

**Aus der Unfallchirurgischen Klinik**  
Universitätskliniken des Saarlandes, Homburg/Saar  
(Direktor: Prof. Dr. med T. Pohlemann)

**Biomechanische Untersuchungen zur Spondylodese  
mittels Spaninterposition bei der Versorgung von  
Wirbelfrakturen**

*Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin*  
**der Medizinischen Fakultät**  
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

2014

vorgelegt von  
Felix Vossen  
geboren am: 02.03.1986 in Saint-Affrique (Frankreich)

# Inhaltsverzeichnis

<b>1 Zusammenfassung .....</b>	<b>5</b>
<b>2 Einleitung .....</b>	<b>12</b>
2.1 Ziel der Arbeit.....	16
<b>3 Grundlagen .....</b>	<b>17</b>
<b>3.1 Die Anatomie und Biomechanik der Wirbelsäule .....</b>	<b>17</b>
3.1.1 Die Wirbel.....	17
3.1.2 Die Zwischenwirbelscheiben ( <i>Disci intervertebralis</i> ).....	18
3.1.3 Die Bänder .....	19
3.1.4 Die Muskeln.....	20
<b>3.2 Die Geschichte der Wirbelsäulenfrakturversorgung und         Operationstechniken .....</b>	<b>20</b>
<b>3.3 Die Fraktуреinteilung.....</b>	<b>22</b>
3.3.1 Typ A: Kompressionsverletzungen .....	22
3.3.2 Typ B: Distraktionsverletzungen .....	22
3.3.3 Typ C: Rotationsverletzungen .....	23
<b>4 Material und Methodik.....</b>	<b>24</b>
<b>4.1 Die Präparate.....</b>	<b>24</b>
4.1.1 Der Dorsale Fixateur interne .....	24
4.1.2 Das Frakturmodell .....	26
4.1.3 Die Tekscan-Druckmessfolie .....	27
<b>4.2 Die Versuchsreihe .....</b>	<b>29</b>
4.2.1 Die Gruppen .....	29
4.2.2 Der TeleFix.....	32
4.2.3 Die Zementeinbettung .....	33

4.2.4 Die Tekscan 10-Punkt-Kalibrierung .....	34
4.2.5 Der Knochenspan.....	35
4.2.6 Die Kompression der Implantate .....	36
4.2.7 Die Prüfmaschine .....	37
4.2.7.1 Die Lastverteilung.....	37
4.2.7.2 Die zyklische Belastung.....	39
4.2.7.3 Die Kompressionskraft- und Flächenverteilung.....	44
4.2.7.4 Die Spansinterung und SpanübergroÙe.....	45
<b>4.3 Statistik.....</b>	<b>45</b>
<b>5 Ergebnisse .....</b>	<b>46</b>
<b>5.1 Die Tekscan-Druckmessfolienmessungen .....</b>	<b>46</b>
5.1.1 Das Loadsharing .....	46
5.1.2 Die Spankompressionskraft.....	47
5.1.3 Die SpankontaktfläÙe.....	50
5.1.4 Die Kompressionskraft- und Flächenverteilung .....	53
<b>5.2 Die Ergebnisse des Kompressionsweges der Materialprüfmaschine ...</b>	<b>54</b>
5.2.1 Die Sinterung des Gesamtpräparats .....	54
5.2.2 Der Bandscheibenhöhenverlust der Pressfit-Gruppe innerhalb des Fixateurs.....	56
<b>5.3 Die Ergebnisse der Spanmessungen.....</b>	<b>57</b>
5.3.1 Die Spansinterung.....	57
<b>6 Diskussion .....</b>	<b>59</b>
<b>6.1 Das Versuchsmodell der stabilisierten Wirbelsäulenfraktur .....</b>	<b>59</b>
<b>6.2 Die Tekscan-Folienmessungen .....</b>	<b>59</b>
<b>6.3 Die bovine Wirbelsäule.....</b>	<b>60</b>
<b>6.4 Die Versuchsreihe .....</b>	<b>64</b>
6.4.1 Das Loadsharing .....	65

6.4.2 Die Spankompension und Spankontaktfläche vor und nach zyklischer Belastung.....	68
6.4.3 Der Knochenspan.....	71
6.4.4 Die zyklische Belastung.....	72
6.4.5 Die Bandscheibe .....	73
<b>6.5 Ausblick.....</b>	<b>74</b>
<b>7 Verzeichnisse.....</b>	<b>75</b>
7.1 Abbildungsverzeichnis.....	75
7.2 Abkürzungsverzeichnis.....	78
7.3 Literaturverzeichnis.....	79
<b>8 Anhang .....</b>	<b>92</b>
8.1 Publikationen .....	92
8.2 Danksagungen .....	101

# 1 Zusammenfassung

Verschiedene Methoden der Wirbelsäulenstabilisierung haben zum Ziel, eine gesicherte knöcherne Durchbauung nach einer Fraktur zu ermöglichen. Studien konnten zeigen, dass sich selbst unter der Kombination aus ventralem trikortikalem Beckenspantransplantat und dorsaler Stabilisierung Pseudoarthrosen in nicht unerheblichem Maße entwickeln können. Aus diesem Grund existiert in vielen Wirbelsäulen-Zentren das Konzept der zusätzlichen Spanabsicherung durch ein ventrales Titanimplantat. Die wissenschaftliche Datenlage über die biomechanischen Vorteile des kombiniert dorsoventralen Vorgehens, ob mit oder ohne zusätzlicher ventraler Spanabsicherung durch ein Transplantat, ist spärlich.

Weiterhin spielen speziell die Kontaktfläche, die Kompression und die Lastverteilung an der Grenzfläche zwischen Implantat und Wirbelkörper eine wichtige Rolle bei der Knochenheilung, ihre Größen sind bisher nur wenig erforscht.

Aus diesen Gründen liegt das Augenmerk dieser Arbeit auf dem Effekt verschiedener klinisch gängiger Operationsverfahren auf die Grenzfläche zwischen Transplantat und Wirbelkörper. Es wurden folgende Fragestellungen untersucht:

- a) Verringert eine zyklische Ermüdungsbelastung die Kompressionskraft und Kontaktfläche an der Grenzfläche zwischen Transplantat und Wirbelkörper?
- b) Beeinflusst die Wahl der Spandimension in Relation zum knöchernen Defekt die Kompressionskraft und Kontaktfläche an der Grenzfläche zwischen Transplantat und Wirbelkörper vor und nach Belastung?
- c) Können durch zusätzliche kompressive Manipulation an Implantaten Kompression und Kontaktflächen an den Spänen nach Ermüdungsbelastung erhalten werden?

Material und Methodik:

Die Untersuchungen wurden an instrumentierten thorakolumbalen bovinen Wirbelsäulen durchgeführt. Es wurden in Echtzeit die Kompressionskraft und Kontaktfläche mit Hilfe einer Druckmessfolie (I-Scan<sup>®</sup>, Fa. Tekscan) an der Grenzfläche zwischen artifiziellem Transplantat (Sawbones<sup>®</sup>) und Frakturfläche am Wirbelkörper gemessen. Zunächst wurde an einer intakten thorakolumbalen Kalbswirbelsäule, bestehend aus mehreren Bewegungssegmenten, ein dorsaler „Fixateur interne“ (Universal Spine

System- USS<sup>®</sup>, Fa. Synthes) bisegmental zur Stabilisierung angebracht. Mit Hilfe einer Sägelehre und einer oszillierenden Säge wurde der Defekt entsprechend einer inkompletten Berstungsfraktur (Typ A3.1 nach Magerl) gesetzt. Weiterhin wurde eine ventrales winkelstabiles teleskopierbares Schrauben-Stabimplantat (TeleFix<sup>®</sup>, Fa. Synthes) in der I<sub>vc</sub>-Gruppe implantiert, der Ersatz der Bandscheibe innerhalb des Fixateurs durch Polymethylacrylat in der Z-Gruppe (rein experimentelle Gruppe), sowie die kraniale und kaudale Einzementierung des Wirbelsäulenabschnittes vorgenommen. Danach konnte die Ermittlung der Lastverteilung innerhalb der instrumentierten Wirbelsäule durch eine Materialprüfmaschine (Fa. Zwick), nach der Einfalzung des Sawbonesspans und gegebenenfalls Kompression der Implantate je nach Gruppenzugehörigkeit, erfolgen. Anschließend wurde axial belastet zur Ermittlung des Loadshares, bevor eine exzentrische zyklische Belastung (100 x 600 N) durch die Materialprüfmaschine stattfand. Um den Einfluss von Spangröße zum Defekt im Sinne des „Pressfits“ zu untersuchen, wurden je nach Untersuchungsgruppe gleichgroße Späne oder Späne mit 1 mm Übergröße in Bezug zur Frakturhöhe eingefalzt. Folgende Gruppen wurden untersucht:

- I Dorsaler Fixateur interne mit ventralem Span in Höhe der Frakturnut : „Isofit“
- PF Dorsaler Fixateur interne mit ventralem Span in Übergröße zur Frakturnut zur besseren Verklemmung : „Pressfit“
- Z Wie PF, nur wurde die kaudale Bandscheibe innerhalb der vom dorsalen Fixateur stabilisierten Zone durch Polymethylacrylat ersetzt: „Zement“
- I<sub>dc</sub> Wie I, nur mit Kompression über den dorsalen Fixateur interne : „Isofit-dorsale Compression“
- I<sub>vc</sub> Wie I, nur mit zusätzlichem ventralem winkelstabilem Implantat unter Kompression : „Isofit-ventrale Compression“

Zu den Untersuchungszeitpunkten vor („Baseline“) und nach der Kompression der Implantate („Kompression“), sowie nach zyklischer Belastung („Take out“) wurden jeweils die Kompressionskraft und Kontaktfläche gemessen und einer statistischen Auswertung zugeführt. Über den Wirkungsweg der Materialprüfmaschine bei definierter Last konnte die Sinterung des Gesamtpräparats registriert werden. Die I-, PF- und Z-Gruppe wurden als Basisgruppen zusammengefasst, die I-, I<sub>dc</sub>-, I<sub>vc</sub>-Gruppe als Therapiegruppen. Die I-Gruppe diente jeweils als Kontrollgruppe.

### Ergebnisse:

Die Versuchsreihen offenbarten eine Lastverteilung von ca. 40-60% in allen Versuchsgruppen, nur die  $I_{dc}$ -Gruppe zeigte eine signifikant niedrigere Lastverteilung ( $p < 0,05$ ). Die initialen Baseline-Werte der Kompressionskraft und Kontaktfläche in den PF- und Z-Gruppen lagen signifikant ( $p < 0,05$ ) höher, als die der Therapiegruppen mit passgenauen Spänen ( $I$ ,  $I_{dc}$ ,  $I_{vc}$ ). Dieser Unterschied kann, mit Bezug auf die Kompressionskraft, über die Kompression der Implantate in beiden Therapiegruppen ( $I_{dc}$ ,  $I_{vc}$ ), ausgeglichen werden. Allerdings vergrößerte sich die Kontaktfläche am Span bedeutend nur bei der  $I_{vc}$ -Gruppe, wohingegen sich die Kontaktfläche bei der  $I_{dc}$ -Gruppe sogar signifikant ( $p < 0,05$ ) verringerte.

Die exzentrische, zyklische Belastung bewirkt in allen Gruppen, außer der  $I_{dc}$ -Gruppe, einen signifikanten Abfall der Spankompression und Spankontaktfläche ( $p \leq 0,018$ ). Die  $I_{dc}$ -Gruppe zeigt keinen signifikanten Abfall der Kompressionskraft und einen signifikanten Anstieg der Kompressionsfläche nach zyklischer Belastung. Ein Vergleich der Spankompression und Spankontaktfläche bei Versuchsabschluss legt offen, dass nun alle Gruppen einen signifikanten Unterschied zur I-Gruppe aufweisen. Weiterhin zeigt sich ein signifikant höherer Kompressionskraftverlust in der PF-Gruppe bei signifikant höherer Sinterung der Bandscheibe innerhalb des Fixateurs, verglichen mit der Z-Gruppe.

### Schlussfolgerungen:

Die Lastverteilung in meinem stabilisierten Wirbelsäulen-Frakturmodell führt zu einer Lastübertragung zwischen 40 und 60% über den implantierten Span in der ventralen Wirbelkörperreihe. Lediglich durch die Lordosierung bei dorsaler Kompression und dadurch veränderter Geometrie führte zu einer signifikanten Span-Entlastung ventral und einer entsprechend gesteigerten Belastung des dorsalen Wirbelkörperabschnittes. Bezogen auf die Versuchsreihen ist eine Behandlung mit einem übergroßen Span ausreichend, wenn als Wunschkonstellation 200 N Kompression und eine Belastungsfläche von  $> 70\%$  des Maximums angenommen werden. Bei passgenauem Span (I-Gruppen) gelingt es nur durch die Kompression über ein ventrales Implantat ( $I_{vc}$ -Gruppe) diese Größenordnungen der Kompression und des Kontaktes zu erreichen. Bei der  $I_{dc}$ -Gruppe reicht die Kontaktfläche nicht aus, um primär bereits hohe Werte zu erzielen. So ist bei einem Span ohne Übergröße (Isofit), nach diesen Experimenten unter standardisierten Laborbedingungen, eine zusätzliche Manipulation mit

einem ventralen Implantat unter Kompression ( $I_{vc}$ ) einer Therapie mit isoliert dorsaler Kompression ( $I_{dc}$ ) vorzuziehen.

Nach zyklischer Ermüdungsbelastung durch exzentrische Last verlieren ausnahmslos alle Präparate an Kompression und Kontaktfläche am Span, allerdings in signifikant unterschiedlichem Ausmaß. Am geringsten fielen die Verluste in der Gruppe Z aus, bei welcher in den Präparaten die überbrückte Bandscheibe experimentell durch Knochenzement ersetzt war. Ein Teil des Kompressionskraftverlustes am Span ist hiernach dem Bandscheibenhöhenverlust innerhalb des Fixateurs dorsale zuzuschreiben. Um dieses Phänomen zu umgehen, bedarf es eines ventralen Implantats im Bereich der Fraktur, um die überbrückte Region von äußeren Einfluss- und Lastfaktoren zu schützen.

Diese Ergebnisse könnten wertvolle Erkenntnisse liefern zur Übertragung auf die operativen Techniken und Taktiken zwecks Verbesserung und Sicherung der Behandlung von Wirbelsäulenfrakturen.

### **Biomechanical studies on the strut graft interposition in anterior spine fusion techniques for treatment of spinal fractures**

Different methods of spine stabilization aim for bony union in the fracture area. Studies have shown that numerous non-unions of strut grafts occur independently of the method of fixation, posteriorly or anteriorly. Therefore, many spine-centers recommend the additional fixation of the grafts by an anterior titanium implant. The scientific background for the biomechanical advantages of this combined anterior/posterior fixation technique or the practice using an additional fixation is lacking. The long-term stability of spine is depending on bone fusion. For the latter, the contact area, the compression and the load share in the interface between the bone graft and vertebral body are essential. The knowledge regarding these characteristic parameters is poor. For this purpose, this dissertation focuses on the interface between bone graft and vertebral body in a number of different surgical techniques in clinical use. The following assumptions are studied:

- a) Can a cyclic loading reduce the compressive force and the contact area in the interface of graft and ventral body?

- b) Can the dimension of the graft in relation to the osseous defect influence the compression force and the contact area in the interface between graft and vertebral body after cyclic fatigue loading?
- c) Can by additional compressive action through accessory implants or instrumentation, the compression and contact on the graft be preserved after cyclic fatigue loading?

#### Methods:

The experiments were performed on instrumented stabilized thoracolumbar calf spines under static and cyclic loading. The compression and the contact area were acquired in real-time by electro-resistive films (I-Scan<sup>®</sup>, Fa. Tekscan) inserted in the interface between bone graft substitute (Sawbones<sup>®</sup>) and vertebral body.

At first, fresh multi-segmental thoracolumbar calf spines were instrumented by posterior insertion of internal fixators for bi-segmental bridging (Universal Spine System-USS<sup>®</sup>, Synthes<sup>®</sup>). An osseous monosegmental defect corresponding to the injury equivalent of an incomplete burst fracture OA type A3.1 was simulated with a template and oscillating saw. Furthermore an anterior implant with locking screw and telescoping/rod constructs had to be inserted in group I<sub>VC</sub>, the caudal discs excised and their disc space in the segment filled with bone cement for group Z (purely experimental). Finally, the cranial and caudal ends of the specimen were potted in cement and a bone graft substitute block (Sawbones<sup>®</sup>) was then impacted into the mortise, with compression by group affiliation, before clamping in the material testing machine (Zwick<sup>®</sup>). Afterwards the specimens were axially loaded to define the load sharing, followed by eccentric cyclic loading (100 x 600N) that acted as fatigue loading in the material testing machine. To investigate the effect of the block size inserted as method called "Pressfit", we used and impacted graft blocks with or without oversize of 1 mm. The following study groups were investigated:

- I posterior internal fixator with anterior interbody graft block impacted : "Isofit"
- PF posterior internal fixator with anterior interbody graft block impacted : 1 mm oversize for better fitting "Pressfit"
- Z as PF, but caudal bridged disc excised and segment filled with Polymethylacrylat (bone cement) German "Zement"

$I_{dc}$  as I, but compression by shortening manipulation of the internal fixator: „Isofit-dorsal compression“

$I_{vc}$  as I, but compression mediated by the additional anterior implant: „Isofit-ventral compression“

At time points before (“baseline”), after compression (“compression”) and at the end of the experiments (“take out”), the compressive force and the contact area on grafts were measured and evaluated. By recording the actuator path of the testing machine, the sintering of the complete specimen under defined load had been assessed. Groups I, PF and Z were referred as “basic” groups, I,  $I_{dc}$ ,  $I_{vc}$  were summarized as “therapy” groups with I-group acting as control group for “basic” and “therapy”.

#### Results:

The statistical load sharing evaluation showed a load around 40-60% for all groups, except significant reduced anterior load share in posteriorly compressed internal fixators ( $I_{dc}$ ,  $p < 0.05$ ).

The use of oversized grafts (PF, Z) allowed a significantly increased compression and contact on the grafts, when compared to groups with equal sized grafts (I,  $I_{vc}$ ,  $I_{dc}$ ) at baseline. When implant mediated compression was used either posteriorly ( $I_{dc}$ ) or anteriorly ( $I_{vc}$ ), the former baseline compression values could be effectively increased. However, the effect on the graft contact area was not altered accordingly: an increase was measured after anterior compression but not after posterior manipulation.

The eccentric cyclic loading caused an overall decrease of compressive force and contact area on the grafts ( $p \leq 0.018$ ), except for specimen with posterior compression ( $I_{dc}$ ). In this group we noted the absence of compression loss but also an apparent slight increase of contact area on grafts after the cyclic loading. At the end of experiments all “therapy”-groups, that included implant mediated compression on the grafts, maintained a substantial compression and contact when compared to the simple control group (I) that had a simple fitted block graft impaction. Furthermore, an important loss of compression and sintering of the spinal disc following the cyclic loading was measured in the PF-group, compared with the Z-group.

**Conclusion:**

With instrumented calf spines and anterior impacted strut grafts the loading of the specimens revealed an anterior sharing of approximately 40-60%. As an exception, in posteriorly compressed internal fixators with resulting increased lordosis and thereby shifted geometry, it was observed, that the anterior load share in the ventral part of the graft was significantly reduced by increasing in the dorsal part of the graft. Concerning the main experiments, a pressfit technique of impacting the oversized graft in an internal fixator construct allows good compression values and contact areas, when 200N of compression and a contact area > 70% of the maximum is taken as preferred constellation. For situations of a lack in graft fitting, the compressive effect and instrumentation by an additional anterior implant enable the restoration of graft compression and good contact area. Interestingly, the posterior compression by shortening the internal fixator alone leads to asymmetrical compression and significantly lower, posteriorly accentuated contact area on grafts.

All specimens lost in part the compression and the contact on the graft blocks after cyclic eccentric loading, but in a significant different magnitude. In the group Z, in which the bridged discs spaces were filled with bone cement, we observed minor losses. A part of the compression loss is due to the sintering of the bridged spinal disc. In our experimental model, this could be effectively prevented by oversized grafts or additional anterior compression by accessory implants.

These experimental results could add to fundamental knowledge research regarding the operative techniques and tactics and become favorable to improve and assure the therapy of spinal fractures.

## 2 Einleitung

Die Wirbelsäulenfraktur ist, verglichen mit anderen Frakturen des Achsenskelettes, selten [63], [100]. Kommt es doch zu einer Wirbelsäulenfraktur, so handelt es sich meist um ein schwerwiegendes Verletzungsbild, welches häufig durch Stürze aus großer Höhe (32%-62%) oder durch Autounfälle (22-28%) hervorgerufen wird [16], [59], [64], [77], [100]. Heute nehmen die banalen Stürze als Grund für eine Wirbelsäulenverletzungen stetig zu [100]. Die Typ-A-3-Fraktur ist mit 50-82% die häufigste Fraktur der Wirbelsäule [64], [100], [124] wenn man die traumatisch bedingten Frakturen von Erwachsenen jungen und mittleren Alters betrachtet. Dies ist der Grund für meine Wahl des Modells einer Typ-A-3.1-Fraktur im thorakolumbalen Übergang.

Uneinigkeit besteht darüber, ab wann eine Fraktur als instabil gilt. Über allen zu finden Aussagen steht die Definition von Whitesides [129]: eine Wirbelsäule muss die an ihr wirkenden Kräfte halten und dabei die neurologischen Strukturen schützen, ist dies nicht mehr gewährleistet gilt eine Fraktur als instabil. Heute wird die Stabilität meist unter zu Hilfenahme der Röntgen, CT- oder seltener MRT-Diagnostik festgestellt. Im Folgenden sind die weit verbreiteten Instabilitätskriterien aufgeführt: neurologische Defizite, eine traumatische Kanalstenose höheren Ausmaßes, eine Kyphosierung des betroffenen Segments von  $>20^\circ$ , ein Wirbelkörperhöhenverlust von  $>50\%$  verglichen mit den anliegenden intakten Wirbelkörpern und die Zerstörung der dorsalen Elemente, besonders des dorsalen Ligamentenkomplexes [94]. Über die Jahre wurde in den Industrienationen angestrebt, die instabile Wirbelsäulenfraktur operativ zu therapieren, um die Komplikationen der Immobilisation und des Hospitalismus zu vermeiden. Hier gibt es absolute und relative Operationsindikationen. Als absolute Operationsindikationen gelten ein progressives neurologisches Defizit und/oder eine mechanische Instabilität. Eine relative Operationsindikation liegt bei einem kompletten neurologischen Defizit vor [119].

Wie diese Therapie-Ausführung jedoch aussieht wird sehr kontrovers diskutiert. Zur Auswahl stehen rein posteriore Stabilisierungsmaßnahmen mit und ohne transpedikulärem, posteriomedialem oder posteriolateralem Knochentransplantat [14], [65], [125]. Des Weiteren gibt es die Möglichkeit einer ventralen Therapie mit trikortikalem Beckenkammknochen oder Titan-Wirbelkörperersatzimplantat (= Cage) und die Fixation mit einem ventralen winkelstabilen Implantat (Platten, Schrauben/Stab-

Systeme), sowie die Kombination aus ventralen und dorsalen Stabilisierungsmaßnahmen [16], [101], [105], [110], [123], [124]. Die OP-Verfahren können ein-, zweizeitig, offen [38], oder minimal-invasiv bis endoskopisch durchgeführt werden [7], [19], [43], [66], [109], [110], [111], [113], [114]. Einzeitig bedeutet hierbei, dass alle Operationen in einer Sitzung durchgeführt werden, so wird zum Beispiel von manchen Operateuren eine dorsoventrale Versorgung an einem Tag operiert. Der Patient wird nach der dorsalen Instrumentierung umgelagert und die ventrale Versorgung in der gleichen Sitzung durchgeführt. Ein rein ventrales- oder rein dorsales Vorgehen gilt ebenfalls als einzeitig. Zweizeitig heißt demgegenüber, dass zunächst eine dorsale Stabilisierung durchgeführt wird und erst im Verlauf, d.h. im Abstand von Tagen, die ventrale Versorgung in einer eigenen Sitzung folgt, um so die Dauer der einzelnen Operation zu minimieren [64], [101]. Die Vorteile der modernen minimalinvasiven Zugänge sind eine geringere Invasivität und Gewebstraumatisierung. Diese ist an besondere Techniken, dafür geeignete Implantate und Instrumente gekoppelt.

Für einige Chirurgen gilt das dorsale Stabilisieren mit ventralem Einbringen eines trikortikalen Beckenkammspans als Standardvorgehen, trotz der erhöhten Morbidität durch die Entnahme des Grafts aus dem Beckenkamm [43]. Andere bezeichnen das rein dorsale Vorgehen ohne Beckenkammgraft als Standardtherapie [66], [67], [68], [123]. Beide Vorgehensweisen weisen Stärken und Schwächen auf. Bei einer dorsalen Stabilisierung ohne ventralem Grafting wird der Patient auf dem Bauch liegend von dorsal operiert. Die Schwäche hierbei ist, dass die ventrale lasttragende Säule hierbei nicht direkt rekonstruiert wird und die Belastungen und daraus resultierenden Drehmomente bei der Mobilisation des Patienten vom dorsalen Fixateur aufgenommen werden müssen. Selbst moderne Implantate werden dieser Aufgabe nicht immer gerecht und zeigen Ermüdungserscheinungen in Form von Implantatbrüchen und gesteigerter Kyphosierung der Wirbelsäule [39], [122]. Durch die Rekonstruktion der ventralen lasttragenden Säule wird angestrebt, diese Phänomene zu minimieren, dies geschieht aber durch einen zusätzlichen ventralen Zugang retroperitoneal, abdominal oder thorakal mit zusätzlicher Zugangsmorbidität. Bei der Benutzung von patienteneigenem Beckenkamm kommt die Morbidität durch die Entnahme des Transplantats hinzu. Bei der Verwendung von Titanium-Cages fällt diese zusätzliche Morbidität weg. Es kann jedoch zu Implantateinbrüchen in die benachbarten Wirbelkörper kommen.

