnete fachliche Betreuung und Beratung in den letzten drei Jahren.

Gleichfalls gilt mein Dank Herr Prof Dr. Ing. G. Duda für die Betreuung und Unterstützung im biomechanischen Labor, Dipl. Ing. R. Kleemann für die Entwicklung des Testaufbaus und allen Ingenieuren der biomechanischen Abteilung, die mir immer mit Rat zur Seite gestanden haben. Hier gilt es für mich insbesondere Dipl.–Ing. Jan Hoffmann und Dr. med. vet. Tanja Eindorf hervorzuheben. Der eine stand mir immer mit Rat und Tat zur Seite, die andere versprühte zusätzlich zum professionellen Arbeiten immer eine Prise Lebenslust und Humor in die zeitweilig zähe Arbeit.

Außerdem bedanke ich mich ganz besonders bei meinen Eltern Wilfriede Beth-Werner und Hanno Beth, die mich Zeit Ihres Lebens liebevoll unterstützt und meine Motivation erhalten haben. Ohne ihre Hilfe und ihr in mich investiertes Vertrauen wäre mein beruflicher Werdegang sicher nicht so erfolgreich verlaufen. Ich bin stolz, ihr Sohn zu sein.

Ganz besonders bedanken möchte ich mich bei meiner Frau Katrin Beth und meinem Sohn Pauljonas Hanno Beth, die ich beide von ganzem Herzen liebe und welche mit am intensivsten unter meiner vielen Arbeit und der daraus resultierenden fehlenden Zeit zu Leiden hatten und mir doch immer wieder die nötige Kraft und das Durchhaltevermögen gaben, welches ich für die Umsetzung dieser Promotion brauchte.

7 Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, Paavo Beth, geboren am 07.09.1976 in Berlin-Charlottenburg, an Eides Statt, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema: „Biomechanische Evaluation verschiedener minimal invasiver Stabilisierungsverfahren für die intervertebrale Spondylodese an der humanen Wirbelsäule“ selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe dritter Personen verfasst und auch in Teilen keine Kopie anderer Arbeiten dargestellt habe.

8 Curriculum Vitae

"Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht."

9 Publikationen

Pflugmacher R, Beth P, Schroeder RJ, Schaser KD, Melcher I.
*Balloon kyphoplasty for the treatment of pathological fractures
in the thoracic and lumbar spine caused by metastasis: one-
year follow-up.*

Acta Radiol. 2007 Feb; 48(1):89-95.