Selbst unter diesen Umständen kommt es postoperativ zu Pseudoarthrosen in 7-35% der Fälle [18], [19], [108], [112]. Der Grund hierfür könnte eine unzureichende Primärkompression sein. Durch Einsatz von modernen ventralen und dorsalen Implantaten könnten diese Nachteile vermieden werden, da sie zum einen mehr Stabilität beisteuern, und zum anderen bei Bedarf auch komprimiert werden können. Die Kompression am Implantat wird von vielen Autoren als wichtig für die zügige Verknöcherung der Wirbelsäulenfraktur angesehen [2], [23], [51], [73], [90], [112]. Welche Rolle die Ligamente eines Bewegungssegmentes spielen, bestehend aus dem vorderen Längsband (Lig. longitudinale anterius) und dem dorsalen Ligamentenkomplex, ist weitgehend unerforscht. Sie spielen aber eine wichtige Rolle unter Berücksichtigung, dass in manchen Wirbelsäulenzentren bei bis zu 30% der Patienten die Bänder auf Höhe der Wirbelsäulenfraktur mit traumatisiert sind [80].

Unklar ist auch, welchen Einfluss die Spanabmessung hat. Gewünscht ist, dass das Knochentransplantat fest eingefalzt wird, um so später besser einzuheilen. Dabei ist nicht immer eine Übergröße (z.B. 1 mm größer als der Defekt, „Pressfit“ genannt) erreichbar, so dass ein zusätzliches Implantat von ventral eingesetzt werden könnte, um höhere Kompressionen zu erzielen. Genaue Daten hierzu fehlen aktuell in der Literatur. Die Stabilisierung der Wirbelsäulenfraktur ist weiterhin von der Knochenheilung abhängig [28], [53]. Hier spielen Faktoren an der Grenzfläche zwischen Transplantat und Wirbelkörper eine wichtige Rolle: Die Kontaktfläche, die Kompression aber auch die Lastverteilung. Hier findet sich in der Literatur ein großes Streufeld von Ergebnissen [21], [23], [27], [28], [35], [39], [47], [48], [49], [87], [103], [120], [128]. Eine *in vitro* Untersuchung mit Echtzeit-Messung der Spankompressionskraft und Spankontaktfläche wurde bisher nicht durchgeführt. Auch konnte die Lastverteilung meist nur indirekt ermittelt werden. Für die Einheilung des Knochentransplantats sollte in der Theorie ein Mittelweg zwischen Belastung und Entlastung gefunden werden. Zu viel Belastung führt zu einer Fraktur des implantierten Knochenspans oder zur Einsinterung des Knochenspans in den Wirbelkörper, letzteres gilt auch für die Verwendung von Titanium-Cages. Zu wenig Belastung, auch Stressshielding genannt, führt hingegen zu einer Pseudoarthrose, mangels Druckimpuls auf den Knochen und der entstehenden Atrophie. Genaue Daten hierzu sind in der aktuellen Literatur kaum zu finden. Lediglich Craven et al. [27] postulieren ein Optimum für eine Fusion, d.h. einer stabilen Verknöcherung, bei einem Loadsharing zwischen ca. 65% und 90% über die ventrale Säule.

Weiterhin ist unklar, welche Rolle die mitüberbrückte Bandscheibe bei einem routinemäßig verwendeten bisegmentalen Fixateur interne spielt. Denkbar ist, dass durch eine zyklische Belastung die viskoelastischen Rückstellkräfte reduziert werden und somit die Kompressionskraft auf den eingefalzten Knochenspan sinkt. Eine Fragestellung, die in den aktuellen Publikationen bisher nicht erörtert wurde.

Für diese Arbeit wurde deshalb ein klinisch übliches dorsales bisegmentales Vorgehen an einer Typ A3.1 Fraktur der thorakolumbalen Wirbelsäule gewählt. Die bovine Wirbelsäule ist leicht zugänglich und weist eine hohe anatomische und biomechanische Ähnlichkeit mit der humanen Wirbelsäule auf [26], [61], [130], [131], [132].

Durch das standardisierte Frakturmodell und das stabilisierte Präparat sollten die Grenzflächen zwischen ventralen Span-Interponaten und Wirbelknochen näher untersucht werden. Dabei konnten die verschiedenen operativen Techniken angewendet werden, die statische Lasteinwirkung sowie die zyklische Ermüdungsbelastung *ex vivo* unter Laborbedingungen simuliert werden. Die Hauptversuche wurden in dieser Weise vorbereitet, dabei wurde ein ventraler Span in genau passender Größe (Isofit) gewählt. Variiert wurde dieser Aufbau durch eine weitere Gruppe mit Span in Übergröße (+1 mm, sog. „Pressfit“) und einer Gruppe, in der die mitüberbrückte Bandscheibe im bisegmentalem Fixateur interne durch Knochenzement rein experimentell ersetzt wurde, um deren Einfluss auf die Spanverklebung zu untersuchen. Weiterhin wurde bei einer Isofit-Konstellation der Einfluss einer dorsalen Kompression über das liegende Implantat (Fixateur interne) oder über ein zusätzliches ventrales Implantat (Schrauben/Stab-System, Telefix<sup>®</sup>) unter Kompression untersucht. Ein kurzzeitiger postoperativer Verlauf als Mobilisation im Stehen wurde mit Hilfe einer zyklischen Belastung simuliert.

## 2.1 Ziel der Arbeit

Ziel dieser Arbeit war es, verschiedene Möglichkeiten der Spanfusion mit Beckenkammtransplantaten zu untersuchen, um eine biomechanisch optimale Versorgung von Wirbelsäulenfrakturen zu ermitteln. Dabei konzentrierte sich das Augenmerk auf die Grenzfläche zwischen Knochenspan und Wirbelkörper einer dorsoventralen Spondylodese. Im Speziellen wurden die Kompressionskraft und Kontaktfläche verschiedener OP-Verfahren untereinander verglichen. Dies wurde, nach der Einfügung eines Spans, und des Weiteren nach der Ermüdung durch eine zyklische Belastung, gemessen.

Hierbei wurden die Passgenauigkeit des Spans, die dorsale Kompression über den liegenden Fixateur interne oder die ventrale Kompression über ein zusätzlich eingebrachtes Implantat, variiert. Diese stellen Maßnahmen dar, die in der operativen Praxis die Kompressionskraft und Kontaktfläche zwischen Span und Wirbelkörper maximieren sollen.

## 3 Grundlagen

### 3.1 Die Anatomie und Biomechanik der Wirbelsäule

Die Wirbelsäule ist ein wichtiges Bindeglied zwischen den Extremitäten und dem zentralen Nervensystem. Sie ist stabil genug, um das Rückenmark zu schützen und hohe Lasten zu tragen, jedoch in Summation ist sie noch sehr beweglich [91].

Die Wirbelsäule ist in 7 Halswirbel (*Vertebrae cervicales*), 12 Brustwirbel (*Vertebrae thoracicae*), 5 Lendenwirbel (*Vertebrae lumbales*), 5 Kreuzwirbel (*Vertebrae sacrales*), und 3-5 Steißbeinwirbel (*Vertebrae coccygeae*), untergliedert. Die Kreuzwirbel verschmelzen zum *Os sacrum*, die Steißbeinwirbel zum *Os coccygis*.

Die Form der Wirbel wird von kopfwärts (*cranial*, kranial) nach fusswärts (*caudal*, kaudal) massiver und rigider, angepasst an die vorherrschende Belastung. Die hohe Beweglichkeit in der Halswirbelsäule wird durch eine geringere Stabilität erkauft [9]. In der Sagitalebene weist die Wirbelsäule vier aufeinander folgende Krümmungen auf, welche in einer Doppel-S-Form angeordnet sind, eine Lordose im zervikalen - und lumbalen Abschnitt, sowie eine Kyphose im thorakalen - und sakralen Abschnitt [9]. Die thorakale Kyphose wird vor allem durch eine ventral geringere Wirbelkörperhöhe hervorgerufen, wohingegen die zervikale und lumbale Lordose durch einen Bandscheibenhöhenunterschied bedingt ist. In der Frontalebene ist die humane Wirbelsäule meist gerade, kann jedoch bei starkem einseitigen Handgebrauch oder der Lage der Aorta eine geringe meist rechts konvexe Krümmung aufweisen [128].

#### 3.1.1 Die Wirbel

Die einzelnen Wirbel der Wirbelsäule bestehen aus einem Wirbelkörper (*Corpus vertebrae*) und einem Wirbelbogen (*Arcus vertebrae*) der aus einer Bogenwurzel (*Pedicularis arcus vertebrae*) und einer Wirbelplatte (*Lamina arcus vertebrae*) besteht. Die einzige Ausnahme stellt der Atlas dar, der keinen Wirbelkörper hat. Die Wirbelkörper übertragen die Last des Rumpfes über den Beckenring auf die unteren Extremitäten. Die Wirbelbögen bilden eine Schutzhülle um das Rückenmark, mit seitlichen Austritten der Spinalnerven durch die Zwischenwirbellöcher (*Foramen intervertebrale*).

Jeder Wirbel, außer dem Atlas, hat 7 Wirbelbögenfortsätze: Je einen dorsalen Dornfortsatz (*Processus spinosus*) und zwei Querfortsätze (*Processus transversus*, *Processus costalis*), die als Muskel- und Bandansatzpunkte dienen, sowie zwei obere und untere Gelenkfortsätze (*Processus articularis superiores et inferiores*). Die Ausrichtung der Gelenkfortsätze bestimmt maßgeblich die Bewegungsfreiheit eines Bewegungssegmentes. Im Halsbereich (*cervical*) sind die Gelenkfortsätze plan und nach hinten geneigt und ermöglichen so eine große Bewegungsfreiheit. Die Bewegungsfreiheit ist caudal, mit einer eher sagitalen Ausrichtung der Gelenkfortsätze eingeschränkt. Ein Bewegungssegment besteht aus zwei benachbarten Wirbeln mit ihren muskulären und ligamentären Verbindungen, sowie dem Inhalt der Foramen intervertebrale und dem Rückenmark (*Myelon*) im Spinalkanal (*Canalis vertebralis*) [9], [30], [55], [115], [128], [135].

### 3.1.2 Die Zwischenwirbelscheiben (*Disci intervertebralis*)

Im Normalfall hat die humane Wirbelsäule 23 Bandscheiben (*Disci intervertebralis*), die über die knorpelige Deck- und Bodenplatte sowie direkt über die Randleisten (*Epiphysis anularis*) mit den benachbarten Wirbeln verwachsen sind. Im Verhältnis zur Wirbelanzahl, ist die Bandscheibenanzahl geringer, da das *Os sacrum* und das *Os coccygis* im Verlauf verknöchert und die Halswirbelkörper 1 und 2 über echte Gelenke (*Diarthrosen*) miteinander verbunden sind. Eine Bandscheibe besteht aus einem äußeren Faserring (*Anulus fibrosus*) und einem inneren Gallertkern (*Nucleus pulposus*). Der Hauptbestandteil des Anulus fibrosus ist Faserknorpel, der in 120° gekreuzten Lamellen übereinander liegt und somit sehr reißfest ist. In Verbindung mit dem Nucleus pulposus, der aus 70-90% in Glykosaminoglykanen gebundenem Wasser besteht, ermöglicht die Bandscheibe eine gleichmäßige Verteilung der auf sie einwirkenden Kraft auf die benachbarten Wirbelkörperendplatten [128]. Axiale Druckbelastungen werden in Zugbelastungen des Anulus fibrosus umgewandelt, auch begrenzen die kollagenen Fasern die Flexion in sagitaler und coronarer Ebene, sowie die Rotation [9].

In der Literatur findet man Angaben, dass im lumbalen Abschnitt 3-6-mal größere Belastungen herrschen können, als das eigene Körpergewicht. In Zahlen ausge-

drückt wurden bei einer 70 kg schweren Versuchsperson Kräfte von 831 - 970 N (85 - 99 kg) im Stehen, von 1450 – 2068 N (148 – 210 kg) in Flexionsstellung und von 2110 - 4100 N (215 - 418 kg) bei Belastungen mit 20 kg schweren Gewichten in Flexionsstellung, in den Bandscheiben der Lendenwirbelsäule gemessen [86], [106], [134].

Auch zeigten Versuche, dass die Bandscheiben bei kontinuierlicher Belastung an Höhe verlieren, dies kommt auf den Grad der Degeneration und der Lokalisation innerhalb der Wirbelsäule an und beträgt etwa 1,0 mm pro Bandscheibe. Hieraus kann eine Größenabnahme des Menschen von ca. 2,5 cm über Tag erklärt werden, welche über Nacht oder bei Entlastung wieder ausgeglichen wird. Diese Höhenminderung entsteht durch Ein- und Ausstrom von Extrazellulärflüssigkeit und ist für die Ernährung der Bandscheiben als bradytrophes Gewebe essentiell [9].

### 3.1.3 Die Bänder

Die Wirbelsäule weist einen ausgeprägten Bandapparat auf. Die Funktion der Bänder ist vor allem, einen bestimmten Bewegungsumfang zu ermöglichen, Zugkräfte zu absorbieren, Muskelaktivität zu minimieren und zugleich das Rückenmark vor hohen Gewalteinwirkungen zu schützen. Es gibt insgesamt sieben verschiedene Bänder im thorakolumbalen Bereich der Wirbelsäule, diese sollen hier in Kürze von ventral nach dorsal vorgestellt werden [9], [128]:

Ventral der Wirbelkörper befindet sich das aus kollagenen Fasern bestehende vordere Längsband (*Lig. longitudinale anterius*), das vom Hinterhauptsbein (*Os occipitale*) bis zum Kreuzbein reicht und die Dorsalextension begrenzt.

Das hintere Längsband (*Lig. longitudinale posterius*) entspringt der Hinterhauptsbasis und reicht dorsal der Wirbelkörper im Wirbelkanal nach unten bis zum Steißbein (*Os coccyx*). Seine Funktion ist es, die Flexion der Wirbelsäule einzuschränken.

Zwei benachbarte Querfortsätze werden im Thoraxbereich vom *Lig. intertransversaria* verbunden. Diese hemmen die Lateralflexion und Rotation.

Die Kapselbänder umschließen die Facettengelenke und schränken so im Thoraxbereich eher die Rotation- und im lumbalen Bereich eher die Flexion ein.

Das aus elastischen Fasern bestehende gelbe Band (*Lig. flavum*) erstreckt sich jeweils zwischen zwei angrenzenden Wirbelbögen, begrenzt somit den Wirbelkanal nach dorsal und bremst die Flexion der Wirbelsäule.

Die Zwischendornfortsatzbänder (*Ligg. interspinalia*) verlaufen jeweils zwischen zwei benachbarten Dornfortsätzen. Ihre Funktion ist es, die Flexion einzugrenzen, und sie verhindern, zusammen mit den Bandscheiben, das Wirbelgleiten.

Das Dornfortsatzband (*Lig. supraspinale*) strahlt in der HWS in das *Lig. nuchae* ein, verläuft an den Spitzen der Dornfortsätze bis zum Sakrum, funktionell hemmt es die Flexion.

### 3.1.4 Die Muskeln

Der Wirbelsäule liegt dorsal die aus vielen einzelnen Muskeln bestehende autochthone Rückenmuskulatur an. Sie bewirkt bei einer einseitigen Kontraktion eine Seitenneigung - bei einer beidseitigen Kontraktion eine Dorsalextension oder Aufrichtung der Wirbelsäule. Der Gegenspieler ist die Bauchmuskulatur.

## 3.2 Die Geschichte der Wirbelsäulenfrakturversorgung und Operationstechniken

Erste Beschreibungen einer konservativen Frakturbehandlung der Wirbelsäule reichen bis 1550 v. Chr. zurück. Erst mit der Entdeckung des Röntgenstrahls (1895), großen Fortschritten in der Hygiene (1867) und Anästhesie (1844) konnten moderne Operationstechniken entwickelt und im breiteren Umfang angewendet werden [62]. Es gab viele Ansätze, die ausprobiert und verworfen wurden, darunter waren Drähte um zwei benachbarte Dornfortsätze, Schrauben durch die Facettengelenke, Kompressions- und Distraktionsimplantate ohne Schraubenfixierung [71]. Später kamen ventrale Implantate, transpedikulär fixierte dorsale Implantate mit und ohne Knocheninterponat dazu. Bei den ventralen Implantaten unterscheidet man zwischen Platten- und Stabsystemen [21]. Durchgesetzt haben sich Fixationssysteme, basierend auf dorsal eingeführte transpedikulär verlaufende Schrauben, welche man unterteilt

in Pedikelschrauben und Schanz-Schrauben (lang), die jeweils in verschiedene Richtungen eingebracht werden können [71]: geradeaus -, einwärts -, sowie oben- und innengerichtet (Abb 3.1).

Heutzutage gibt es viele Möglichkeiten eine Wirbelfraktur zu therapieren. Die häufigste ist vermutlich heute noch weltweit die konservative Therapie [66]. Operativ stehen die posteriore Stabilisierung, die anteriore Stabilisierung und die kombiniert posterioranteriore Stabilisierung zur Verfügung. Eine sehr häufige und weltweit verbreitete Stabilisierungsmöglichkeit stellt die rein dorsale Versorgung mittels eines Fixateurs interne dar.

Hinzu kommt eine Vielzahl von zusätzlichen Verfahren, die bei einer OP-Stabilisierung zusätzlich erfolgen können, in Abhängigkeit der verletzungsbedingten Knochendestruktion oder des Verletzungstyps, aber auch des Alters (Knochenfestigkeit) des Patienten. Dazu gehört die Möglichkeit des transpedikulären Graftings, bei dem von dorsal über die Pedikel Spongiosachips in die Fraktur oder Defekthöhle eingebracht werden. Darüber hinaus gibt es die Rekonstruktionsmöglichkeit der ventralen Säule mit Wiederherstellung der Belastungs- und Druckfestigkeit, meist als interkorporeller Fusion der vorderen Wirbelsäulenabschnitte mittels trikortikalen Beckenkammknochen oder alternativ mittels eines Titanium-Cages.

Neuerdings gelingt die Platzierung der Schrauben und der Implantate selber minimal invasiv, was mit weniger Gewebstraumatisierung einhergeht.

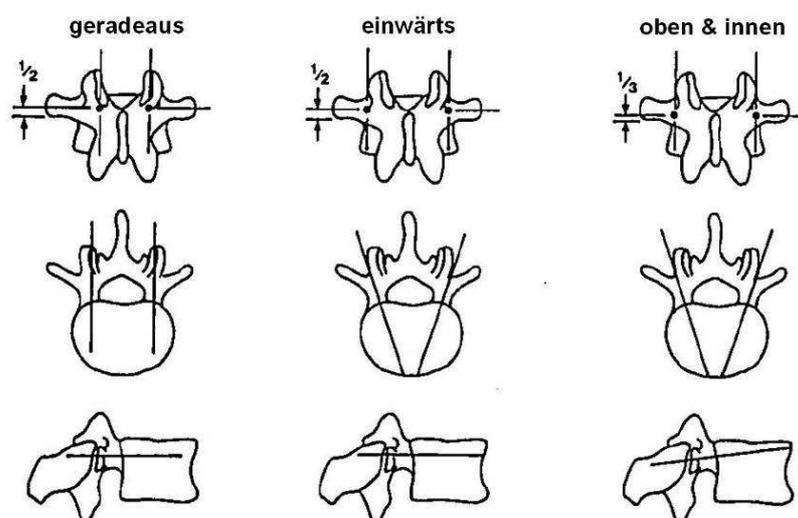


Abb 3.1: Transpedikuläre Schraubenorientierung modifiziert nach [71]

### 3.3 Die Fraktureinteilung

Wichtig für das Verständnis von Wirbelsäulenfrakturen ist das Zwei-Säulen-Modell nach Whitesides [129]. Nach ihm ist die Wirbelsäule wie ein Kran aufgebaut. Die ventrale Säule, bestehend aus den lasttragenden Wirbelkörpern und Bandscheiben, und der hinteren Säule, bestehend aus eher zughaltenden Elementen, den Bändern. Auf dieser Grundlage ist auch die aktuelle AO-Klassifikation der Wirbelsäulenfrakturen aufgebaut, welche die Wirbelsäulenverletzungen in drei großen Kategorien einteilt (Abb 3.2, [79]):

- Typ A: Kompressionsverletzungen
- Typ B: Distraktionsverletzungen
- Typ C: Rotationsverletzungen

#### 3.3.1 Typ A: Kompressionsverletzungen

Dieses Verletzungsmuster wird vor allem durch axiale Kompression mit oder ohne Flexion hervorgerufen und betrifft meist die vordere Säule. Die Wirbelhöhe ist reduziert, wobei der dorsale Ligamentenkomplex in seltenen Fällen gedehnt aber nie gerissen ist. Unterteilt wird weiterhin in Impaktionsbrüche (A1), Spaltbrüche (A2) und Berstungsbrüche (A3) [79], [88], [118].

#### 3.3.2 Typ B: Distraktionsverletzungen

Eine Distraktion kann dorsal durch eine Flexion und ventral durch eine Hyperextension der Wirbelsäule bedingt sein. Es sind immer beide Säulen betroffen und die Verletzungen gelten meist als instabil. Instabil ist eine Fraktur, wenn der Wirbelsäulenabschnitt nicht mehr seiner Funktion nachkommen kann, das heißt der auf ihr einwirkenden Last zu widerstehen und die neurologischen Strukturen zu schützen [129]. Unterteilt wird in dorsale ligamentäre Flexions-Distraktion-Traumen (B1), dorsale ossäre Flexions-Distraktion-Traumen (B2) und anteriore Zerreißen der Bandscheibe bei Hyperextensions-Traumen (B3) [79], [88], [118].

### 3.3.3 Typ C: Rotationsverletzungen

Eine Rotationsverletzung tritt nur in Einzelfällen ohne die Kombination mit einer der zwei vorher beschriebenen Verletzungsmechanismen auf. Rotationsverletzungen gelten als hochgradig instabil. Unterteilt wird in Kompressionsverletzungen mit Rotationskomponente (C1), Distraktionsverletzungen mit Rotationskomponente (C2) und Scherververletzungen mit Rotationskomponente (C3) [79], [88], [118].

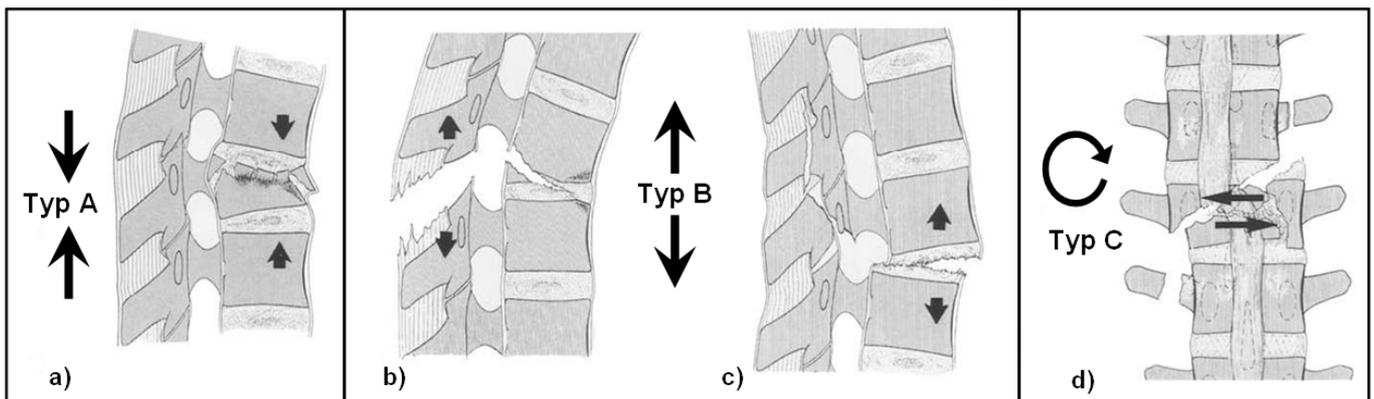


Abb 3.2: Eigenschaften der drei Verletzungsmuster: a) Typ A, Kompressionsverletzung; b) Typ B, Distraktionsverletzung bei Flexion; c) Typ B, Distraktionsverletzung bei Hyperextension; d) Typ C, Rotationsverletzung; modifiziert nach [79]

## 4 Material und Methodik

### 4.1 Die Präparate

Für die vorliegende Arbeit wurden bovine Wirbelsäulen, bestehend aus vier Bewegungssegmenten [55], [92], [128], [135] von 6-8 Monate alten Kälbern aus dem thorakolumbalen Übergang (TH10-L2) genommen. Die Präparate sind nach der Entnahme einzeln verpackt und bei  $-32^{\circ}\text{C}$  bis zum Tag des Versuches tiefgefroren worden [31], [92], [95]. Um autolytische Prozesse nahezu auszuschließen, wurden die Präparate am Tag des Versuches in einem Kühlschrank ( $8^{\circ}\text{C}$ ) schonend aufgetaut [56], [52], bei Raumtemperatur gehandhabt und mit isotoner Kochsalzlösung feucht gehalten. Die Versuchsdauer hat 8 Stunden nicht überschritten und wurde nicht durch Tiefkühlvorgänge unterbrochen [31]. Wirbelsäulen, die vom anatomischen Normalbefund und humaner Ähnlichkeit abwichen, wurden verworfen.

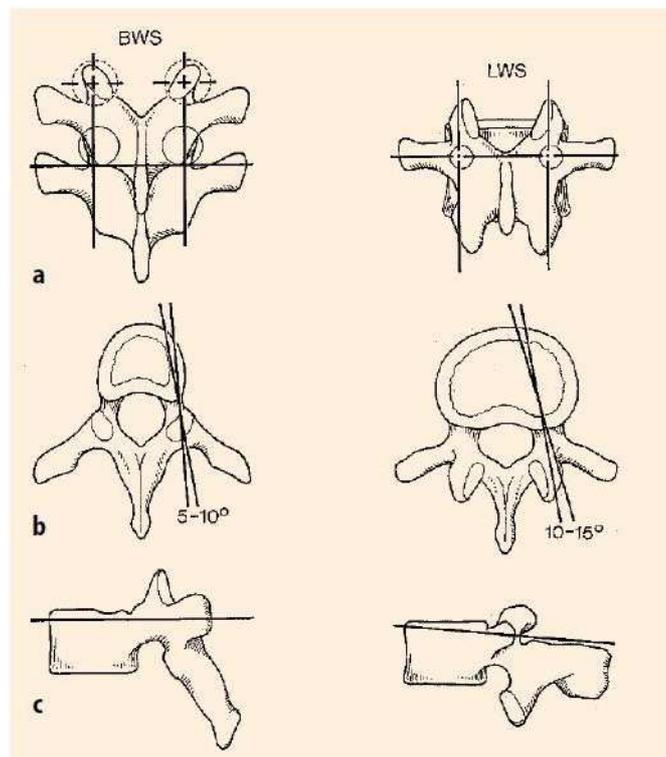
#### 4.1.1 Der Dorsale Fixateur interne

Die Platzierung der transpedikulären Schrauben des bisegmentalen Fixateur interne (USS-Fixateur, Universal Spine System, Fa. Synthes, Oberdorf, Schweiz) wurde anhand anatomischer Landmarken von dorsal vorgenommen. Im lumbalen Bereich der Wirbelsäule waren dies:

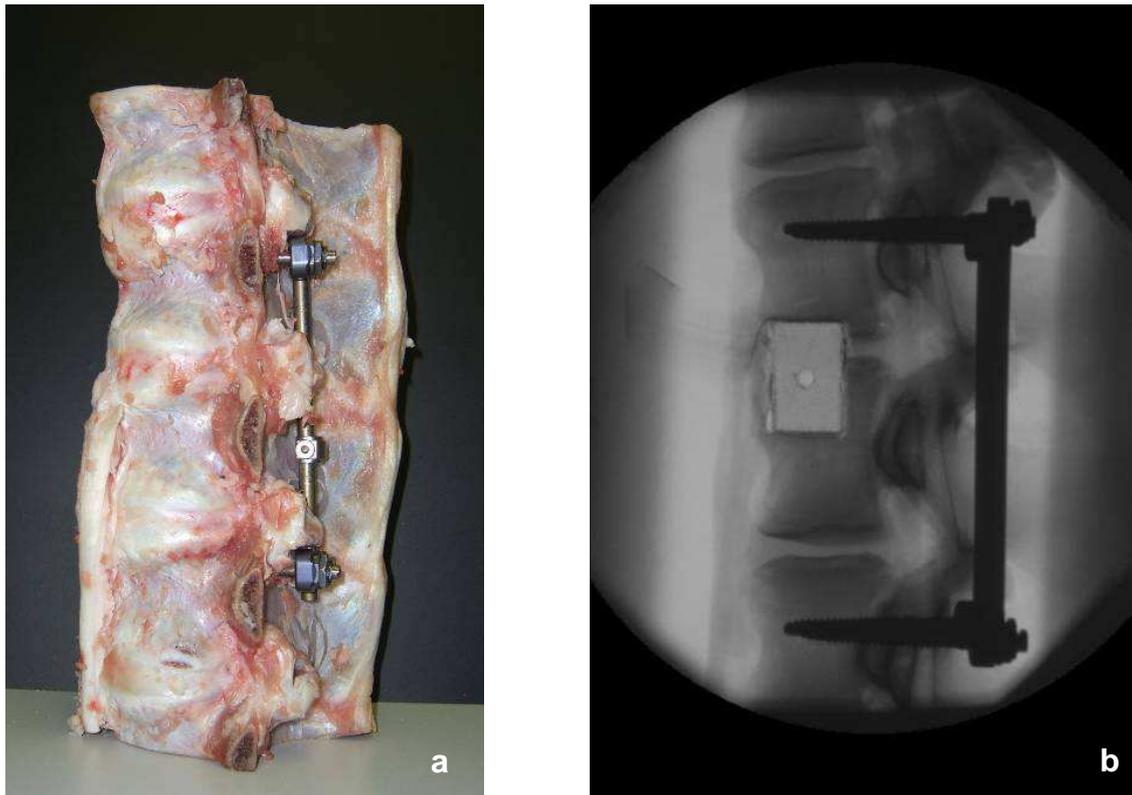
Die Mitte der Querfortsätze (*Processus transversus*) auf Höhe der Mitte der oberen Gelenkfortsätze (*Processus articularis superior*) beidseits (siehe Abb 4.1). Nun mussten die Bohrungen  $10-15^{\circ}$  anteriomedial [4], [5], [36] vorgenommen werden, um eine möglichst lange Schanzschrauben-Verlaufsstrecke innerhalb des Wirbelkörpers zu erhalten [72]. In unseren Versuchreihen betrug die Verlaufsstrecke über die vier Schanzschrauben ( $\varnothing 5 \text{ mm}$ ) betrachtet  $46,76 \pm 3,00 \text{ mm}$ , was mit einer digitalen Messlehre (Suki international, Landscheid, Deutschland) von dorsal gemessen wurde. Die Schanzschrauben sollten etwa parallel oder leicht kranial zur Deckplatte des Wirbelkörpers verlaufen [36], [71]. Da die bovine Wirbelsäule härter war als die

menschliche, kam ein 5mm-Bohrer und keine Ahle des Herstellers (Synthes) zum Einsatz. Nach der Einführung der Schanzschrauben musste keine primäre Dekompression durchgeführt werden, da der Fixateur in eine unversehrte Wirbelsäule eingebracht, und die Fraktur erst anschließend gesetzt wurde. Danach fand die Montage der Frakturbacken und der  $\varnothing$  6mm-Verbindungsstäbe (Fa. Synthes) statt (siehe Abb 4.2). Im thorakalen Bereich wurde in ähnlicher Weise vorgegangen, nur musste die transpedikuläre Schraube etwa  $5-10^\circ$  anteromedial orientiert konvergiert werden (siehe Abb 4.1).

Wie in biomechanischen Versuchsreihen üblich und empfohlen, wurde jeweils ein nicht instrumentiertes Bewegungssegment ober- und unterhalb der instrumentierten Höhe bestehen gelassen [135], [41].



**Abb 4.1: Bogenwurzellokalisation an der BWS links und LWS rechts: a Rückansicht, b Querschnitt, c Seitenansicht [36]**

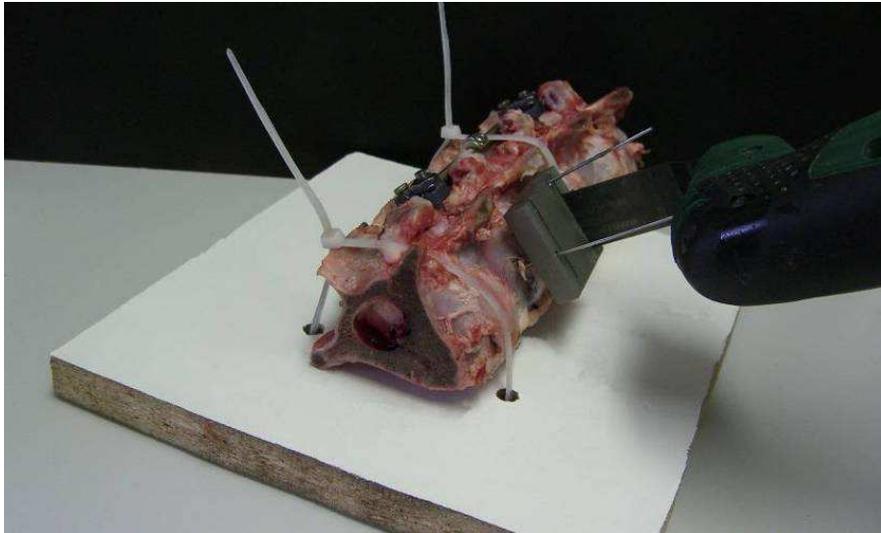


**Abb 4.2:** Seitenansicht einer lumbalen bovinen Wirbelsäule, bestehend aus vier Bewegungssegmenten mit USS-Fixateur a) ohne Nut und Span; b) Röntgenbild mit einem Berstungsfraktur äquivalenten, einer einliegenden Messfolie und Span

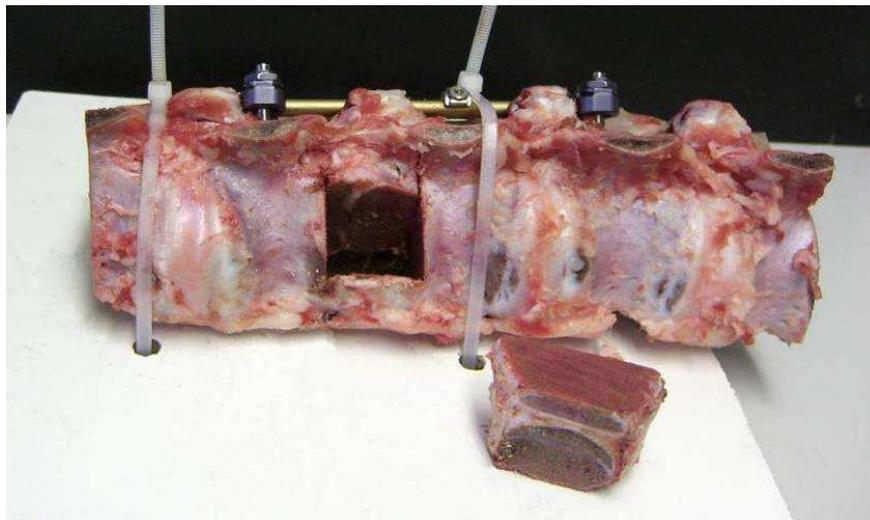
#### 4.1.2 Das Frakturmodell

Als Frakturmodell wurde eine der häufigsten Wirbelsäulenfrakturen gewählt, die inkomplette Berstungsfraktur Typ A3.1 nach Magerl [64], [79], welche den kranialen Anteil des Wirbelkörpers betrifft, mit Verletzung des angrenzenden Diskus. Der experimentelle Knochendefekt am kranialen Wirbel sollte die bei einer Spanfusionsoperation operativ ausgemeißelte Nut (Spanlager) widerspiegeln. Der etwa 31 mm hohe und 21 mm tiefe Äquivalenzdefekt wurde mit Hilfe einer selbstentwickelten Stahl-Sägelehre (siehe Abb 4.3) und einer oszillierenden Säge (AIZ28EB Wood & Metal, Multifunktionswerkzeug PMF 180 E, Fa. Bosch, Gerlingen-Schillerhöhe, Deutschland) gesetzt. Die kraniale Sägefläche befand sich knapp oberhalb der zweiten Bandscheibe des Präparates, die untere Sägefläche äquivalent dazu unterhalb und streng parallel (siehe Abb 4.4). Somit befand sich die Fraktur kranial und kaudal sicher am Knochen angrenzend und eine hohe Parallelität der Sägeflächen wurde ge-

währleistet. Die Frakturhöhe wurde mit Hilfe der digitalen Messlehre links und rechts jeweils ventral und dorsal gemessen.



**Abb 4.3: Bovine Wirbelsäule mit aufgepickter Sägelehre**



**Abb 4.4: Bovine Wirbelsäule mit artifiziellem knöchernen Defekt entsprechend der Defektzone eines inkompletten Berstungsbruchs (A3.1)**

### 4.1.3 Die Tekscan-Druckmessfolie

Die Tekscan-Druckmessfolie (Sensor Modell: 5033, I-Scan<sup>®</sup>, Fa. Tekscan, South Boston, USA) ist ein bewährtes, digitales Messsystem, mit dem in Echtzeit die auf eine 0,1 mm dicke Folie einwirkende Kraft (Rohdaten) und Fläche (mm<sup>2</sup>) einer Belastung ermittelt werden konnte [21], [50]. Das Programm I-Scan<sup>®</sup> (Version 5.9, Fa.

Tekscan, South Boston, USA) ermöglichte die graphische Aufnahme ganzer Belastungssequenzen und die Darstellung in Kurven und Diagrammen (siehe Abb 4.5). Die ermittelten Rohdaten der Kraft konnten mit Hilfe einer integrierten Zwei-Punkte-Kalibrierungsfunktion der Software in Newton umgerechnet werden. So ließ sich die Kraft in Newton und Belastungsfläche in Quadratmillimeter erfassen. Es kann mit einer Frequenz bis zu 100 Hz aufgenommen werden, hier wurde eine Frequenz von 0,25 Hz gewählt.

Die Prozente der Fläche des mathematischen Maximum ergeben sich aus dem Quotienten der ermittelten Fläche und  $600 \text{ mm}^2$ , was der Fläche des Knochenspanns von  $20 \times 30 \text{ mm}$  entsprach. Resultate sind in 5.1 aufgeführt, hierzu gehören die interkorporelle Kompressionskraft am Span (in N, 5.1.2) und die Relation zur mathematisch maximalen Fläche (% der maximalen Fläche, 5.1.3).

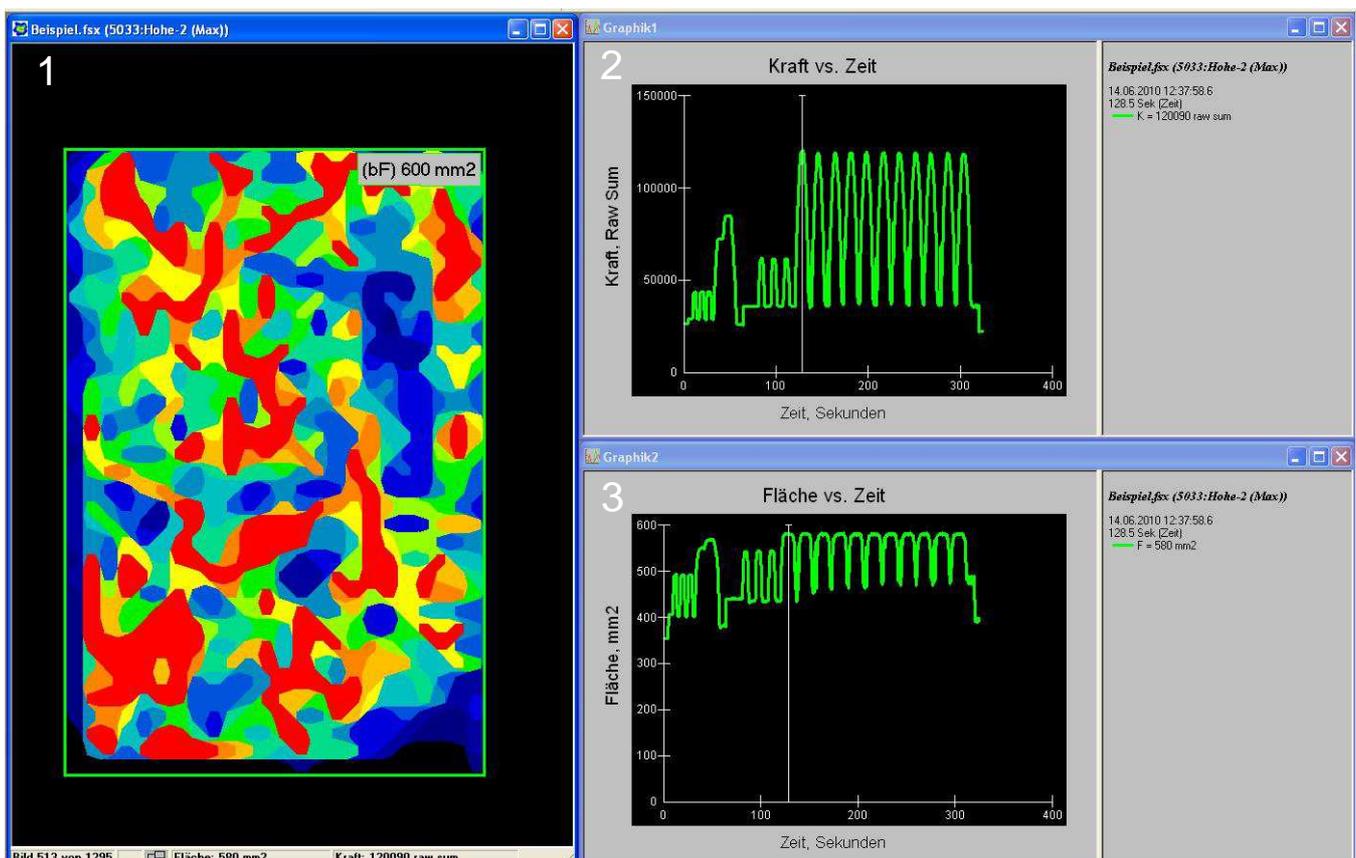


Abb 4.5: Tekscanaufnahme am Beispiel einer zyklischen Belastung, 1) 2-D-Isobarenansicht, 2) Graph. Darstellung der Kraft (Rohdaten, noch unkalibriert) vs. Zeit (s), 3) Graph. Darstellung der Fläche ( $\text{mm}^2$ ) vs. Zeit (s)

## 4.2 Die Versuchsreihe

Die Vorbereitung der bovinen Wirbelsäulen entsprach den Vorbeschreibungen (4.1 bis 4.1.2), bevor in Abhängigkeit der Gruppenzugehörigkeit das Einführen eines ventralen Implantats (TeleFix<sup>®</sup>, Fa. Synthes, Oberdorf, Schweiz), die Einbettung in Technovit<sup>®</sup> 3040 (Polymethylmethacrylat, PMMA Kunstharz, Fa. Heraeus Kulzer, Wehrheim, Deutschland), die Montage einer Druckmessfolie (Sensor Modell: 5033, Fa. Tekscan, South Boston, USA), die Einführung eines Knochenspan-Imitats (#1522-12, Fa. Sawbones Europe AB, Malmö, Schweden) folgten. Je nach Untersuchungsgruppe erfolgte die Kompression der Implantate oder die Ersetzung der Bandscheibe innerhalb des Fixateurs interne durch Technovit<sup>®</sup>. Anschließend fanden die Lastverteilung und die zyklische Belastung (Universal – Materialprüfmaschine Typ: TMTC-FR020TH.A50, Fa. Zwick, Ulm/Einsingen) statt. Eine Übersicht des Versuchsablaufes zeigt Abb 4.7.

### 4.2.1 Die Gruppen

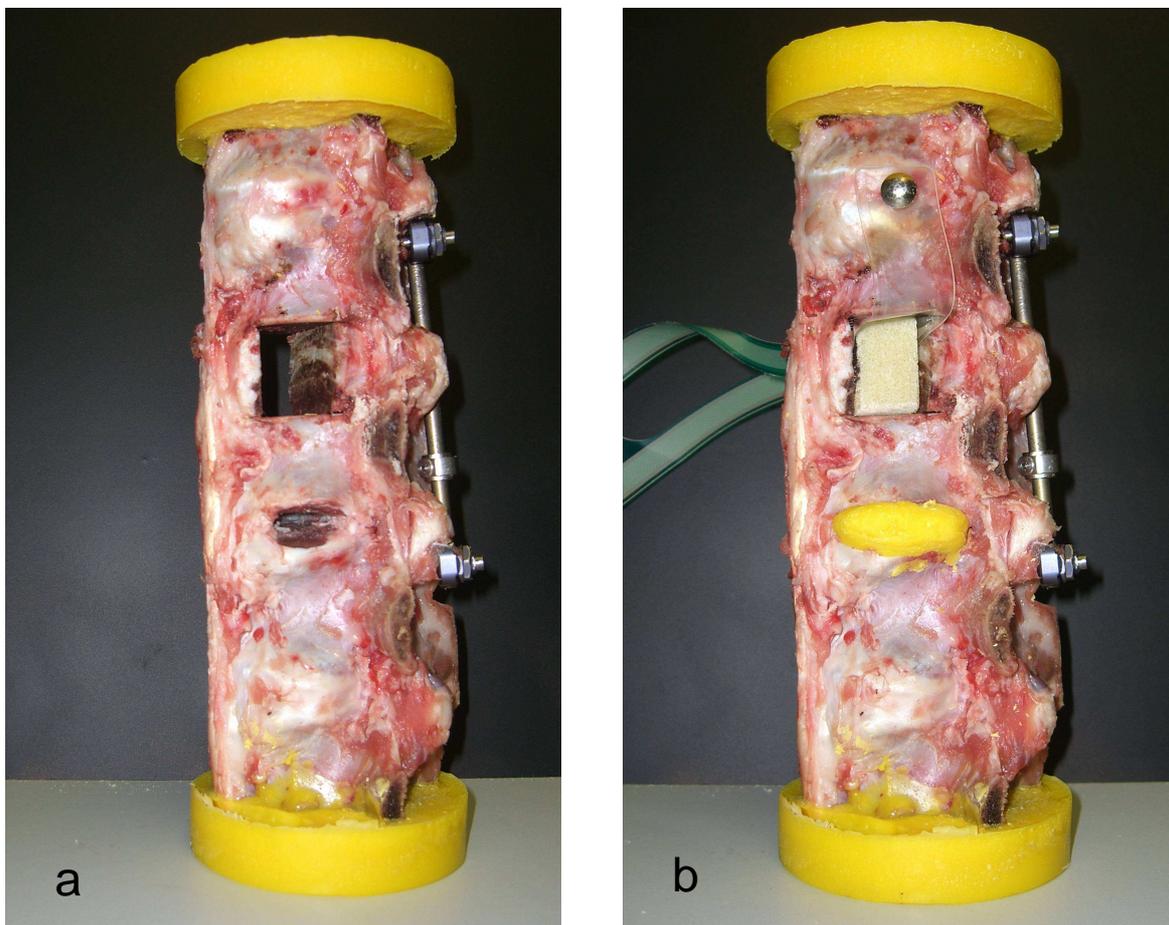
Es wurden die folgenden fünf Gruppen, mit jeweils neun thorakolumbalen Wirbelsäulen, untersucht:

Name	Anzahl	Abkürzung
a. Basisgruppen		
I. Isofit (Kontrollgruppe)	9	I
II. Pressfit	9	PF
III. Zement	9	Z
b. Therapiegruppen		
IV. Isofit (Kontrollgruppe)	9	I
V. Isofit und dorsale Kompression	9	I <sub>dc</sub>
VI. Isofit mit TeleFix und ventraler Kompression	9	I <sub>vc</sub>

Isofit (I) bezog sich auf die Spannhöhe, diese wurde genau an die Nuthöhe bzw. den Äquivalenzdefekt angeglichen. Diese Gruppe wurde als Kontrollgruppe sowohl für die Basisgruppen als auch für die Therapiegruppen herangezogen und ist deshalb

zweimal aufgeführt. In den Basisgruppen Pressfit (PF) und Zement (Z) kam ein Span mit einem Millimeter Übergröße im Bezug zum Äquivalenzdefekt bzw. Nut, zum Einsatz. Die Zement-Gruppe hatte im Vergleich zur Pressfit-Gruppe die Besonderheit, dass vor der Einfalzung des Spans die intakte Bandscheibe innerhalb des Fixateurs mittels eines Luers entfernt und nach Einfalzung des Spans durch Technovit ersetzt wurde (Abb 4.6).

Bei den Therapiegruppen wurden eins zu eins abgemessene Späne eingefalzt wie in der Isofit-Gruppe verwendet. Allerdings wurde anschließend der Span komprimiert, entweder durch dorsale Kompression über den Fixateur interne ( $I_{dc}$ ), oder durch das Anbringen eines TeleFix mit ventraler Kompression (4.2.2,  $I_{vc}$ ).



**Abb 4.6: Seitenansicht einer lumbalen bovinen Wirbelsäule mit gesetzter Typ A3.1 Fraktur bei liegendem Fixateur interne; a) mit entfernter Bandscheibe, b) das Bandscheibenfach wurde mit Technovit (Knochenzement) aufgefüllt, bei eingeführter Druckmessfolie und Span**

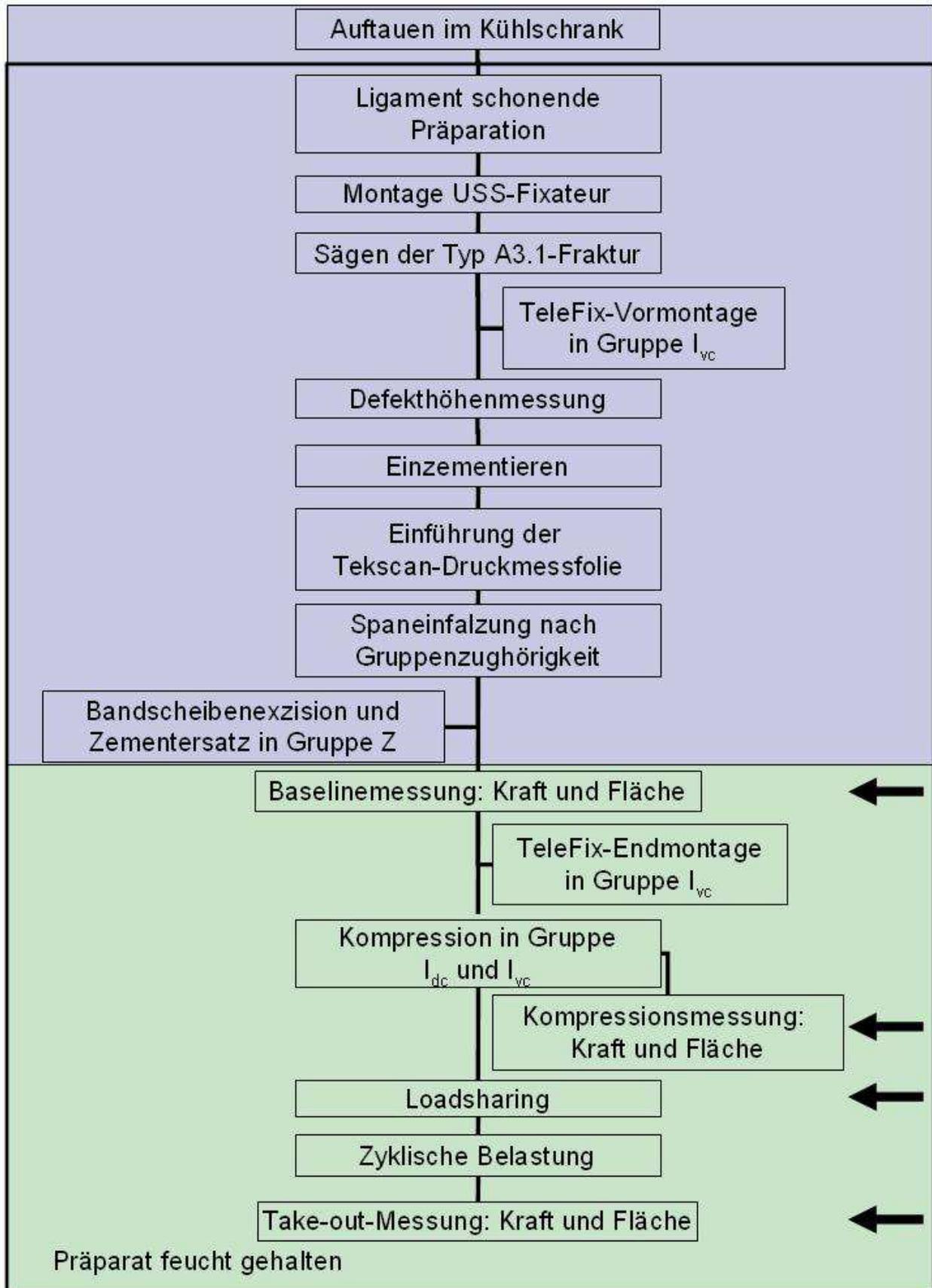


Abb 4.7: Versuchsablauf, blauer Teil: Vorbereitung, grüner Teil: Durchführung des Versuchs; die ← weisen auf die Messpunkte der Kompressionskraft (N) und der Kontaktfläche (mm<sup>2</sup>) hin

## 4.2.2 Der TeleFix

Für die Gruppe I<sub>vc</sub> (Isofit mit ventrale Kompression) kam ein TeleFix (TeleFix Double Rod, No. 499.024, 41-57 mm, Fa. Synthes, Oberdorf, Schweiz) zum Einsatz. Den Herstellerangaben folgend wurden zunächst die dorsalen TeleFix-Schrauben parallel zur Wirbelkörperhinterkante implantiert (siehe Abb 4.8). Eigens dafür angefertigte Bohrschablonen halfen, die ventralen Bohrungen für die ventralen TeleFix-Schrauben (siehe Abb 4.9) pass- und winkelgenau vorzunehmen (siehe Abb 4.10). Um der Konusform der Schraube (sog. „dual core“) und der Härte der Wirbelsäule gerecht zu werden, wurden die Löcher durchgehend mit einem 4 mm- und im Eintritt mit einem 6 mm-Bohrer vorgebohrt. Die Endmontage fand erst nach Einfalzung des Spans statt.



Abb 4.8: Posterior TeleFix Schraube, Ø 7,0mm, Länge 40mm



Abb 4.9: Anterior TeleFix Schraube, Ø 7,0mm, Länge 30 mm

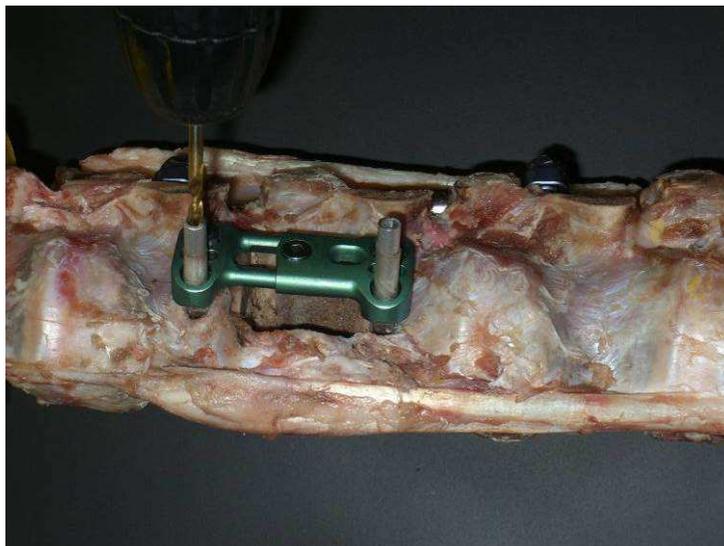


Abb 4.10: TeleFix mit Bohrschablone

### 4.2.3 Die Zementeinbettung

Mit einer speziell dafür konstruierten Halterung wurden die Wirbelsäulen lotrecht in Technovit 3040 eingebettet (siehe Abb 4.11). Eine Dosenlibelle diente zur Ausrichtung [68]. Nach der Aushärtung des Knochenzementes wurde mit Hilfe eines Senkfräskopfes jeweils zentral in das Technovitbett eine Kuhle in die Zementhalterungen gefräst. Diese diente zur Kraftaufnahme bei den Lastverteilungsversuchen (siehe 4.2.7.1).



Abb 4.11: Zementeinbettung der Wirbelsäule mit Dosenlibelle

#### 4.2.4 Die Tekscan 10-Punkt-Kalibrierung

Eine genauere Methode zur Kalibrierung der Tekscan-Messfolie, verglichen mit der I-Scan<sup>®</sup> internen 2-Punkt-Kalibrierung, war die Errechnung einer Polynomialregression aus den Daten einer selbst erstellten 10-Punkt-Kraftstufen-Kurve [20] z.B. mit SigmaStat (SigmaStat 3.5, Fa. Systat<sup>®</sup>, San José, Kalifornien, USA, siehe Abb 4.12). Um eine möglichst versuchsnahe Kalibrierung zu gewährleisten, wurde jeder Versuchsspan einzeln (siehe Abb 4.13) in der Materialprüfmaschine eingespannt und in 10 Stufen bis 1000 N belastet. Mögliche Unparallelitäten der Knochenersatzspäne wurden, dank des Einsatzes einer Kugel/Muldenkonstruktion, ausgeglichen (siehe Abb 4.13).

Die Folien wurden den Herstellerangaben folgend vor Gebrauch mit 120% der zu erwartenden Kraft konditioniert, in unserem Fall mit 1200 N [89]. Jede Gruppe wurde mit einer eigenen Folie gemessen.

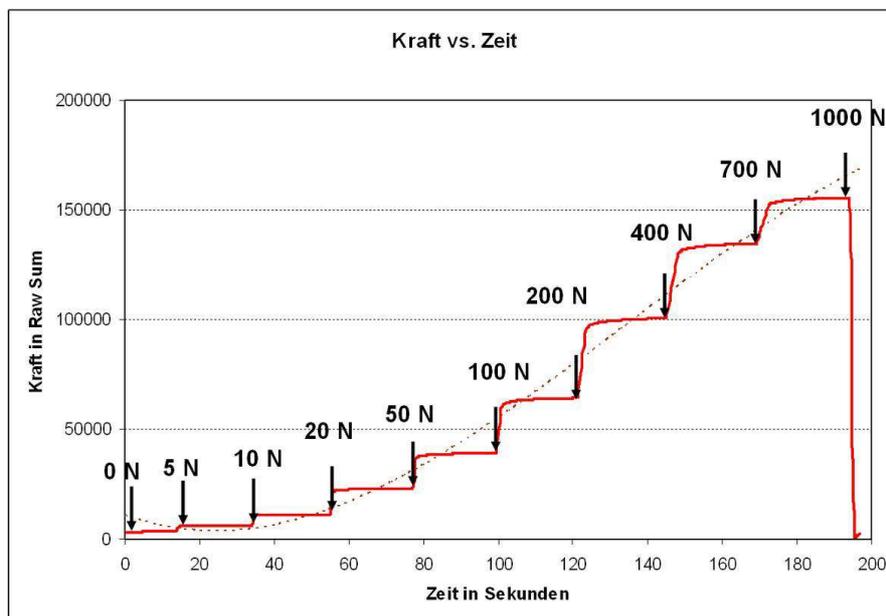


Abb 4.12: Ausschnitt aus Tekscan, 10-Punkt-Kraftstufenkurve mit einer theoretischen Regressionskurve



**Abb 4.13: Kalibrierung der Folie auf einem einzementierten Wirbelkörper**

#### **4.2.5 Der Knochenspan**

Zur Erhöhung der Reproduzierbarkeit und Vergleichbarkeit [49] wurde in den zyklischen Hauptversuchen ein Knochenspan (Graft) aus zellulär rigidem Polyurethanschaum (#1522-12, Fa. Sawbones Europe AB, Malmö, Schweden) verwendet. Dieser hatte ähnliche physikalische- und biomechanische Eigenschaften wie ein klinisch gebräuchlicher Beckenkammspan (siehe Tab 6.1). Der Span war 30 mm breit und 20 mm tief, was einer theoretischen Auflagefläche von  $600 \text{ mm}^2$  entsprach (siehe Abb 4.14), welche auch schon von anderen Autoren erfolgreich verwendet wurde [76]. Die Höhe wurde an die jeweilige Fraktur der Wirbelsäule mit einer Genauigkeit von ca. 0,1 mm, gemessen an allen vier Ecken, angepasst. In den Vorversuchen (siehe 8.1, [97]) sind Holzspäne zum Einsatz gekommen, die in diesen Versuchsreihen durch artifizielle Knochen (Sawbones®) mit den ähnlichen physikalischen Eigenschaften des Beckenkammspans, ersetzt wurden (siehe Tab 6.1). Der Knochenspan wurde jeweils nach der Anbringung der Tekscan-Druckmessfolie eingefalzt.

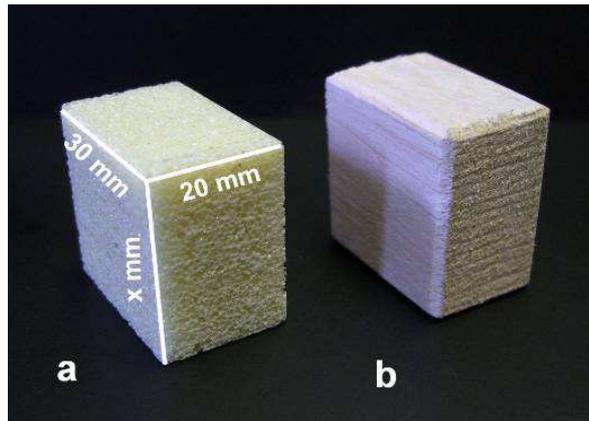


Abb 4.14: a) Sawbones®, b) Balsaholz

Tab 4.1: Spanübergroße (Span-Hochkante weniger der Länge des Nutbettes)

Gruppe	I	PF	Z	I <sub>dc</sub>	I <sub>vc</sub>
Median in mm	0,01	1,05	1,00	0,05	0,03
95 % Konfidenzintervall	0,09	0,07	0,05	0,04	0,05

#### 4.2.6 Die Kompression der Implantate

In den Therapiegruppen I<sub>dc</sub> (Isofit mit dorsaler Kompression über dorsalem Fixateur interne) und I<sub>vc</sub> (Isofit mit TeleFix und ventraler Kompression) wurden die Implantate kraftgesteuert komprimiert. Kraftgesteuert bedeutet, dass eine Kompression von etwa 200 N angestrebt wurde, orientiert an der Baseline der PF-Gruppe (siehe 5.1.2). Wie von der OP-Technik her üblich wurden die dorsalen Implantate mit Hilfe eines Widerlagers (Fixationsring für Stäbe  $\varnothing$  6,0mm, Synthes) und der beiliegenden Kompressionszange komprimiert.

Der TeleFix wurde mit dem von Synthes® mitgelieferten Implantat-Kompressionsinstrument (TeleFix Implant Spreader No. 388.415) auf 200 N Kompressionskraft komprimiert.

## 4.2.7 Die Prüfmaschine

Die Wirbelsäulen wurden nach der Spaneinfaltung und initialer Wertermittlung der Parameter (Kompressionskraft und Kontaktfläche am Span) in einer digital gesteuerten Universal-Materialprüfmaschine (Universal-Materialprüfmaschine Typ: TMTC-FR020TH. A50, Fa. Zwick Roell, Ulm;) verschiedenen Belastungen, die im Folgenden getrennt beschrieben werden, ausgesetzt.

### 4.2.7.1 Die Lastverteilung

Um die Lastverteilung (Loadsharing) zu ermitteln, wurde die auf die Wirbelsäule einwirkende Gesamtkraft ( $F_{gesamt}$ ) in drei Komponenten aufgeteilt: Einmal der Teil der Gesamtkraft der über den Span ( $F_{span}$ ), als wiederhergestellte vordere Säule und weiterhin die Teile, die über die hintere Säule ( $F_{hs}$ ) und die Implantate ( $F_i$ ) abgeleitet wurden (siehe Abb 4.15). Daraus konnte man folgende Gleichung bilden:

$$F_{gesamt} = F_{span} + F_{hs} + F_i$$

Durch die Lastverteilungsversuche waren die Kräfte  $F_{gesamt}$  (Kraft der Materialprüfmaschine) und  $F_{span}$  (durch Tekscan ermittelt) bekannt. Das Verhältnis der beiden Kräfte, also  $F_{span}$  zu  $F_{gesamt}$ , ergab die gesuchte Lastverteilung in Prozent.

Ein Lastverteilungsversuch bestand aus den folgenden Kraftstufen der Materialprüfmaschine, diese wurden in Echtzeit mit der Tekscan-Druckmessfolie aufgenommen:

1. Haltekraft von 10N
2. 3 x 10 N bis 100 N-Konditionierung
3. 400 N
4. 600 N
5. Haltekraft

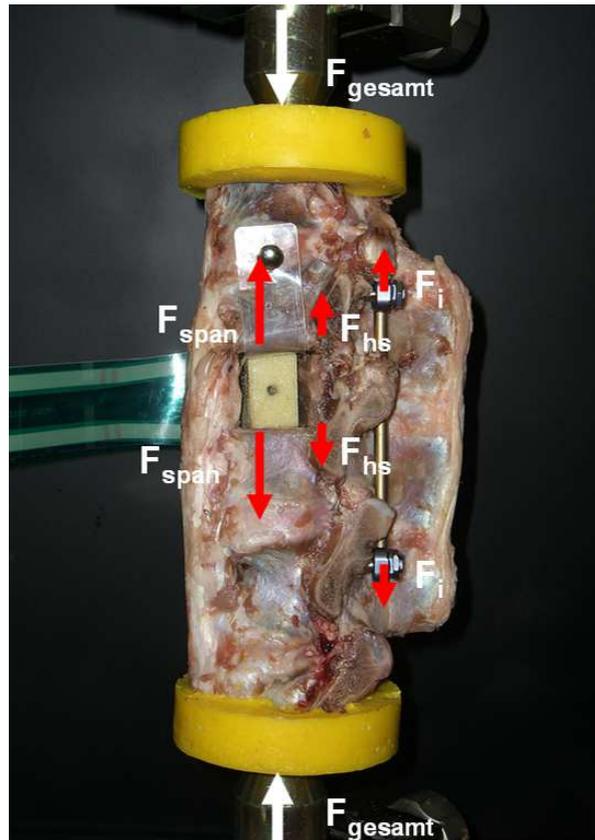


Abb 4.15: Loadsharing mit  $F_{gesamt} = -F_{span} + F_{hs} + F_i$

Aus den am Span ermittelten Spankompressionswerten (Tekscan) bei den Belastungen 0 N, 10 N, 100 N, 400 N und 600 N (Zwick) konnte mit Hilfe von SigmaStat (Fa. Systat®) eine Regressionsgerade mit der Formel  $y = a \cdot x + b$  berechnet werden. Wobei  $a$  der Steigung der Geraden und somit der Lastverteilung und  $b$  der Kompressionskraft der Baseline in N (siehe 4.2.7.2) entsprachen.

Beispiel:

Gemessen sei: die Spankompressionen von  $y$  Newton  
bei  $x$  Newton Prüfmaschinen-Kraftübertragungen

$$y = 0,6 x + 192$$

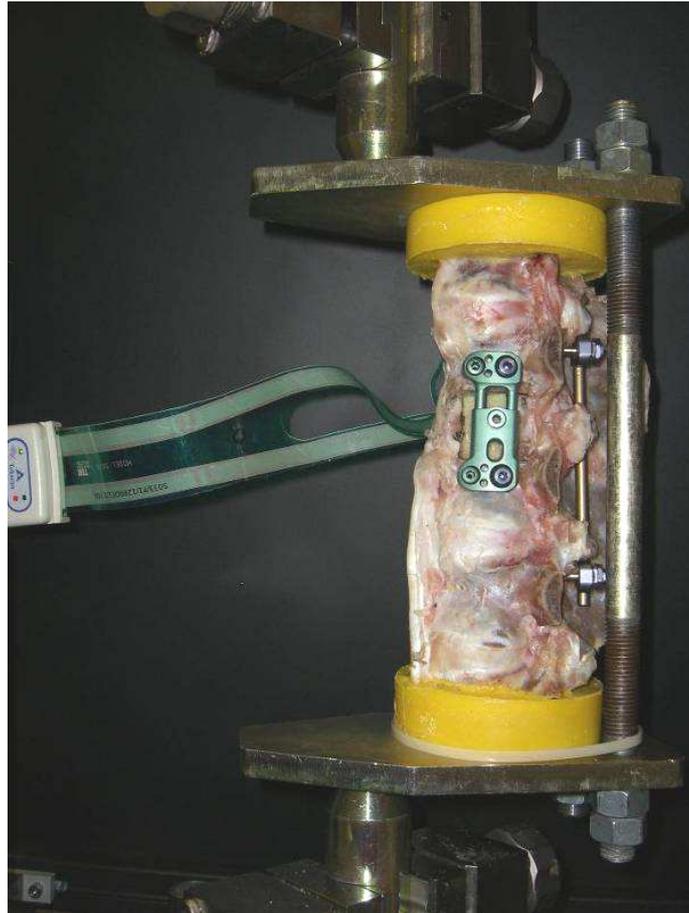
Somit sind die Lastverteilung = 0,6 = 60 % und die Baseline = 192 N.

Desgleichen wurde entsprechend der Korrelationskoeffizient  $R$  miterfasst (alle Messungen  $R > 0,99$ ).

#### 4.2.7.2 Die zyklische Belastung

In Anlehnung an Ermüdungsversuche der Wirbelsäule von Disch et al. [33] verwendeten wir die dort beschriebene exzentrische Halteapparatur, jedoch in einer Kurzzeitermüdung. Die Kurzzeitermüdung von 100 Zyklen, wie bei Kotani et al. [70] beschrieben, ermöglichte eine ausreichende Auswertung, da zum Ende der 100 Zyklen hin keine relevanten Veränderungen mehr stattfanden (siehe Hystereseurve Abb 4.17). Die fertig vorbereitete Wirbelsäule einer Gruppe wurde mit einer Haltekraft von 10 N in der Materialprüfmaschine befestigt. Die Ausrichtung fand anhand der anatomischen Gegebenheiten statt. Die Dornfortsätze (*Procc. spinosi*) lagen mittig zwischen den beiden Verbindungsstangen und die Zementzylinder möglichst dorsal, um eine gleich bleibende Hebelkraft zu gewährleisten. Die Abstände zwischen Zementzylinder und der Hinterkante der Haltevorrichtung kranial und kaudal, sowie die Abstände zwischen der kranialen Spannhinterkante und dem vertikalem Gestänge rechts und links auf gleicher Höhe wurden mit der digitalen Messlehre gemessen und betragen jeweils:

Abstand Zement – Vorrichtung in mm		Abstand Span – Gestänge in mm	
kranial	26,50 ± 2,83	Links	53,48 ± 3,91
kaudal	25,57 ± 2,47	Rechts	54,20 ± 4,28



**Abb 4.16: Wirbelsäule mit TeleFix in exzentrische Belastungsvorrichtung**

Ein Prüfvorgang dauerte etwa 30 min und wurde mit einer Deformationsrate von 100 N/s und den folgenden Kraftstufen durchgeführt:

1. Haltekraft 10 N
2. 3x 10 N bis 100 N-Konditionierung
3. 100x 10 N bis 600 N

Die Wahl der Kraftstufen erfolgte in Anlehnung an die physiologisch auf die Wirbelsäule einwirkende Kraft [86], [87], [134], sowie andere biomechanische Ermüdungsversuche [29], [32], [33], [70], [116] und führt zu einer Belastung von maximal 66 Nm. Dies ergab sich aus dem Hebelarm von 0,11 m und der Belastung von 600 N.

#### 4.2.7.2.1 Die Parameter aus dem Materialprüfprogramm

Die Materialprüfmaschine generierte mit Hilfe der mitgelieferten Software testXpert® (V8.1 Fa. Zwick Roell, Ulm) eine Hysteresekurve (siehe Abb 4.17) mit der maschinell vermittelten Standardkraft in Newton und der Sinterung des eingespannten Prüfkörpers in Millimetern. Diese Daten dienten zur Weiterverarbeitung über ASCII-Konvertierung in Excel®.

Ausgewertet wurde die konditionierte Wirbelsäulensinterung, so dass nach dem dritten Konditionierungszyklus mit 100 N der Nullpunkt für die Sinterung gesetzt wurde. Die Sinterung nach zyklischer Belastung ergibt sich demzufolge aus der Differenz zwischen dem 100. Zyklus und dem konditionierten Nullpunkt (Punkt A und Nullpunkt, Abb 4.17).

Indirekt konnte zudem näherungsweise der Höhenverlust der Bandscheibe innerhalb des Fixateurs in der PF-Gruppe bestimmt werden. Als Grundlage galt, dass ein Höhenverlust des Gesamt-Kalbswirbelsäulenpräparats an den Weichteilen und somit vor allem in den Bandscheiben stattfand. Wurde nun die Bandscheibe innerhalb des Fixateurs mit Zement (Z-Gruppe) ersetzt und dadurch rigide für die axiale Belastung, so ergab die Differenz des Gesamthöhenverlustes der Präparate der PF- und Z-Gruppe einen rechnerischen Höhenverlust der Bandscheibe innerhalb des Fixateurs (Abb 4.18). Um einen Referenzwert zu erhalten, wurde der Gesamthöhenverlust der Z-Gruppen-Präparate durch die Anzahl der noch bestehenden Bandscheiben (außerhalb des Fixateurs) geteilt - in unserem Fall zwei - eine oberhalb und eine unterhalb der durch den Versuchsaufbau manipulierten Bandscheibe (Abb 4.18). Die Resultate sind in 5.2.2 dargestellt.

Hysteresekurve

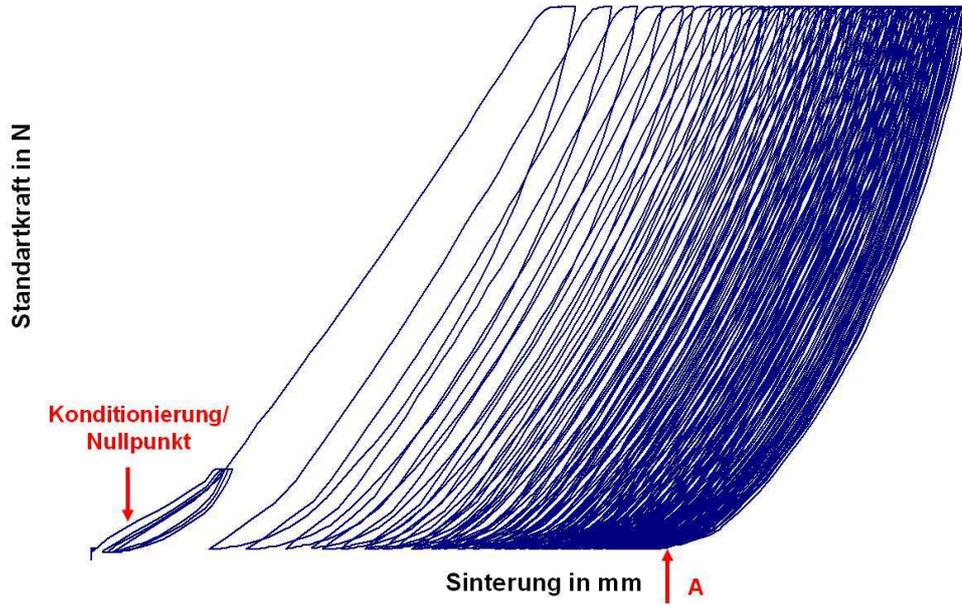


Abb 4.17: Prüfungsablauf mit Konditionierung und 100 Zyklen Belastung

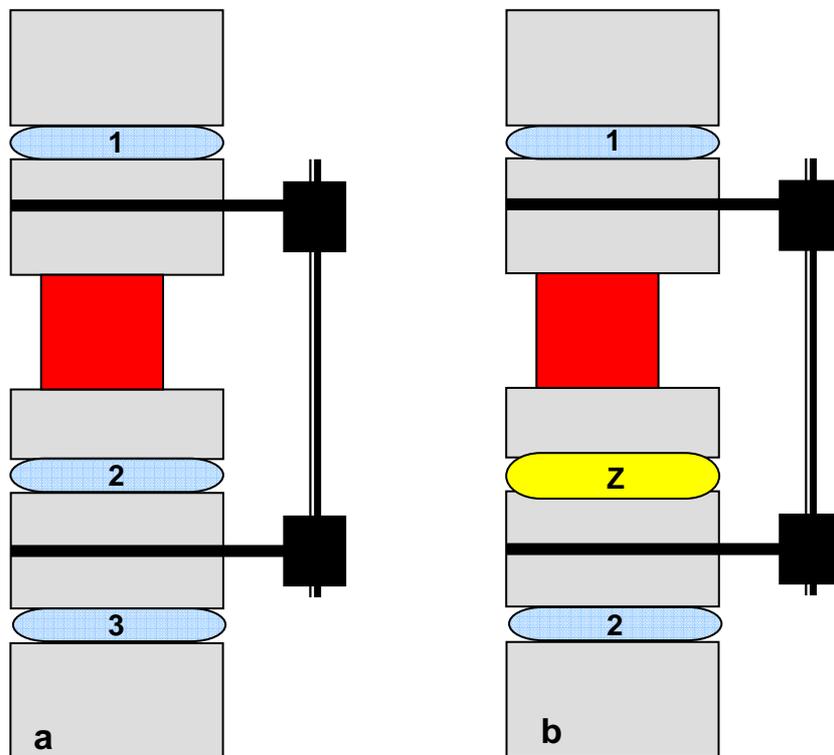
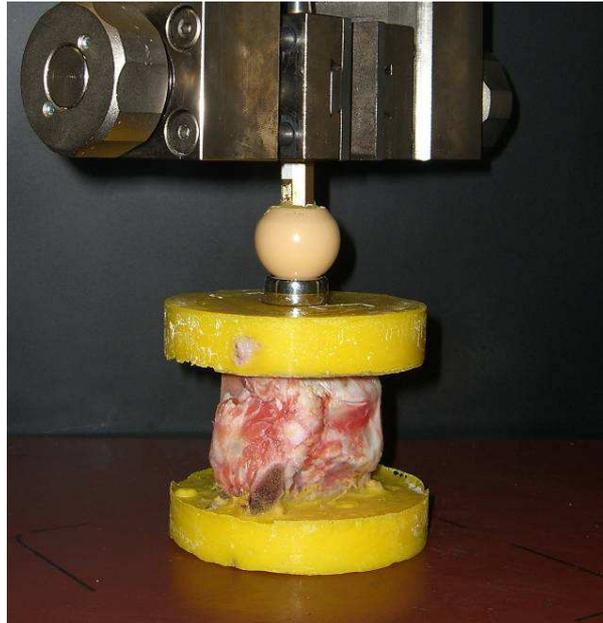


Abb 4.18: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus. a) PF-Gruppe mit drei intakten Bandscheiben (1-3), b) Z-Gruppe mit zwei intakten (1-2) und einer durch Zement (Z) ersetzten Bandscheibe

Versuchsweise wurde auch ein einzelnes Bewegungssegment einzementiert und zyklisch belastet, um die Größenordnung der Bandscheibensinterung in unserem Modell zu erkennen. Nur wurde hier die Belastung auf 1000 N erhöht, da keine exzentrische Belastung möglich war und die Hebelwirkung kompensiert werden musste (Abb 4.19).



**Abb 4.19: Bovines einzementiertes Bewegungssegment bestehend aus Wirbelkörper-Bandscheibe-Wirbelkörper bei der zyklischen Belastung als Einzeltest zur Überprüfung der Bandscheibensinterung**

#### **4.2.7.2.2 Die Parameter der Druckmessfolie**

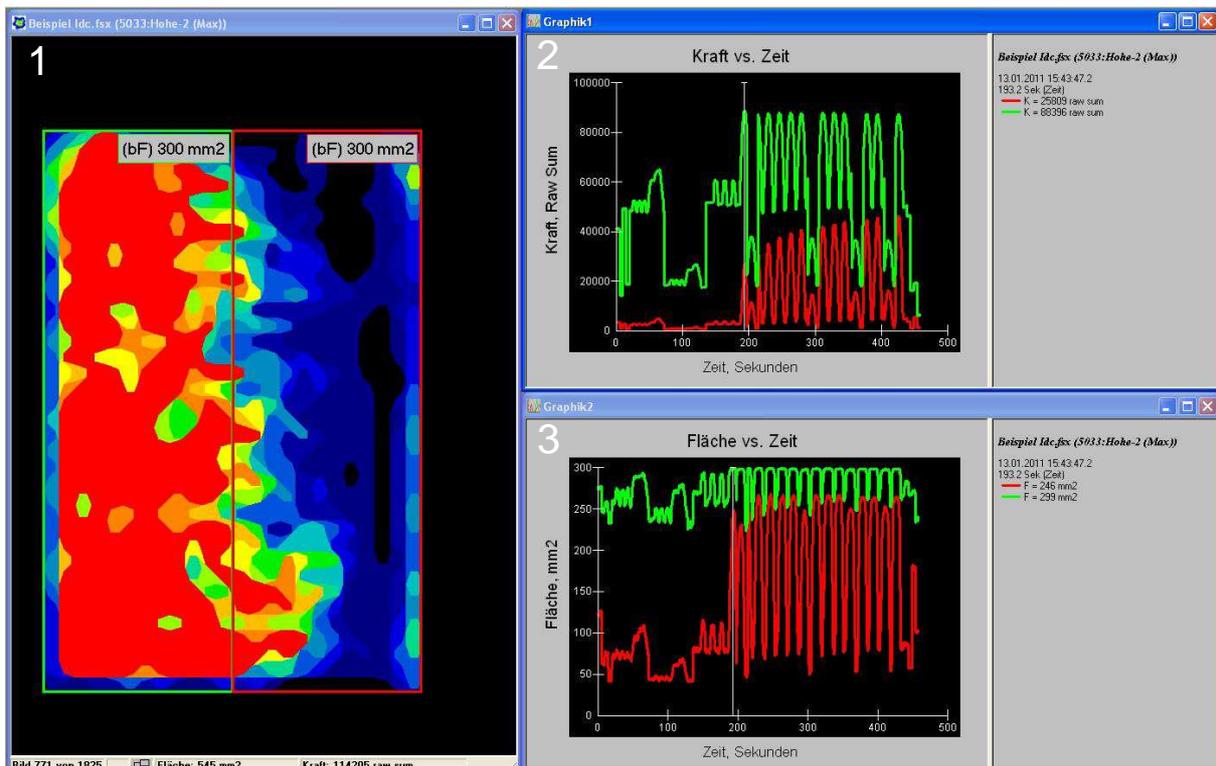
Die Tekscan-Druckmessfolie (4.2.4) ermöglichte die Messung der Kraft (N) und der Belastungsfläche ( $\text{mm}^2$ ) zu den drei Messzeitpunkten Beginn = Baseline, Kompression und nach Versuchsabschluss = Take out (I-Scan<sup>®</sup>, Fa. Tekscan).

Die Baselinewerte wurden nach Knochenspanneinfalzung, die Kompressionswerte nach der Kompression entweder des vorderen oder hinteren Implantates in den Gruppen  $I_{dc}$  und  $I_{vc}$ , und die Take out-Werte nach der Herausnahme der Präparate aus der Materialprüfmaschine ermittelt. Sie sind in 5.1.2 aufgeführt. Um eine individuelle Kontaktflächenschwankungsbreite bei den dynamischen Versuchen zu

minimieren, wurde die Kontaktfläche in % im Bezug auf das Kontaktflächen-Maximum des jeweiligen Versuches berechnet.

#### 4.2.7.3 Die Kompressionskraft- und Flächenverteilung

Die Kompressionskraft- und Flächenverteilung konnte bestimmt werden, indem je eine Auswahlbox von 300 mm<sup>2</sup> der vorderen und der hinteren Kontaktzone des Spans in Tekscan einfügt wurde (siehe Abb 4.20). Die Werte der jeweiligen Box, Kraft und Fläche, werden farbkodiert in den rechten Graphen angezeigt und können über ASCII extrahiert und zum Beispiel in Excel<sup>®</sup> weiterverarbeitet werden. Wurden diese in Bezug zueinander und der Gesamtfläche gesetzt, so ließen sich die Kraft- und Flächenverhältnisse ventral und dorsal am Span ermitteln.



**Abb 4.20:** Tekscanaufnahme einer zyklischen  $I_{dc}$ -Belastung, 1) 2-D-Isobarenansicht, rechts im Bild ventraler Anteil des Spans (rote Box), links im Bild dorsaler Anteil des Span (grüne Box), 2) Graph. Darstellung der Kraft (Rohdaten, rot ventraler Anteil, grün dorsaler Anteil) vs. Zeit (s), 3) Graph. Darstellung der Fläche (mm<sup>2</sup>, rot ventraler Anteil, grün dorsaler Anteil) vs. Zeit (s)

#### 4.2.7.4 Die Spansinterung und SpanübergroÙe

Die Spansinterung war der Höhenverlust durch die zyklische Belastung, gemessen an allen vier Ecken des Knochenspans, vor und nach Belastung, mit Hilfe einer digitalen Messlehre (Suki international, Landscheid, Deutschland). Die Messung konnte mit einer Messgenauigkeit von  $\pm 0,02$  mm durchgeführt werden.

Die SpanübergroÙe ist die Differenz zwischen der Spanhöhe und Äquivalenzdefekt bzw. Nuthöhe. Hier wurden ebenfalls alle vier Ecken der Nut und des Knochenspans mit der gleichen digitalen Messehre gemessen. In der PF- und Z-Gruppe wurde eine Differenz von + 1 Millimeter ÜbergroÙe und in den I-Gruppen 0 Millimetern angestrebt (siehe 4.2.5).

### 4.3 Statistik

Signifikanzen zwischen mehr als zwei Gruppen wurden für diese Arbeit mit dem Post-hoc-Holm-Sidak-Test für normalverteilte Einweganalyse von Varianzen (ANOVA bzw. multivariable Varianzanalyse) in SigmaStat 3.5 (Fa. Systat®, San José, Kalifornien, USA) ermittelt, so auch für gepaarte Stichproben (ANOVA for repeated measures). Bei nicht normalverteilten Einweganalysen von Varianzen kam der Kruskal-Wallis-Test (Tukey-Methode oder Student-Newman-Keuls-Methode (SNK-Methode)) zum Einsatz. Für den Vergleich von zwei Gruppen oder Unterschiede innerhalb einer Gruppe vor und nach zyklischer Belastung oder durch das Kompressionsmanöver wurden der t-Test oder der t-Test für gepaarte Stichproben verwandt. Als Signifikanzniveau wurde  $p < 0,05$  angenommen, falls sich der signifikante Unterschied anders darstellte, ist dies dem Text oder der Beschreibung unterhalb einer Abbildung zu entnehmen.

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Die Tekscan-Druckmessfolienmessungen

#### 5.1.1 Das Loadsharing

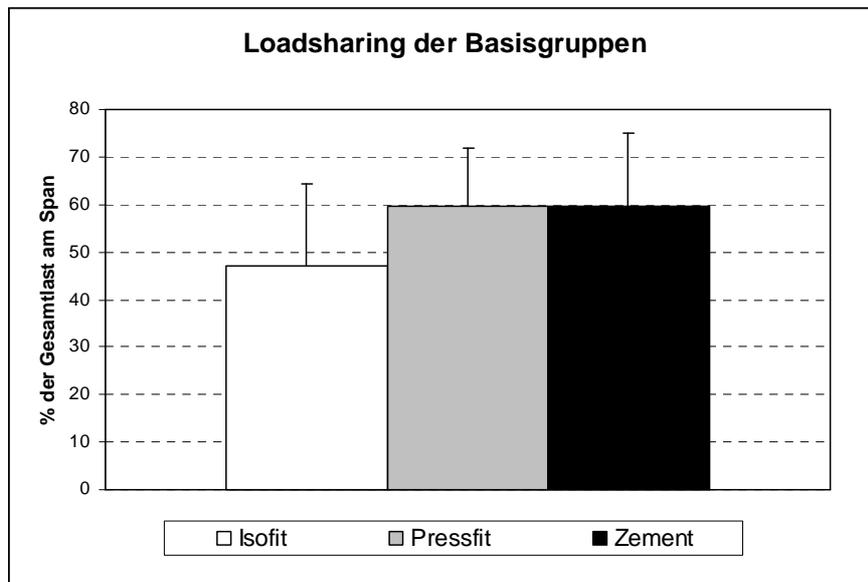


Abb 5.1: Loadsharing-Mittelwerte der Basisgruppen mit SD (kein signifikanter Unterschied)

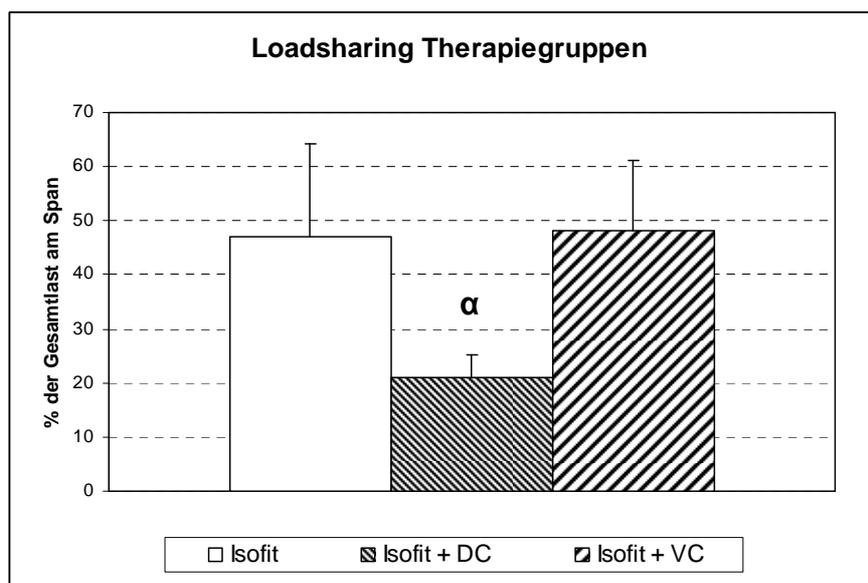
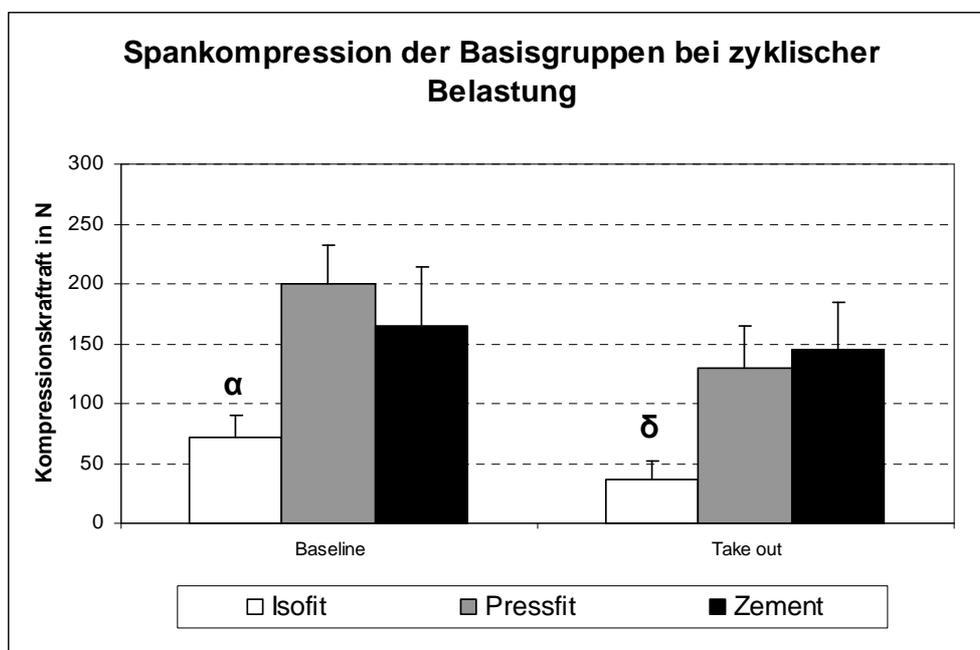


Abb 5.2: Loadsharing-Mittelwerte der Therapiegruppen mit SD und Signifikanzen:  $\alpha$  = sig. zu I und I<sub>VC</sub>, ( $p < 0,05$ )

Die Mittelwerte lagen in der Größenordnung zwischen 45 und 60% wie in Abb 5.1 und Abb 5.2 dargestellt. In der Auswertung der Lastverteilung fiel nur die  $I_{dc}$ -Gruppe aus der Reihe, sie hatte eine deutlich niedrige Lastverteilung um 20%, verglichen mit den anderen Therapiegruppen (I:  $47 \pm 17$  % mit R: 0,998; PF:  $60 \pm 12$  % mit R: 0,999; Z:  $60 \pm 15$  % mit R: 0,998;  $I_{dc}$ :  $21 \pm 4$  % mit R: 0,999;  $I_{vc}$ :  $48 \pm 12$  % mit R: 0,999;  $\alpha$ :  $p < 0,05$ , Holm-Sidak), wobei R der Korrelationskoeffizient war und ein Wert um +1 einen optimalen linearen Zusammenhang anzeigte.

### 5.1.2 Die Spankompressionskraft

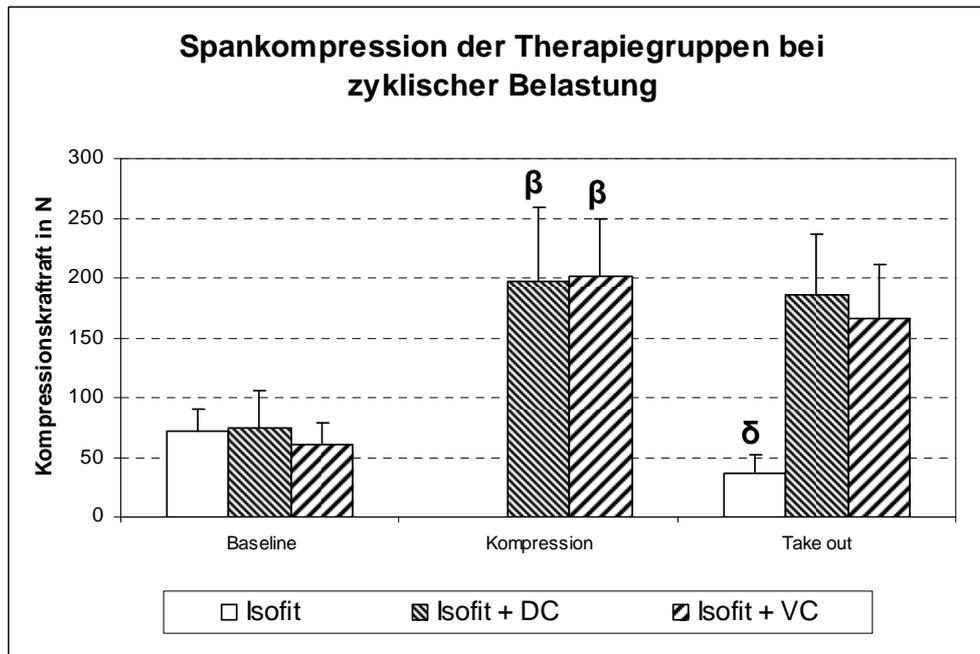


**Abb 5.3: Kraft-Mittelwerte der Basisgruppen mit SD und Signifikanzen:  $\alpha$  = sig. zu PF und Z der Baseline  $p < 0,05$ ;  $\delta$  = Signifikant zu PF und Z des Take out,  $p < 0,05$**

Abb 5.3 - Abb 5.6 zeigen die, wie in 4.2.4 und 4.2.7.2 aufgeführt, erfassten und gemittelten Kompressionskräfte bzw. Verluste in verschiedenen Phasen des Versuchsaufbaus mit zugehöriger Standardabweichung (SD).

In den Basisgruppen zeigte sich, dass die Isofit-Gruppe eine signifikant niedrigere Baseline-Kompressionskraft vor zyklischer Belastung besaß, sowohl als die Pressfit- und als auch als die Zement-Gruppe (I:  $72 \pm 18$  N; PF:  $200 \pm 33$  N, Z:  $165 \pm 48$ ;  $\alpha$ :  $p$

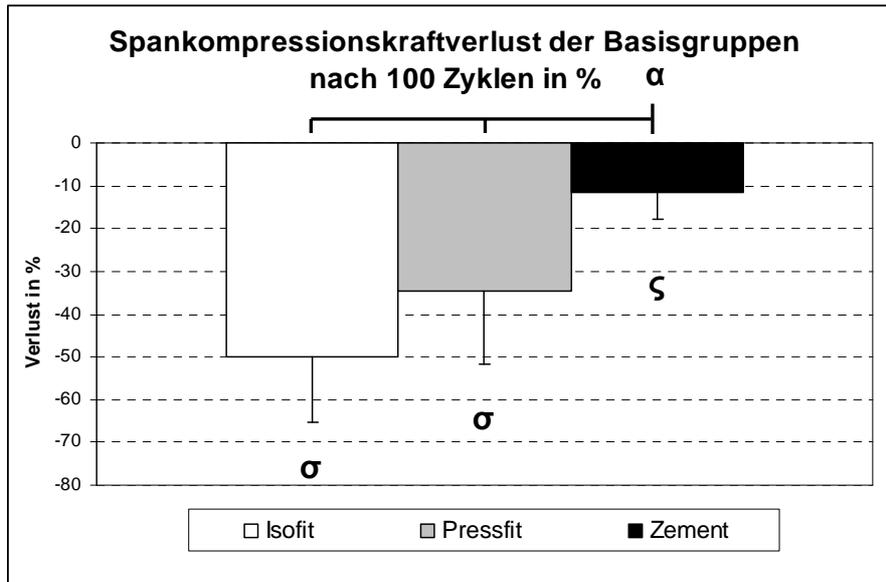
< 0,05, Holm-Sidak), dies blieb bis nach der zyklischen Ermüdungsbelastung, hier den Take out Werten, bestehen (I:  $36 \pm 15$  N; PF:  $129 \pm 35$  N; Z:  $145 \pm 39$  N;  $\delta$ :  $p < 0,05$ , Holm-Sidak).



**Abb 5.4 Kraft-Mittelwerte der Therapiegruppen mit SD und Signifikanzen:  $\beta$  = sig. zu  $I_{dc}$  bzw.  $I_{vc}$  der Baseline  $p < 0,001$ ;  $\delta$  = Signifikant zu  $I_{dc}$  und  $I_{vc}$  des Take out,  $p < 0,05$**

Die Therapiegruppen zeigten in der Baseline-Phase keinen signifikanten Unterschied (I:  $72 \pm 18$  N;  $I_{dc}$ :  $75 \pm 31$  N;  $I_{vc}$ :  $60 \pm 19$  N). Mit der kraftgesteuerten Stauchung der Implantate konnte dieser Wert konsequent auf ein Niveau der Basisgruppen-Baselinewerte angehoben werden ( $I_{dc}$ :  $197 \pm 61$  N und  $I_{vc}$ :  $201 \pm 48$  N; sig. zur  $I_{dc}$ - bzw.  $I_{vc}$ -Baseline;  $\beta = p < 0,001$ , gepaarter t-Test; n.s. zur PF- und Z-Baseline,  $p > 0,05$ , Holm-Sidak).

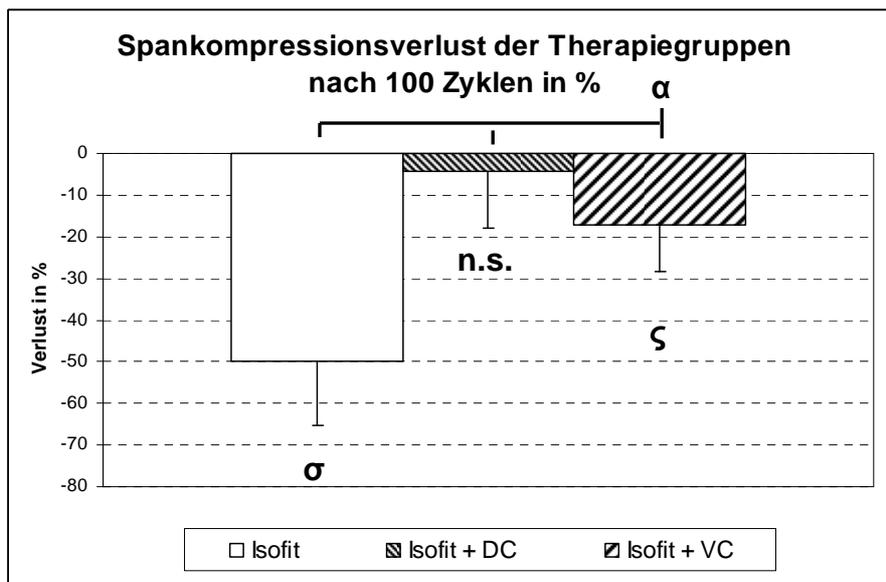
Diese Kompressionskraft konnte mit nur geringen Verlusten in beiden Gruppen mit Kompressionsmaßnahmen bis zum Take out erhalten werden und zeigten nun einen signifikanten Unterschied zur nicht-komprimierten Isofit-Gruppe (I:  $36 \pm 15$  N;  $I_{dc}$ :  $186 \pm 51$  N;  $I_{vc}$ :  $166 \pm 46$  N;  $\delta$ :  $p < 0,05$ , Holm-Sidak).



**Abb 5.5: Spankpressionskraftverlust-Mittelwerte der Basisgruppen in Prozent zur Baseline der einzelnen Gruppen mit SD und Signifikanzen:  $\alpha$  = sig. zu Z;  $\sigma$  = sig. Abfall  $p < 0,001$ ;  $\zeta$  = sig. Abfall  $p = 0,004$**

Durch den Effekt der zyklischen Belastung fällt in allen Basisgruppen die Kompressionskraft ab, in der I- und PF-Gruppe mehr als in der Z-Gruppe (I:  $50 \pm 15$  %; PF:  $34 \pm 17$  %;  $\sigma$ :  $p < 0,001$ ; Z:  $12 \pm 6$  %;  $\zeta$ :  $p = 0,004$ , gepaarter t-Test).

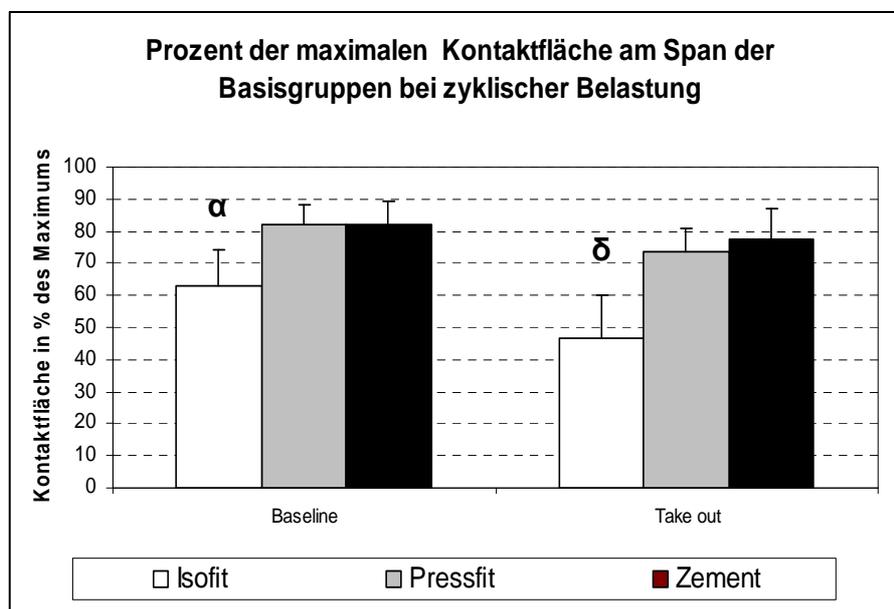
Bei einer Gegenüberstellung untereinander zeigten sich signifikante Unterschiede bezogen auf die Z-Gruppe ( $\alpha = p < 0,05$ , Holm Sidak).



**Abb 5.6: Spankpressionskraftverlust-Mittelwerte der Therapiegruppen in Prozent zur Baseline bzw. Kompression der einzelnen Gruppen mit SD und Signifikanzen:  $\alpha$  = sig. zu I;  $\sigma$  = sig. Abfall  $p < 0,001$ ;  $\zeta$  = sig. Abfall  $p = 0,004$ , n.s. = nicht signifikant**

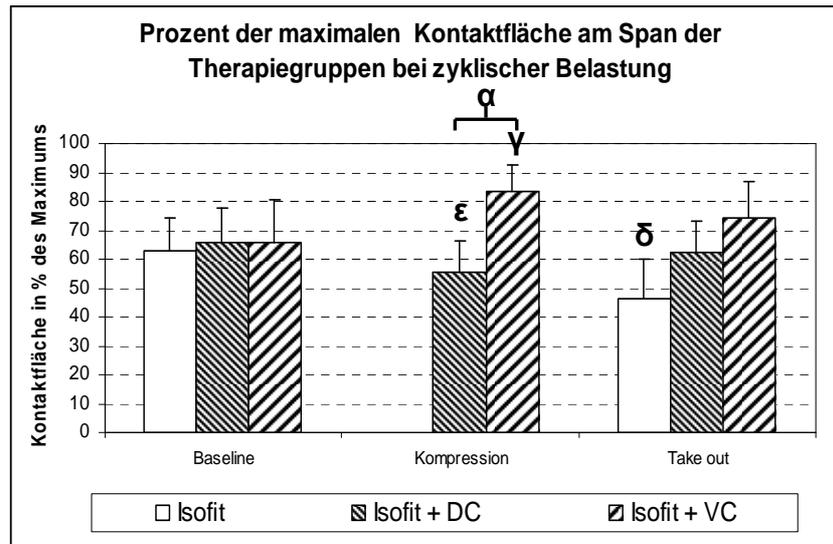
In den Therapiegruppen konnte der Kompressionskraftverlust auf das Niveau der Z-Gruppe minimiert werden ( $I_{vc}$ :  $17 \pm 11$  %;  $\zeta$ :  $p = 0,004$ ;  $I_{dc}$ :  $4 \pm 13$  %; n.s.:  $p = 0,258$ , gepaarter t-Test). Das spiegelt sich auch in dem signifikanten Unterschied bezogen auf die I-Gruppe wider ( $\alpha = p < 0,05$ , Holm-Sidak). Zieht man nun einen Vergleich zwischen Basis- und Therapiegruppen, so haben die I- und PF-Gruppe einen signifikant höheren Kompressionsverlust als die Z-,  $I_{dc}$ - und  $I_{vc}$ -Gruppe.

### 5.1.3 Die Spankontaktfläche



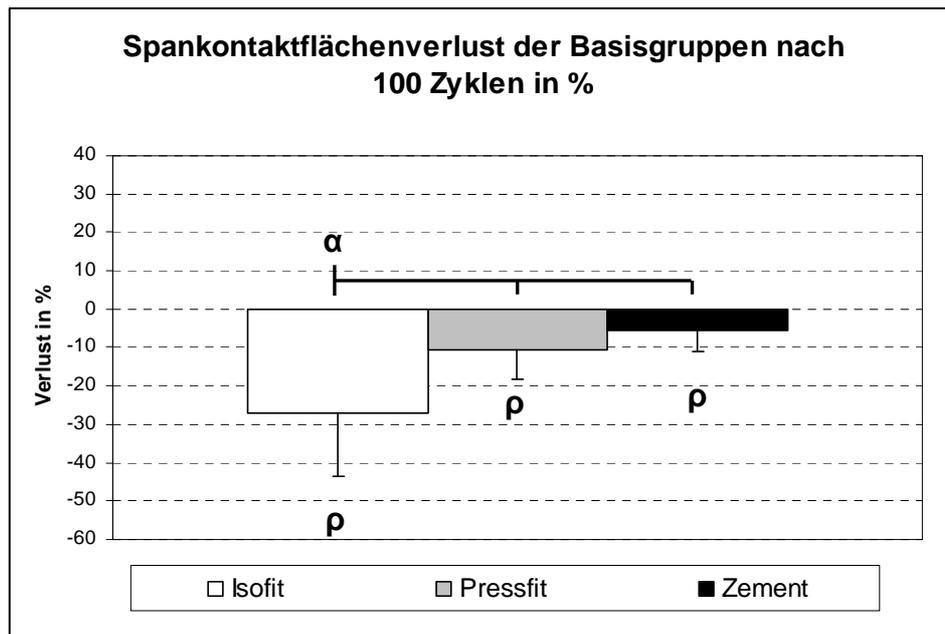
**Abb 5.7: Prozent der maximalen Kontaktflächen-Mittelwerte der Basisgruppen mit SD und Signifikanzen:  $\alpha$  = sig. zu PF und Z der Baseline ( $p < 0,05$ );  $\delta$  = sig. zu PF und Z des Take out ( $p < 0,05$ )**

Ähnlich wie bei der Kompressionskraft weist die Kontaktfläche der Basisgruppen (Abb 5.7) einen signifikanten Unterschied zwischen der Isofit-Gruppe und den anderen beiden Basisgruppen auf (I:  $63 \pm 11$  % der max. Fläche; PF:  $82 \pm 6$  %; Z:  $82 \pm 7$  %;  $\alpha$ :  $p < 0,05$ , Holm-Sidak). Diese Signifikanz bleibt ebenfalls bis zu den Take out-Werten bestehen (I:  $46 \pm 14$  % der max. Fläche; PF:  $73 \pm 8$  %; Z:  $77 \pm 10$  %;  $\delta$ :  $p < 0,05$ , Holm-Sidak).



**Abb 5.8: Prozent der maximalen Kontaktflächen-Mittelwerte der Therapiegruppen mit SD und Signifikanzen:  $\epsilon$  = sig. zu  $I_{dc}$  der Baseline ( $p = 0,024$ );  $\gamma$  = sig zu  $I_{vc}$  der Baseline ( $p = 0,013$ );  $\alpha$  = sig.  $I_{dc}$ -Komp. vs.  $I_{vc}$ -Komp. ( $p < 0,05$ );  $\delta$  = sig. zu  $I_{dc}$  und  $I_{vc}$  des Take out ( $p < 0,05$ )**

Die Ausgangswerte der Therapiegruppen  $I_{dc}$  und  $I_{vc}$  zeigten ohne Kompression keinen Unterschied zu Kontaktflächenwerten der I-Gruppe (I:  $63 \pm 11$  % der max. Fläche;  $I_{dc}$ :  $66 \pm 12$  %;  $I_{vc}$ :  $66 \pm 14$  %, Abb 5.8). Durch die Kompressionsmaßnahmen über die Implantate wurde die Kontaktfläche der  $I_{vc}$ -Gruppe deutlich erhöht ( $I_{vc}$ :  $66 \pm 14$  % auf  $84 \pm 9$  %;  $\gamma$ :  $p = 0,013$ , gepaarter t-Test), wohingegen sie in der  $I_{dc}$ -Gruppe signifikant verringert wurde ( $I_{dc}$ :  $66 \pm 11$  % auf  $55 \pm 11$  %;  $\epsilon$ :  $p = 0,024$ , gepaarter t-Test). Weiterhin zeichnete sich auch untereinander ein signifikanter Unterschied ab ( $\alpha$ :  $p < 0,05$ , Holm Sidak). Bei den Take out-Werten zeigte sich hingegen wieder ein signifikanter Unterschied zwischen der Isofit-Gruppe und den Kompressionsgruppen (I:  $46 \pm 14$  %;  $I_{dc}$ :  $62 \pm 11$  %;  $I_{vc}$ :  $74 \pm 13$  %;  $\delta$ :  $p < 0,05$ , Holm-Sidak).



**Abb 5.9: Spankontaktflächenverlust-Mittelwertepaare in Prozent zur Baseline der einzelnen Gruppen mit SD und Signifikanzen:  $\alpha$  = I sig. zu PF und Z;  $\rho$  = sig. Abfall  $p < 0,018$**

Betrachtet man die Kontaktflächenunterschiede vor und nach Belastung in den Basisgruppen (siehe Abb 5.9), so zeigte sich, dass alle Gruppen signifikant Fläche einbüßten (I:  $-27 \pm 17$  %; PF:  $-11 \pm 7$  %; Z:  $-6 \pm 6$  %;  $\rho$ :  $p \leq 0,018$ , gepaarter t-Test), allerdings im weit geringeren Umfang als unter I-Gruppen-Bedingungen ( $\alpha$ :  $p < 0,05$ , Holm-Sidak)

Etwas anders stellte sich dies bei den Therapiegruppen dar. Hier gewann die  $I_{dc}$ -Gruppe sogar signifikant an Fläche, wohingegen die  $I_{vc}$ -Gruppe, wie die Basisgruppen, signifikant an Fläche verloren ( $I_{dc}$ :  $+13 \pm 11$  %;  $\pi$ :  $p = 0,004$ ;  $I_{vc}$ :  $-11 \pm 8$  %,  $\rho$ :  $p \leq 0,018$ , gepaarter t-Test). Außerdem zeigten sich Signifikanzen innerhalb der Therapiegruppe bezüglich des Spankontaktflächenverlustes ( $\alpha$ :  $p < 0,05$ , Holm-Sidak). Für die Flächenverluste oder -gewinne wurde für die Kompressions-Gruppen  $I_{dc}$  und  $I_{vc}$  von den Kompressionswerten ausgegangen.

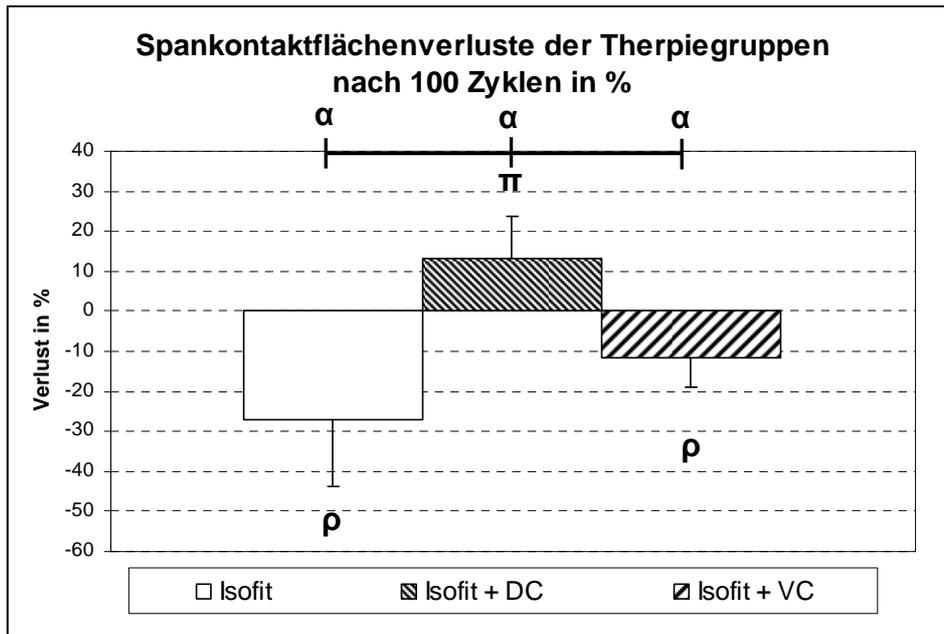


Abb 5.10: Spankontaktflächenverlust-Mittelwertepaare in Prozent zur Baseline bzw. Kompression der einzelnen Gruppen mit SD und Signifikanzen:  $p = \text{sig. Abfall } 0,018 \geq p \geq 0,001$ ;  $\pi = \text{sig. Anstieg } p = 0,004$ ,  $\alpha = \text{sig. zwischen den Gruppen } p < 0,05$

### 5.1.4 Die Kompressionskraft- und Flächenverteilung

Die Betrachtung der Verteilung der Kompressionskraft und der Kontaktfläche zeigte, dass diese sich bei einer isoliert dorsalen Kompression ( $I_{dc}$ ) signifikant nach hinten verschob und bei einer isoliert ventralen Kompression ( $I_{vc}$ ) signifikant nach vorne wanderte, verglichen mit der I-Gruppe ( $\alpha: p < 0,05$  SNK). Dieser signifikante Unterschied blieb nur für die  $I_{dc}$ -Gruppe gegenüber der I-Gruppe bis zum Take out bestehen.

Tab 5.1: Baseline- bzw. Kompressions-Kraftverteilung der I-Gruppen mit SD:

% der Gesamtkraft	I	$I_{dc}$	$I_{vc}$
Vorne	24 %	2 %	48 %
Hinten	76 %	98 %	52 %
SD	18 %	2 %	15 %

Für Signifikanzen siehe Text

Tab 5.2: Baseline- bzw. Kompressions-Flächenverteilung der I-Gruppen mit SD:

% der Gesamtfläche	I	I <sub>dc</sub>	I <sub>vc</sub>
Vorne	38 %	23 %	48 %
Hinten	62 %	77 %	52 %
SD	12 %	8 %	6 %

Für Signifikanzen siehe Text

## 5.2 Die Ergebnisse des Kompressionsweges der Materialprüfmaschine

Die Messdaten wurden entsprechend der in 4.2.7.2 beschriebenen Methode ausgewertet.

### 5.2.1 Die Sinterung des Gesamtpräparats

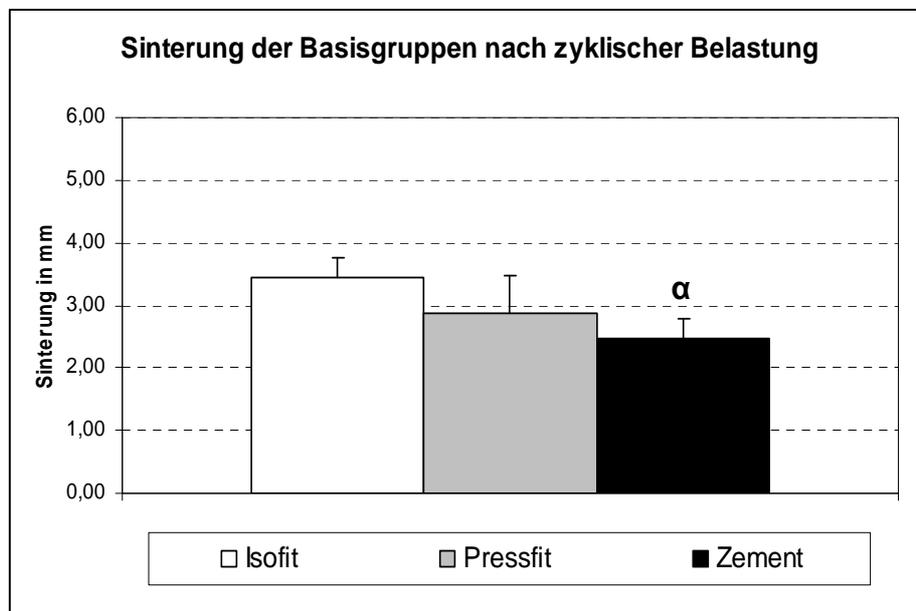


Abb 5.11: Sinterungsmittelwerte der Basisgruppen mit SD und Signifikanzen:  $\alpha$  = sig. zu I und PF,  $p < 0,05$  SNK

Die Sinterung nach zyklischer Belastung (Abb 5.11) war in den Basisgruppen unterschiedlich ausgeprägt, die Präparate der Z-Gruppe sinterten signifikant weniger, als die der I- und PF-Gruppe (I:  $3,46 \pm 0,30$  mm, PF:  $2,88 \pm 0,59$  mm, Z:  $2,48 \pm 0,31$ ;  $\alpha$ :  $p < 0,05$ , Holm Sidak).

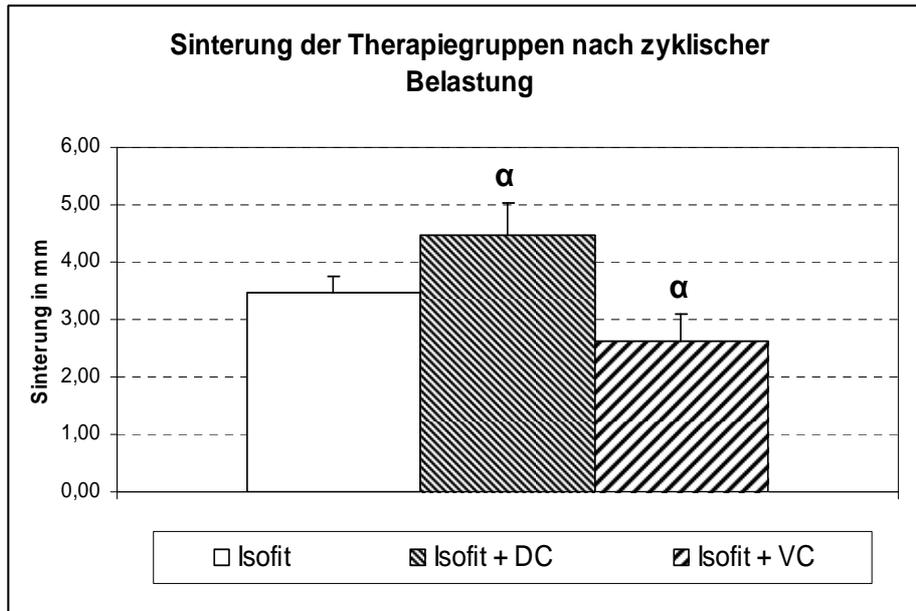
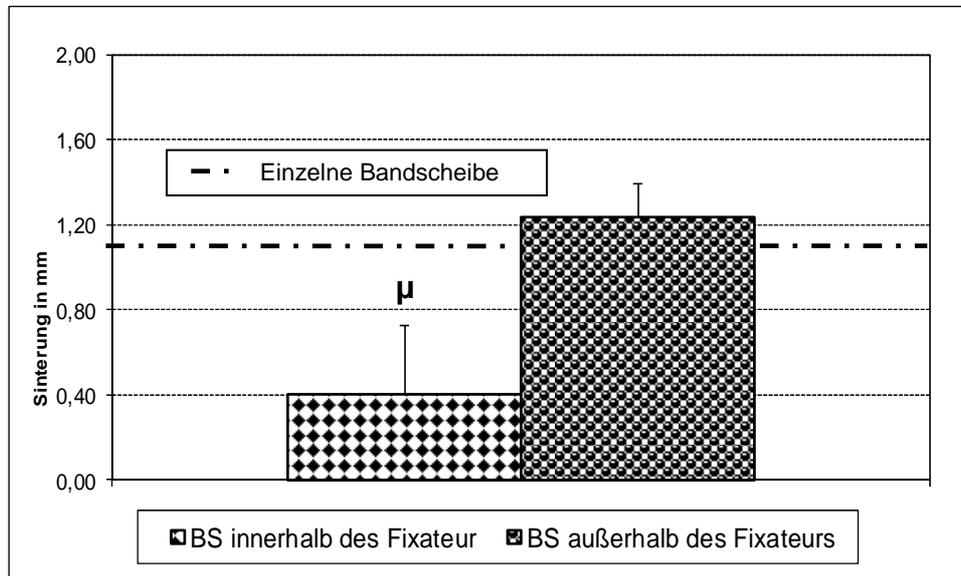


Abb 5.12: Sinterungsmittelwerte mit SD und Signifikanz:  $\alpha$  = sig. zu I

Beide Kompressionsgruppen zeigten signifikante Unterschiede im Bezug zur I-Gruppe, wobei eine vermehrte Sinterung in der  $I_{dc}$ -Gruppe und eine geringere in  $I_{vc}$ -Gruppe vorlag (I:  $3,46 \pm 0,30$  mm,  $I_{dc}$ :  $4,46 \pm 0,58$  mm,  $I_{vc}$ :  $2,61 \pm 0,49$  mm;  $\alpha$ :  $p < 0,05$ , Holm Sidak).

### 5.2.2 Der Bandscheibenhöhenverlust der Pressfit-Gruppe innerhalb des Fixateurs



**Abb 5.13: Bandscheibensinterung innerhalb und außerhalb des Fixateurs und einer einzelnen Bandscheibe mit SD und Signifikanz:  $\mu$  = sig. zu BS außerhalb ( $p < 0,001$ )**

Die hypothetisch errechnete Bandscheibensinterungen innerhalb und außerhalb des Fixateurs (näheres 4.2.7.2) unterscheiden sich signifikant voneinander (siehe Abb 5.13; BS innerhalb:  $0,40 \pm 0,33$  mm; BS außerhalb:  $1,24 \pm 0,15$  mm;  $\mu$ :  $p < 0,001$ , t-Test). Ein einzeln einzementiertes Bewegungssegment wies in etwa die gleiche Sinterung nach 100 Zyklen axialer Belastung, wie eine Bandscheibe außerhalb des Fixateurs auf (einzelne Bandscheibe: 1,16 mm).

## 5.3 Die Ergebnisse der Spanmessungen

### 5.3.1 Die Spansinterung

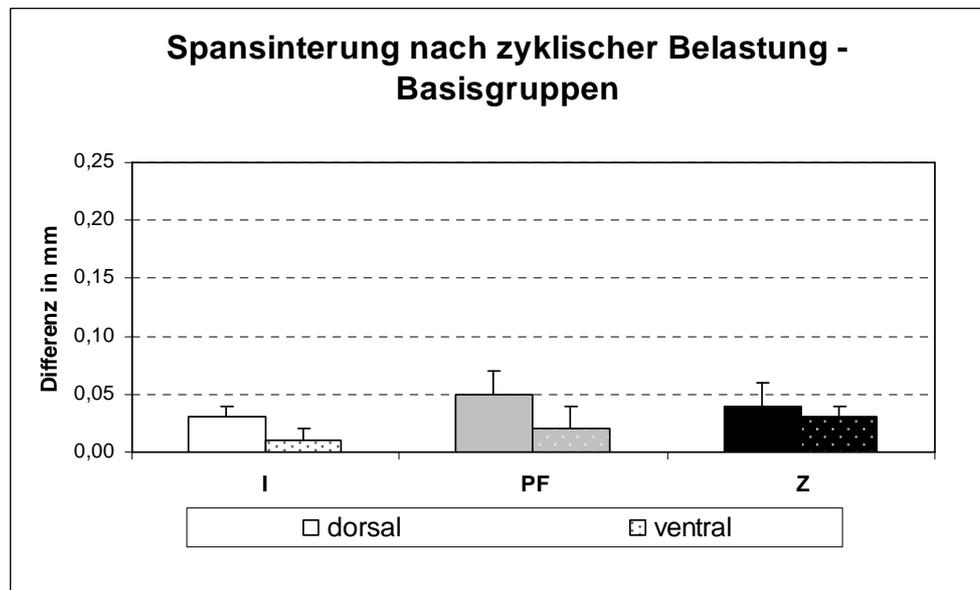
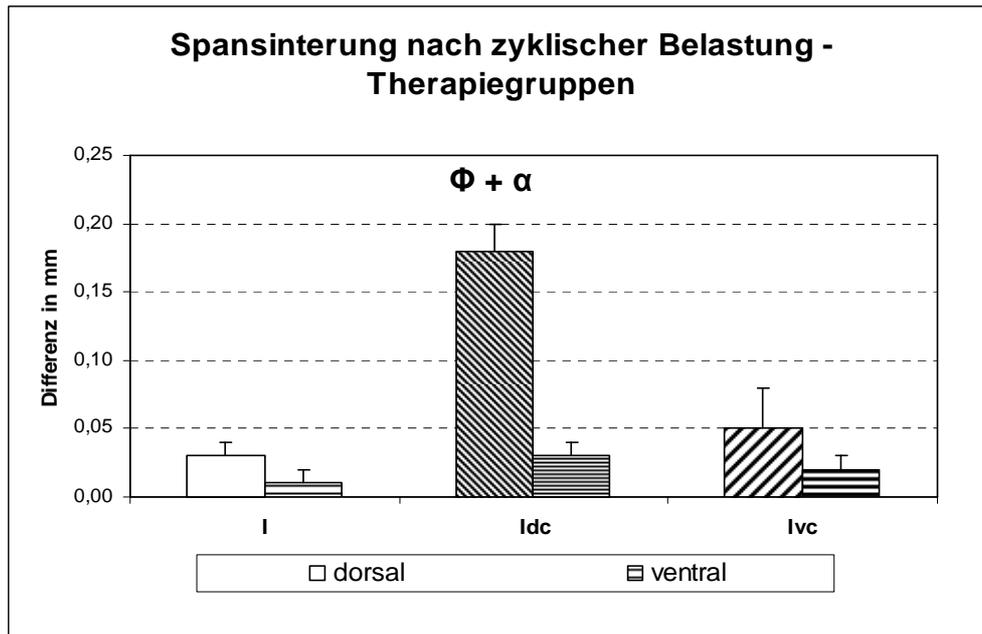


Abb 5.14: Spansinterung der Basisgruppen nach zyklischer Belastung Mediane mit 95% Konfidenzintervall ohne signifikante Unterschied

Bei der ventral und dorsal gesonderten Betrachtung der Höhenverluste des Spans (zur Datenerhebung siehe 4.2.7.4) zeigte sich in den Basisgruppen kein signifikanter Unterschied zueinander (Abb 5.14; ventral: I:  $0,01 \pm 0,01$  mm; PF:  $0,02 \pm 0,02$  mm, Z:  $0,03 \pm 0,02$  mm; dorsal: I:  $0,03 \pm 0,01$  mm; PF:  $0,05 \pm 0,02$  mm, Z:  $0,03 \pm 0,02$  mm;  $p > 0,05$ , Tukey-Methode).



**Abb 5.15: Spansinterung der Therapiegruppen nach zyklischer Belastung: Mediane mit 95% Konfidenzintervall und Signifikanzen:  $\alpha$ :  $p < 0.05$   $I_{dc}$ -dorsal vs. alle anderen Gruppen dorsal;  $\Phi$  =  $p < 0.05$   $I_{dc}$ -ventral vs.  $I_{dc}$ -dorsal**

Bei den Therapiegruppen fiel ein ausgeprägter Verlust der Spanhöhe nach zyklischer Belastung von dorsal komprimierten Präparaten auf. Dabei war der Anteil der dorsalen Spansinterung signifikant höher als in den anderen Gruppen, aber auch als der ventrale Anteil der gleichen Gruppe (Abb 5.15:  $I_{dc}$ : dorsal:  $0,18 \pm 0,02$  mm, ventral:  $0,03 \pm 0,01$  mm,  $\alpha$ :  $p < 0,05$ , SNK-Methode;  $\Phi$ :  $p < 0,05$ , Tukey-Methode)

## 6 Diskussion

### 6.1 Das Versuchsmodell der stabilisierten Wirbelsäulenfraktur

Mit der hier vorgestellten Methodik gelang es erstmals, eine hohe Parallelität der Boden- und Deckplatten einer Wirbelsäulenfraktur herzustellen. Zusammen mit der hohen Passgenauigkeit des Knochenspans konnte so eine unter Laborbedingungen optimale und reproduzierbare Ausgangssituation geschaffen werden. Zusätzlich konnte durch die Einbringung des Fixateurs interne in eine intakte Wirbelsäule die Reproduzierbarkeit des Versuchsaufbaus weiterhin gesteigert werden. Außerdem gelang es mit hoher Präzision das ventrale Längsband zu erhalten, wie sich in Vorversuchen herausstellte ein wichtiger Zuggurtungs-Faktor, speziell beim dorsalen Kompressionsprinzip. Gegenüber einem Titan-Cage ist der in dieser Arbeit gewählte Knochenspan zwar weniger stabil, aber es gelang dafür jedoch eine außergewöhnlich gute Messung des Interface zwischen Knochenspan und Wirbelkörper. Eine Titan-Cage Endplatte wiederum wird meist mit Spikes in den Wirbelkörper verankert, dies hätte die Perforation und Schädigung der Druckmessfolien zur Folge gehabt.

### 6.2 Die Tekscan-Folienmessungen

Aktuell ist dies die erste wissenschaftliche Arbeit, die eine Druckmessfolie einsetzt, um kontinuierlich die Grenzfläche zwischen einem Knochenspaninterponat und den Wirbelkörper zu untersuchen. Tekscan<sup>®</sup> (South Boston, USA) bietet hierbei Vorteile gegenüber älteren Messmethoden wie zum Beispiel Fuji Film, oder Dehnungsmessstreifen. Bei der klassischen Druckmessfolie von Fujifilm (Prescale<sup>®</sup>) wird die Druckkraft durch die Intensität der Folienvorfärbung sichtbar. Durch semi-quantitative Auswertung sei zwar eine gescannte, digitale, computerisierte Auswertung möglich, jedoch nur die maximale Krafteinwirkung pro Versuch messbar [10], [50], [136]. Die Dehnungsmessstreifen mit ihren anspruchsvollen und temperaturlabilen Auswertungsmethoden stellten wiederum nur indirekte Messmöglichkeiten dar, die nicht di-

rekt an der zu untersuchenden Grenzfläche angebracht werden könnten [23], [28], [17], [58], [136].

Die elektroresistiven Messfolien der neuen Generation erlauben neben der Beantwortung von industriellen, technischen Fragestellungen auch medizinisch wissenschaftliche Anwendungen. In Echtzeit können Kraft und Fläche gleichzeitig aufgenommen werden [10], [50], [136]. Zudem hat man eine höhere Messgenauigkeit der Fläche und der Kraft bei einer höheren Messbreite, ohne die Folie wechseln zu müssen [10], [50]. Die Messgenauigkeit wird in der Literatur mit 1-4% für die Kraft und bis 2-3% für die Fläche angegeben [10]. Zudem kann die Folie wieder verwendet und kann bei Bedarf sogar sterilisiert werden [50], um intravitale Messungen zu erlauben. Verlässliche Auswertungen sind biomechanisch oder klinisch mit diesen Druckmessfolien (I-Scan<sup>®</sup>, Tekscan) zur Evaluation von OP-Methoden gelungen, wie bei Knie-Endoprothesen-Operationen [50] oder Symphysen-Osteosynthesen [96], [98]. In einem Pilotprojekt wurde die Praktikabilität in der Anwendung beim instrumentierten Wirbelfrakturmodell überprüft (siehe 8.1, [97]).

### **6.3 Die bovine Wirbelsäule**

Die großen Vorteile der bovinen Wirbelsäule sind ihre leichte Zugänglichkeit [130], [131], dass sie kaum ethische Fragen aufwerfen [130], dass sie die Gefahr einer chronisch infektiösen Erkrankung minimieren [130], dass sie eine homogenere Knochenqualität als menschliche Wirbelsäulen meist älterer Körperspender aufweisen [26], [49], dass sie eine Dichte vergleichbar mit jungen Erwachsenen besitzen [116], [121], [130], [138], [139] und dass sie eine große anatomische [26], [61] und biomechanische Ähnlichkeit gegenüber der menschlichen Wirbelsäule aufweisen [131], [132]. Zudem sind sie besser für biomechanische Untersuchungen geeignet als die Wirbelsäulen von Schwein und Schaf [61] und sie eigneten sich gut für Ermüdungsversuche [138]. Weiterhin kam es gerade bei humanen Wirbelsäulenpräparaten von älteren Knochenspendern bei biomechanischen Arbeiten mit zyklischer Belastung zu Schraubenlockerungen, was auf eine geringe Knochendichte zurückgeführt wurde [51].

Diese beschriebenen Probleme und Schwierigkeiten kann man mit der Benutzung von bovinen Wirbelsäulen in biomechanischen Arbeiten umgehen, doch gibt auch Einschränkungen. Zwar zeigt eine Zusammenfassung der in der Literatur zu findenden physikalischen Eigenschaften der humanen und bovinen Wirbelsäule in Tab 6.1 einen gemeinsamen Trend, hier im Speziellen das Elastizitäts-Modul und die Druckfestigkeit der bovinen Wirbelsäule, welche gut mit den physikalischen Eigenschaften der humanen Wirbelsäule eines jungen Erwachsenen korrelieren. Doch lassen sich die in dieser Arbeit gewonnenen Ergebnisse nicht einfach auf den Menschen übertragen. Zum einen handelt es sich bei dieser Arbeit um eine *in vitro*, *ex vivo* Testung ohne den umliegenden Weichteilmantel und die Funktion der Muskeln, zum anderen unterscheiden sich die menschliche und die tierische Wirbelsäule um einen gewissen Grad anatomisch, so dass Unterschiede in den Ergebnissen zu erwarten sind [1]. Somit können die Erkenntnisse nur eingeschränkt auf den Menschen übertragen und das Tiermodell nur als eine Vorstufe zu Untersuchungen am Menschen gesehen werden. Ersetzt werden kann das Tiermodell in Zukunft gegebenenfalls durch Kunststoffmodelle. Diese sind heute aber noch sehr kostspielig und bisher noch nicht in größeren Studien verwendet worden.

Tab 6.1:

	Elastizitätsmoduls (MPa)	Druckfestigkeit (MPa)	Deformationsrate (mm/min)	Literatur
Bovine Wirbelsäule	173 ± 97	7,1 ± 3,0	6-60	[121]
Humane Wirbelsäule	83 ± 16	1,3 ± 0,2	0,05-0,4 % s <sup>-1</sup>	[8]
	352 ± 145	2,37 ± 1,14	2 % s <sup>-1</sup>	[11]
		3,97 ± 1,89	6	[25]
		2,14 ± 0,38	0,1	[40]
		2,06 ± 0,16	1	
		3,07 ± 0,37	10	
	1,1 - 428	0,06 – 15		[42]
	22,8 ± 15,5	1,55 ± 1,11	5	[46]

Humane Wirbelsäule	77,7 ± 6,5 J	77,7 ± 6,5 J		
	316,7 ± 226,6	3,29 ± 2,34	1 % s <sup>-1</sup>	[54]
	165 ± 110		0,005 % s <sup>-1</sup>	[60]
	291 ± 113	2,23 ± 0,95	0,1-3 % s <sup>-1</sup>	[69]
	173,8 ± 91,2		0,005	[81]
	344 ± 144	2,02 ± 0,92	0,5 % s <sup>-1</sup>	[82]
	67 ± 7	2,45 ± 0,24	2	[83]
	20 J = ca. 123	20 J = ca. 5,5		
	30 J = ca. 110	30 J = ca. 4		
		6 bei 20 J	4,5	[84]
		2,6 bei 80 J		
		2,55 - 2,83 ± 0,31	2	[85]
		2,55 - 2,83 ± 0,31	2	[85]
	597,9 ± 401,6	10,16 ± 8,916	0,065 % s <sup>-1</sup>	[102]
	10 - 428	0,3 - 15		[121]
		3,10		[127]
		4,25 < 50 J		
		2,54 > 50 J		
Dried, defatted spongy bone	♂ = 55,6 ± 0,7 ♀ = 34,6 ± 0,4 ♂ 14 - 19J = 87 ♀ 14 - 19J = 87 ♂ 20 - 29J = 78 ♀ 14 - 19J = 43	♂ = 4,6 ± 0,3 ♀ = 2,7 ± 0,2 ♂ 14 - 19J = 7,5 ♀ 14 - 19J = 5,9 ♂ 20 - 29J = 6,5 ♀ 14 - 19J = 5,5	0,05	[78]
Trabekulärer Knochen	56,6 ± 9,7 75,6 ± 11,8	4,2 ± 0,6 4,1 ± 0,7	0,001 s <sup>-1</sup> 0,01 s <sup>-1</sup>	[22]

	81,5 ± 8,0 81,2 ± 17,1	5,8 ± 0,7 6,7 ± 0,8	0,1 s <sup>-1</sup> 1 s <sup>-1</sup>	
Finit Elemente	100			[74]
	1000			[141]
Beckenkamm	5 – 282	0,12 – 8,2		[42]
		2,75 - 3,26 20J = 4,8	2	[85]
		2,43 - 16,75	15	[93]
	16790		10 nm/s	[126]
			60	[137]
	106 ± 45	19,0 ± 6,3	35	[140],[142]
Sawbones® #1522-11	47,5	3,9	2,5	[107]
Sawbones® #1522-12	137	5,4	2,5	[107]
bovine BS Low	3,43 ± 2,83		60	[24]
bovine BS High	8,99 ± 2,45		60	[24]
humane BS	6,25 ± 1,11			[31]

J = jährige, ♂ = Männer, ♀ = Frauen, BS = Bandscheibe

In der Tab 6.1: kann die Ähnlichkeit der physikalischen Eigenschaften des Kunstknochenimitats (Sawbones® #1522-12) als Substitut für das Beckenkamm-Interponat mit den humanen Beckenkamm-Knochenangaben nachvollzogen werden. Desgleichen fallen die physikalischen Eigenschaften der instrumentierten Kalbswirbelfrakturmodelle in den Größenbereichen der Wirbelknochenwerte von jungen Erwachsenen bisheriger Literaturstellen. Die verschiedenen operativen Techniken der Stabilisierung mit einem Knochenspaninterponat bei Wirbelfrakturen, welche mit diesem Modell untersucht werden, sind entsprechend auch Verfahren, die fast ausnahmslos bei

jüngeren Patienten Anwendung finden. Bei älteren Patienten mit Wirbelfrakturen werden eher weniger invasive und zementaugmentierte Verfahren bevorzugt.

## 6.4 Die Versuchsreihe

Ziele der operativen Versorgung bei instabilen Wirbelsäulenfrakturen sind, neben der Dekompression und Wiederherstellung der Anatomie, die Stabilisierung und Fixation zur Frühmobilisierung, die Vermeidung einer postoperativen Kyphosierung, die Bewahrung der größtmöglichen Beweglichkeit durch Versteifung möglichst weniger Bewegungssegmente und Minimierung des operationsbedingten Gewebeschadens [7], [14]. In dieser Arbeit wurden eine klinisch übliche Technik der Stabilisierung [43] einer Typ-A3.1-Fraktur mittels eines bisegmentalen Fixateur interne zusammen mit einem ventralen Spaninterponat interkorporell, hier experimentell bestehend aus einem synthetisch hergestellten Spongiosaknochen (Fa. Sawbones Europe AB, Malmö, Schweden), und verschiedener Varianten der Versorgung untersucht. Ziel war es, therapeutische Maßnahmen, wie isoliert dorsale Kompression oder zusätzliche ventrale Kompression über Zusatzimplantate, in ihrer Wirkung der Spanverklebung, miteinander zu vergleichen. Denn nicht immer gelingt es, klinisch einen Knochenspan passgenau mit einer Übergröße zu fertigen, um eine feste „Pressfit“-Verklebung zu erzielen, demnach stellt sich die Frage, was in solchen Situationen empfohlen werden könnte.

In der Literatur gibt es hierzu keine vergleichbaren Arbeiten. Lediglich die Arbeiten von Krödel et al. [73] und Schultheiss et al. [112] haben in Ansätzen ähnliche Untersuchungsmethoden wie die hier vorgestellten.

Doch in beiden Publikationen werden keine zyklischen Ermüdungsbelastungen durchgeführt, welche im klinischen Alltag die Mobilisation und Belastung nach einer Wirbelsäulenoperation simulieren. Zudem ist dies der erste Einsatz von elektrosensitiven Druckmessfolien (I-Scan<sup>®</sup>, Tekscan) *ex vivo* im Versuchsmodell der dorso-ventralen Spondylodese nach partieller Korpektomie am thorakolumbalen Übergang. Zwar gibt es andere Arbeiten mit Tekscan-Folien als Messmethode in Wirbelsäulen, doch dabei wird das Interface bei implantatstabilisierten Polyethylen-Kunststoffblöcken [21], bei Belastungen der Facettgelenke [89], [136] oder interkor-

porellen Schraubimplantate, nach zyklischer Belastung lumbal [75] untersucht. Hieraus ergibt sich, dass unsere Versuche einen innovativen Ansatz zur Untersuchung der Material/Gewebegrenzflächen darstellen.

### 6.4.1 Das Loadsharing

Es gibt mehrere wissenschaftliche Arbeiten, die den Versuch unternommen haben, die Lastverteilung in der Wirbelsäule zu untersuchen. Die Methoden zu deren Ermittlung unterscheiden sich beträchtlich.

Brodke et al. [21] ermittelte die Lastverteilung verschiedener ventraler Stab- und Platten-Implantate und verglich diese mittels Tekscan-Sensoren an Polyethylen-Blöcken untereinander. Dabei wurde festgestellt, dass je nach Implantat 63-89% der Last von dem Wirbelkörper getragen wurde.

Chang et al. [23] untersuchte zwei verschiedene ventrale Implantate an einem humanen Korpektomiemodell, in welches ein lastmessender Cage eingeführt wurde. Bei einer axialen Kompression von 500 N beträgt demnach die Graft-Kompression 224 N, bzw. 237 N, dies entspricht einem Loadsharing von 45 % bzw. 47 %.

Craven et al. [27] implantierte Fixateur interne mit unterschiedlich dicken Längsstangen in Hunden und fand heraus, dass das Loadsharing der ventralen Säule, hier ermittelt über die Messung von Steifigkeiten, über die Zeit zunahm, nach einem Zeitraum von 24 Wochen bei 4,76 mm Stangen-Durchmesser von 71 % auf 90 %, und bei 6,35 mm Durchmesser von 57 % auf 74 %. Außerdem wurde die Fusionsrate durch die Rigidität des Fixateur-Wirbelsäulen-Konstruktes beeinflusst. Hierbei postulieren die Autoren das Optimum bezogen auf das Loadsharing ventral zwischen ca. 65% und 90%.

Cripton et al. [28] verwendeten eine Drucksonde innerhalb der Bandscheibe und Dehnungssensoren in beiden Längsstangen des Fixateur interne, um die Lastverteilung zu ermitteln. Dabei stellte sich heraus, dass in Flexion 86,5 % der Last über die Bandscheibe und den Fixateur als verbundene Einheit, 8,7 % als Kraft-Momente über den Fixateur interne dorsal, 5 % über den die dorsale Säule und 0,4 % über andere Strukturen abgeleitet werden.

Duffield et al. [35] führte eine Finite-Elemente-Studie durch und ermittelte, dass bei einer dorsalen Instrumentierung mit 6,35 mm dicken Stangen 77-80 % der Last über die ventrale, gesunde Säule abgeleitet wurde. Bei 4,76 mm dicken Stangen am dorsalen Implantat waren es schon 90%.

Eysel et al. [39] beziffern die Lastverteilung zu 2/3 also 67% auf die ventrale Säule. Dies ändere sich bei einer rein dorsalen Versorgung, dabei werden etwa 90% der Last durch die dorsale Säule mit Implantat (Fixateur interne) getragen.

Harms et al. [47], [48] führen ein Loadsharing von 80% über die ventrale und 20% über die dorsale Säule an, bei intakter Wirbelsäule und bei Spondylodesen mit monosegmentalen dorsalem Fixateur, ventralem single rod und ventralem Grafting. Wo hingegen ein reines dorsales Implantat unter Distraction 90 % und die ventrale Säule nur 10 % der Last tragen [48].

Harris et al. [49] verglichen zwei ventrale Implantate (ALPS Anterior Locking Plate System und Anterior Thoracolumbar Locking Plate System) an bovinen thorakolumbalen Wirbelsäulen miteinander, in denen nach durchgeführter Korpektomie ein künstliches Interponat aus Harz mit integrierten Dehnungssensoren eingesetzt wurde. Sie fanden heraus, dass mit dem Einsatz der ventralen Implantate die Last auf dem Span um 23% bzw. 64% (ALPS, Synthes Plate) abnimmt, verglichen mit der Situation ohne Implantat. Dieser Effekt konnte durch die Lösung der kaudalen Schrauben wieder aufgehoben werden, was einem dynamisierten Implantat entspricht.

Nachemson [87] gibt an, dass etwa 10-15% der Last im Stehen über die dorsalen Elemente getragen werden, komplementär werden 85-90% von der ventralen Säule getragen.

Rohmann et al. [103] können das Loadsharing nicht direkt beziffern, weisen aber darauf hin, dass ein distrahiertes Implantat mehr Last trägt, als ein komprimiertes. Auch wirken *in-vivo* vor allem Flexionskräfte bis zu 100 Nm auf die Wirbelsäule. Selbst in Extensionsstellung der Probanden wird die Last durch die ventrale Säule getragen, womit der vorderen Säule eine außerordentlich wichtige Funktion zu Teil wird. Auch werden extensive Kräfte nur *in-vitro* auf Fixateur interne ausübt, *in-vivo* ist dies nicht zu beobachten.

Stoltze et al. [120] verweisen darauf, dass die auf die Wirbelsäule einwirkende Kraft zu 80% von der ventralen Säule und zu 20% von der dorsalen Säule getragen wird.

Bei anhaltendem ventralem Defekt trotz dorsalem Implantat ließen sich unter anderem dadurch ein Materialversagen oder Pseudoarthrosen erklären.

White et al. [128] geben an, dass die meiste Last über die Bandscheiben abgeleitet wird und nur etwa 8% über die Facettgelenke.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass in einer intakten Wirbelsäule etwa 80% der Last über die ventrale und 20% über die dorsale Säule abgeleitet werden. Bei instrumentierten Wirbelsäulen werden stark abweichende Werte angeführt, von einem 90%igem-Loadshare über das ventrale oder dorsale Implantat bis hin zu einem Loadshare von 10 % über das dorsale Implantat, je nachdem wo die Kontinuität der lasttragenden Struktur besteht. So ist besonders hervorzuheben, dass bei Unterbrechung der physiologisch führenden ventralen, lasttragenden Säule die meiste Last nunmehr durch das dorsale Implantat übernommen werden muss.

Die Werte der Lastverteilung über die vordere Säule in unseren Versuchen fügen sich hier sehr gut ein (I: 47%; PF: 60%; Z: 60 %; I<sub>dc</sub>: 21 %; I<sub>vc</sub>: 48 %). Möchte man mit einer Spondylodese physiologische Loadsharewerte erreichen, so gelingt dies nach unseren Ergebnissen am Besten mit einem übergroßen Span (PF-Gruppe), dadurch dass die ventrale lasttragende Säule am besten wieder hergestellt ist. Von den Lastverteilungswerten leicht vermindert zeigten sich die I- und I<sub>vc</sub>-Gruppe, jedoch ohne signifikanten Unterschied. Lediglich in der I<sub>dc</sub>-Gruppe erwies sich ein signifikant niedrigeres Loadshare. Hier ist die dominant lasttragende Säule nicht mehr die ventrale, sondern die dorsale Säule. Wieviel über die Facettgelenke und wieviel vom Fixateur intern getragen wird, konnte in dieser Arbeit nicht unterschieden werden. Festzuhalten ist, dass diese Versorgungsart am stärksten von der physiologischen Lastverteilung abweicht und eventuell dadurch eine physiologische Belastung des Knocheninterponats zur Begünstigung der Einheilung verhindert. Auch in der Literatur wird logisch angeführt, dass eine dorsale Kompression die Lastverteilung in diesem Sinne verändern würde [103]. Erklärungsversuche über Kraftvektoreinwirkungen legen nahe, dass durch die Kompression das Winkelgefüge in Richtung einer Lordose verändert und eine mittig angelegte Kompression folglich eher nach dorsal abgeleitet wird. Ob dies auch *in-vivo* der Fall ist, bleibt unklar.

Eine Kyphosierung zum Ausgleich der durch dorsale Kompression entstehenden Kontaktverluste am Span [73] muss jedoch aufgrund der notwendigen Frakturposition generell abgelehnt werden.

Bezogen auf die Aussage von Craven et al. [27], mit einem Fusionsoptimum bei einem Loadshare von 60-90% über die ventrale Säule, gelingt dies in unseren Versuchen lediglich mit der Technik der Pressfit-Gruppe, um ein Loadshare von 60% zu erreichen. Alle weiteren Gruppen bleiben darunter.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass ohne einen ventralen Span überhaupt kein Loadsharing ventral stattfinden würde [44], einfacher ausgedrückt: das keine physiologisch dominierende Lastübertragung ventral abgeleitet würde, sondern die Gesamtlast über die dorsalen Strukturen und Implantate verlaufen würde. Daher ist ein zusätzliches ventrales Interponat empfehlenswert, zum Beispiel durch ein Knochenspantransplantat, wenn die Tragfähigkeit der ventralen Säule durch traumatische Destruktionen kompromittiert ist. Von den verschiedenen Arten der Sicherung eines ventralen Spaninterponats ist nach den hier vorgestellten Ergebnissen die Versorgung mit einem Ein-Millimeter-übergroßen Graft die einfachste Methode. Sollte der Span bei einem Eingriff zu klein geraten sein (entsprechend der I-Gruppe), so sollte ein zusätzliches ventrales Implantat unter Kompression eingesetzt werden. Eine zusätzliche dorsale Kompression bei zu kleinem Span wäre aufgrund der asymmetrischen Geometrie bezüglich der Lastverteilung nicht empfehlenswert. Zusätzlich könnte eine dorsal zu hohe Kompression die Bruchfestigkeit des Knochenspans überschreiten und birgt die Gefahr der Knochenspanfraktur, was eine Pseudoarthrose begünstigen kann.

#### **6.4.2 Die Spankompression und Spankontaktfläche vor und nach zyklischer Belastung.**

Es gibt in der Literatur nur wenige Referenzen über die Kraft- und Flächenverhältnisse am Graft [21], [23], [25], [49], [73], [112] und von denen keine für diesen Abschnitt vergleichbaren nach zyklischer Belastung.

Die Resultate der Druckmessfolie (in Kurzform in Tab 6.2 und ausführlich in 5.1) zeigen, dass die Baselinewerte der I-Gruppen ( $I$ ,  $I_{dc}$ ,  $I_{vc}$ ) auf einem gleichen Niveau, und nur die der PF- und Z-Gruppe signifikant höher liegen. Dieser Unterschied kann, zumindest für die Spankompressionskraft, durch die Manipulation über die Implantate in beiden Therapiegruppen ( $I_{dc}$ ,  $I_{vc}$ ) ausgeglichen werden. Bezüglich der Kontaktflä-

che vergrößert sich diese verglichen zur Baseline nur bei der  $I_{vc}$ -Gruppe signifikant durch die Kompression, wohingegen sie sich bei der  $I_{dc}$ -Gruppe sogar verringert. Daraus kann man eine bedeutend bessere Ausgangssituation der  $I_{vc}$ -Gruppe vor der zyklischen Belastung gegenüber der  $I_{dc}$ -Gruppe ableiten. Die sich nun anschließende zyklische Flexionsbelastung bewirkt einen Abfall sowohl der Spankompression, als auch der Spankontaktfläche in allen Gruppen, außer in der  $I_{dc}$ -Gruppe.

Die  $I_{dc}$ -Gruppe hat hier eine Sonderstellung inne, da sie zum einen kaum Kompressionskraft verliert und *anscheinend* sogar an Kontaktfläche hinzugewinnt. Eine mögliche Erklärung hierfür ist, dass die Kontaktfläche wegen des zu kleinen Spans, zusammen mit der exzentrischen Kompression über das dorsale Implantat, zunächst signifikant nach hinten wandert - was durch die Flächenverteilung zur Phase der Kompression angezeigt wird (5.1.4) - und erst durch die zyklische Belastung wieder nach ventral wandert und die Kontaktfläche danach insgesamt zunimmt. Zustande kommt dies durch eine zu hohe punktuelle Belastung auf dem dorsalen Anteil des Spans, welcher auch, verglichen mit allen anderen Gruppen (siehe 5.3.1), signifikant mehr sintert. Diese Sinterung der dorsalen Anteile des Spans ermöglicht eine bessere Anpassung des Interponats an die Wirbelkonfiguration und Lordosierungsstellung, was sich wiederum in der vergrößerten Kontaktfläche beim Versuchsabschluss äußert. Interessanterweise zeigte die globale Betrachtung der  $I_{dc}$ -Gruppe, dass der kompressionsbedingte exzentrische Kontaktflächenabfall nach der zyklischen Belastung überwiegt und nicht durch die sinterungsbedingte Spananpassung kompensiert wird (Tab 6.2).

Anders stellte sich die Lage bei der  $I_{vc}$ -Gruppe trotz Ermüdungsbelastung dar. Dort lag der Kontaktflächenwert beim Versuchsende weiterhin über dem der entsprechenden Baseline, so dass die implantatinduzierte Spankontaktflächenzunahme der Kompression bestehen blieb.

Ein Vergleich der Abschlusswerte (Take out) der Kompressionskraft und Kontaktfläche zeigten signifikante Unterschiede zur I-Gruppe in den Basisgruppen. Die Therapiegruppen zeigen, anders als zur Baseline-Phase, nun einen signifikanten Unterschied zur I-Gruppe und können somit, unter dem Vorbehalt der experimentellen Erkenntnis, als erfolgreiche Therapieoptionen eines zu kleinen Spans eingestuft werden. Von den „Rettungsmaßnahmen“ bei zu „kurzen“ Spänen erscheint die *dorsale* Kompression über den Fixateur interne als nicht optimal, um eine gute Kontaktfläche nach Ermüdungsbelastung aufrecht zu erhalten. Sie scheint nach diesen Versuchen

sehr exzentrisch und geometrisch verzerrend zu wirken. Das ist einer von mehreren Gründen, warum von denen hier vorgestellten möglichen Therapiemaßnahmen die zusätzliche Versorgung mit einem ventralen Implantat unter Kompression empfohlen werden kann. Erstens gelang es in der  $I_{vc}$ -Gruppe bedeutend besser, eine gewünschte Kompressionsfläche zu ermöglichen bei noch respektabler Kompressionskraft. Zweitens bedarf es keines weiteren operativen Eingriffs von dorsal um den Fixateur interne über seine Längsstangen zu komprimieren. Drittens könnte so die von machen Autoren angeführte eventuelle Problematik des Zuggurtungsverlustes durch ein instabiles oder nachgebendes ventrales Längsband umgangen werden [73] und viertens war die ventrodorsale Kraft- und Flächenverteilung der  $I_{vc}$ -Gruppe signifikant ausgeglichener als bei der  $I_{dc}$ -Gruppe (5.1.4).

Einer möglichen Stressshielding-Funktion [6], [99] des ventralen Implantats, d.h. eine zu hohe Lastübertragung über das Implantat als möglicher Grund für eine Pseudoarthrose, wirkt die primäre Kompression, wie unsere Lastverteilungsergebnisse vorweisen, entgegen. Ein Knochenspan müsste fakturieren oder in die Boden- oder Deckplatte einsintern, damit das ventrale Implantat mehr Last tragen würde, um ein Stressshielding zu erreichen. Eine isoliert dorsale Kompression verschlechtert sogar das Loadshare nach den hier vorgestellten Ergebnissen und erhöht dadurch das Stressshielding, speziell im ventralen Anteil des Spans, signifikant gegenüber der I- und  $I_{vc}$ -Gruppe, ein Zustand, der das Knochenwachstum stark negativ beeinflussen könnte oder gar zur Atrophie führen würde.

Der bedeutend niedrigere Spankompressionskraftverlust der Z-Gruppe im Bezug zu den anderen Basisgruppen ist ein Hinweis darauf, dass die Bandscheibe bei der zyklischen Belastung an Rückstellkräften verliert, obwohl mit der Messung der Take out Werte länger als 30 Sekunden gewartet wurde, um so mögliche viskoelastische Kräfte zu minimieren [12]. Bei der Kontaktfläche zeigt sich dieses Phänomen nur als Trend zur PF-Gruppe, ohne nachweisbare Signifikanz. Bei den Therapiegruppen sind die geringeren Verlustgrößen der Spankompression und Kontaktfläche Zeichen der erfolgreichen Therapie. Bei beiden Therapieoptionen gelang es prozentual, den Verlust gegenüber der I-Gruppe signifikant zu verringern.

**Tab 6.2 Kurzfassung der Spankompression und Spankontaktfläche in Relation zur Ausgangssituation der Baseline bzw. der Kompression:**

<b>Phasen / Gruppen</b>	<b>I</b>	<b>PF</b>	<b>Z</b>	<b>I<sub>dc</sub></b>	<b>I<sub>vc</sub></b>
<b>Spankompression</b>					
Baseline	72 N	200 N	165 N	75 N	60 N
Kompression				197 N	201 N
Gewinne in Rel. zur B.				+ 163 %	+ 235 %
Take out	36 N	129 N	145 N	186 N	166 N
Verluste in N in Rel. zur B. bzw. Komp.	36 N	71 N	20 N	11 N	35 N
Verluste in % in Rel. zur B. bzw. Komp.	-50 %	-34 %	-12 %	-4 %	-17 %
<b>Kontaktfläche</b>					
Baseline	63 %	82 %	82 %	66 %	66 %
Kompression				55 %	84 %
Gewinne/Verluste in % in Rel. zur B.				-17 %	+27 %
Take out	46 %	73 %	77 %	62%	74 %
Verluste/Gewinne in rel. zur B. bzw. Kompr.	-27 %	-11 %	-6 %	+13 %	-11 %

B. = Baseline; Kompr. = Kompression, Rel. = Relation

### 6.4.3 Der Knochenspan

Die in dieser Arbeit genutzten synthetischen Knocheninterponate sollten eine konstante Beschaffenheit haben, um die Reproduzierbarkeit und Vergleichbarkeit zu erhöhen. Deshalb wurden für diese Versuche die Knochenimitate von Sawbones® (#1522-12, siehe 4.2.5) verwendet. Diese haben vor allem gleich bleibende und vergleichbare physikalische Eigenschaften, sowohl der jungen menschlichen, als auch der bovinen Wirbelsäule (Tab 6.1). Außerdem lassen sich die Knochenimitate bestens verarbeiten, was zu einer experimentellen Passgenauigkeit in unseren Versu-

chen von etwa 0,1 mm führte. Die hohe Passgenauigkeit lässt sich an der Tab 4.1 ablesen.

Hieraus resultiert die Erkenntnis, dass nach Möglichkeit ein Span mit Übergröße verwendet werden sollte, da dieser eine signifikant höhere Kompressionskraft als ein passgenauer Span hervorrufen kann. Bezogen auf einen zu kleinen Span (Isofit), sollte dieser mit einem ventralen Implantat unter Kompression verstärkt werden, um einer signifikant höheren dorsalen Spansinterung der  $I_{dc}$ -Gruppe nach der zyklischen Belastung und den damit vergesellschafteten Komplikationen vorzubeugen.

#### 6.4.4 Die zyklische Belastung

Die zyklische Belastung diente dazu, einen kurzen postoperativen Zeitraum mit Mobilisation eines Patienten zu simulieren. Die verhältnismäßig niedrige Zykluszahl wurde gewählt, um die Versuchsdauer (ca. 30 min) kurz zu halten und dadurch biologische Umbauprozesse zu minimieren [70]. Die dabei gewählte Zyklusfrequenz von 0,06 Hz ist zwar verglichen mit anderen Arbeiten eher niedrig, da diese Frequenzen bis zu 5 Hz anwenden [117], kann aber eher als physiologisch angesehen werden. Hinzu kommt, dass es ca. 30 Sekunden dauern würde, bis alle viskoelastischen Effekte abklingen würden [12].

Die repetitive exzentrische Belastung von ca. 66 Nm scheint im Bezug zu anderen Arbeiten, die Belastungen zwischen 3-18 Nm einsetzen [13], [15], [21], [23], [28], [33], [34], [37], [41], [51], [57], [110], [112], [133], [136], relativ hoch, doch theoretisch können in der Wirbelsäule Flexions-Momente bis zu 100-200 Nm [45], [103] im Menschen auftreten. Andere Autoren haben sogar mit noch höheren Belastungen bis 102 Nm gearbeitet [3]. Auch liegen die maximal gemessenen Kompressionskraftwerte bei ca. 800-1000N, welche bereits bei Mobilisationsübungen an Patienten postoperativ gemessen wurden [104]. Zudem eignete sich eine hohe Belastung hervorragend, um in kurzer Zeit interessante Veränderungen, was die Kompressionskraft und Kontaktfläche betraf, hervorzurufen.

Ein weiterer wichtiger Aspekt, der berücksichtigt wurde, ist die Konditionierung unserer Präparate zu Beginn jeglicher Belastungszyklen. Die Arbeit von Dhillon et al. [31] zeigte, dass eine Konditionierung mit drei Zyklen ausreichend ist, um die physiologi-

sche Überschwellung der Bandscheibe bei Lagerung ohne physiologischer Belastung auszugleichen.

#### **6.4.5 Die Bandscheibe**

Die Z-Gruppe ist entwickelt worden, um die Funktion der mitüberbrückten Bandscheibe besser verstehen zu können. Ein ausgeräumtes, mit Technovit 3040 ausgegossenes Bandscheibenfach gilt bei den angewendeten Kräften als steif, unnachgiebig und kann deshalb bei der Zuordnung der Wirbelsäulengesamtsinterung vernachlässigt werden. Die noch stattfindende Sinterung der Wirbelsäule findet vor allem in dem nachgiebigsten Material in der Wirbelsäule statt - den beiden noch verbliebenen Bandscheiben. Der experimentelle Sinterungsvergleich dieser zwei Gruppen Z und PF, welche sich nun durch die Nachgiebigkeit der im Fixateur mitüberbrückten Bandscheibe unterscheiden, ermöglichte die rechnerische Ermittlung der Bandscheibensinterung innerhalb des Fixateurs (näheres 4.2.7.2 und 5.2.2). Der dabei ermittelte signifikante Unterschied spricht dafür, dass trotz Fixateur interne noch weiterhin Kräfte über die Bandscheibe abgeleitet werden und dass der signifikant höhere Kompressionsverlust der PF-Gruppe in Bezug zur Z-Gruppe nach zyklischer Belastung zum Großteil der Bandscheibe zugesprochen werden kann.

Die belastungsabhängige Sinterung auf Höhe des mitüberbrückten Diskus (im Mittel 0,4 mm) wird jedoch eine unmittelbare Auswirkung auf jede Verspannung des eingefalzten Spans haben: Ein eins zu eins gewählter Span (I = Isofit Gruppe) wird dadurch rechnerisch zu klein und infolgedessen bei Belastung weiter an Kompressionskraft und Kontaktfläche verlieren. Ein Span mit Einmillimeter-Übergröße (PF = Pressfit) wird an Kompressionseffekt verlieren, besitzt jedoch noch Reserveübergröße um eine ausreichende Verklemmung und dadurch Kompressionskraft und Kontaktfläche beizubehalten. Dieses experimentell offenbarte Phänomen kann ein Grund für die Ausbildung von späteren Pseudoarthrosen in klinischen Verläufen sein.

## 6.5 Ausblick

Ich konnte durch dieses experimentelle Modell erstmalig Daten zur Grenzschicht-Interaktion zwischen Spaninterponaten und Wirbelkörpern erfassen. Die daraus gewonnenen Erkenntnisse ermuntern zur Fortführung dieser Versuche zwecks Klärung von weiteren Aspekten. Zum Beispiel könnten die Versuche nun an humanen Wirbelsäulen vorgenommen werden, um die bisherigen Erkenntnisse auf humane Modelle zu übertragen oder zu verifizieren. Dies ist zunächst *in-vitro* und später auch *in-vivo* denkbar. Die verwendeten Druckmessfolien (I-Scan<sup>®</sup>, Tekscan) sind für sterilen Gebrauch zugelassen, so dass eine Anwendung intra-operativ, eventuell mit einem zusätzlichen sterilen Folienüberzug, denkbar wäre, um Kompressionen oder Kontakte von Knochentransplantaten zu überprüfen.

Weitere technisch mögliche Stabilisierungsvarianten könnten durch andere Versuche untersucht werden. Statt eines bisegmentalen dorsalen Fixateur interne, könnte ein monosegmentales Implantat dorsal oder ventral verwendet werden. Dabei würde der negative Effekt der mitüberbrückten Bandscheibe vermieden werden. Eine andere Option besteht in der zusätzlichen dorsalen Schraubenbesetzung des Frakturwirbels (Länge der Schrauben bis zum Frakturdefekt) in einem klassischen bisegmentalen Fixateur interne-Konstrukt. Dadurch könnte gegebenenfalls die Spankompression unabhängig von den Weichteilen erhalten bleiben.

Insgesamt lässt sich das untersuchte Modell weiter ausbauen und auf die Kinematik ausweiten. Künftige Forschungsergebnisse auf diesem Gebiet könnten das Wissen über die Grenzschicht von Interponaten, Transplantaten oder Implantaten erweitern und damit letztlich durch klinische Anwendbarkeit die Behandlungsergebnisse von Patienten verbessern.

## 7 Verzeichnisse

### 7.1 Abbildungsverzeichnis

Abb 3.1: Transpedikuläre Schraubenorientierung modifiziert nach [71]	21
Abb 3.2: Eigenschaften der drei Verletzungsmuster: a) Typ A, Kompressionsverletzung; b) Typ B, Distraktionsverletzung bei Flexion; c) Typ B, Distraktionsverletzung bei Hyperextension; d) Typ C, Rotationsverletzung; modifiziert nach [79]	23
Abb 4.1: Bogenwurzellokalisierung an der BWS links und LWS rechts: a Rückansicht, b Querschnitt, c Seitenansicht [36]	25
Abb 4.2: Seitenansicht einer lumbalen bovinen Wirbelsäule, bestehend aus vier Bewegungssegmenten mit USS-Fixateur a) ohne Nut und Span; b) Röntgenbild mit einem Berstungsfraktur äquivalenten, einer einliegendem Messfolie und Span	26
Abb 4.3: Bovine Wirbelsäule mit aufgepickter Sägelehre	27
Abb 4.4: Bovine Wirbelsäule mit artifiziellem knöchernen Defekt entsprechend der Defektzone eines inkompletten Berstungsbruchs (A3.1)	27
Abb 4.5: Tekscanaufnahme am Beispiel einer zyklischen Belastung, 1) 2-D-Isobarenansicht, 2) Graph. Darstellung der Kraft (Rohdaten, noch unkalibriert) vs. Zeit (s), 3) Graph. Darstellung der Fläche (mm <sup>2</sup> ) vs. Zeit (s)	28
Abb 4.6: Seitenansicht einer lumbalen bovinen Wirbelsäule mit gesetzter Typ A3.1 Fraktur bei liegendem Fixateur interne; a) mit entfernter Bandscheibe, b) das Bandscheibenfach wurde mit Technovit (Knochenzement) aufgefüllt, bei eingeführter Druckmessfolie und Span	30
Abb 4.7: Versuchsablauf, blauer Teil: Vorbereitung, grüner Teil: Durchführung des Versuchs; die ← weisen auf die Messpunkte der Kompressionskraft (N) und der Kontaktfläche (mm <sup>2</sup> ) hin	31
Abb 4.8: Posterior TeleFix Schraube, Ø 7,0mm, Länge 40mm	32
Abb 4.9: Anterior TeleFix Schraube, Ø 7,0mm, Länge 30 mm	32
Abb 4.10: TeleFix mit Bohrschablone	32
Abb 4.11: Zementeinbettung der Wirbelsäule mit Dosenlibelle	33

Abb 4.12: Ausschnitt aus Tekscan, 10-Punkt-Kraftstufenkurve mit einer theoretischen Regressionskurve	34
Abb 4.13: Kalibrierung der Folie auf einem einzementierten Wirbelkörper	35
Abb 4.14: a) Sawbones®, b) Balsaholz	36
Abb 4.15: Loadsharing mit $F_{\text{gesamt}} = -F_{\text{span}} + F_{\text{hs}} + F_i$	38
Abb 4.16: Wirbelsäule mit TeleFix in exzentrische Belastungsvorrichtung	40
Abb 4.17: Prüfungsablauf mit Konditionierung und 100 Zyklen Belastung	42
Abb 4.18: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus. a) PF-Gruppe mit drei intakten Bandscheiben (1-3), b) Z-Gruppe mit zwei intakten (1-2) und einer durch Zement (Z) ersetzten Bandscheibe	42
Abb 4.19: Bovines einzementiertes Bewegungssegment bestehend aus Wirbelkörper-Bandscheibe-Wirbelkörper bei der zyklischen Belastung als Einzeltest zur Überprüfung der Bandscheibensinterung	43
Abb 4.20: Tekscanaufnahme einer zyklischen $I_{dc}$ -Belastung, 1) 2-D-Isobarenansicht, rechts im Bild ventraler Anteil des Spans (rote Box), links im Bild dorsaler Anteil des Span (grüne Box), 2) Graph. Darstellung der Kraft (Rohdaten, rot ventraler Anteil, grün dorsaler Anteil) vs. Zeit (s), 3) Graph. Darstellung der Fläche ( $\text{mm}^2$ , rot ventraler Anteil, grün dorsaler Anteil) vs. Zeit (s)	44
Abb 5.1: Loadsharing-Mittelwerte der Basisgruppen mit SD (kein signifikanter Unterschied)	46
Abb 5.2: Loadsharing-Mittelwerte der Therapiegruppen mit SD und Signifikanzen: $\alpha = \text{sig. zu I und } I_{vc}$ , ( $p < 0,05$ )	46
Abb 5.3: Kraft-Mittelwerte der Basisgruppen mit SD und Signifikanzen: $\alpha = \text{sig. zu PF und Z der Baseline } p < 0,05$ ; $\delta = \text{Signifikant zu PF und Z des Take out, } p < 0,05$	47
Abb 5.4 Kraft-Mittelwerte der Therapiegruppen mit SD und Signifikanzen: $\beta = \text{sig. zu } I_{dc} \text{ bzw. } I_{vc} \text{ der Baseline } p < 0,001$ ; $\delta = \text{Signifikant zu } I_{dc} \text{ und } I_{vc} \text{ des Take out, } p < 0,05$	48
Abb 5.5: Spankompressionskraftverlust-Mittelwerte der Basisgruppen in Prozent zur Baseline der einzelnen Gruppen mit SD und Signifikanzen: $\alpha = \text{sig. zu Z}$ ; $\sigma = \text{sig. Abfall } p < 0,001$ ; $\zeta = \text{sig. Abfall } p = 0,004$	49
Abb 5.6: Spankompressionskraftverlust-Mittelwerte der Therapiegruppen in Prozent zur Baseline bzw. Kompression der einzelnen Gruppen mit SD	

- und Signifikanzen:  $\alpha$  = sig. zu I;  $\sigma$  = sig. Abfall  $p < 0,001$ ;  $\zeta$  = sig. Abfall  $p = 0,004$ , n.s. = nicht signifikant 49
- Abb 5.7: Prozent der maximalen Kontaktflächen-Mittelwerte der Basisgruppen mit SD und Signifikanzen:  $\alpha$  = sig. zu PF und Z der Baseline ( $p < 0,05$ );  $\delta$  = sig. zu PF und Z des Take out ( $p < 0,05$ ) 50
- Abb 5.8: Prozent der maximalen Kontaktflächen-Mittelwerte der Therapiegruppen mit SD und Signifikanzen:  $\epsilon$  = sig. zu  $I_{dc}$  der Baseline ( $p = 0,024$ );  $\gamma$  = sig zu  $I_{vc}$  der Baseline ( $p = 0,013$ );  $\alpha$  = sig.  $I_{dc}$ -Komp. vs.  $I_{vc}$ -Komp. ( $p < 0,05$ );  $\delta$  = sig. zu  $I_{dc}$  und  $I_{vc}$  des Take out ( $p < 0,05$ ) 51
- Abb 5.9: Spankontaktflächenverlust-Mittelwertepaare in Prozent zur Baseline der einzelnen Gruppen mit SD und Signifikanzen:  $\alpha$  = I sig. zu PF und Z;  $\rho$  = sig. Abfall  $p < 0,018$  52
- Abb 5.10: Spankontaktflächenverlust-Mittelwertepaare in Prozent zur Baseline bzw. Kompression der einzelnen Gruppen mit SD und Signifikanzen:  $\rho$  = sig. Abfall  $0,018 \geq p \geq 0,001$ ;  $\pi$  = sig. Anstieg  $p = 0,004$ ,  $\alpha$  = sig. zwischen den Gruppen  $p < 0,05$  53
- Abb 5.11: Sinterungsmittelwerte der Basisgruppen mit SD und Signifikanzen:  $\alpha$  = sig. zu I und PF,  $p < 0,05$  SNK 54
- Abb 5.12: Sinterungsmittelwerte mit SD und Signifikanz:  $\alpha$  = sig. zu I 55
- Abb 5.13: Bandscheibensinterung innerhalb und außerhalb des Fixateurs und einer einzelnen Bandscheibe mit SD und Signifikanz:  $\mu$  = sig. zu BS außerhalb ( $p < 0,001$ ) 56
- Abb 5.14: Spansinterung der Basisgruppen nach zyklischer Belastung Mediane mit 95% Konfidenzintervall ohne signifikante Unterschied 57
- Abb 5.15: Spansinterung der Therapiegruppen nach zyklischer Belastung: Mediane mit 95% Konfidenzintervall und Signifikanzen:  $\alpha$ :  $p < 0,05$   $I_{dc}$ -dorsal vs. alle anderen Gruppen dorsal;  $\Phi$  =  $p < 0,05$   $I_{dc}$ -ventral vs.  $I_{dc}$ -dorsal 58

## 7.2 Abkürzungsverzeichnis

♀	Frauen
♂	Männer
BS	Bandscheibe
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
d.h.	das heißt
E-Modul	Elastizitätsmodul, engl. Young's modulus
FA.	Firma
graph.	graphisch/e
I, Isofit	Isofit-Gruppe, Span mit passgenauem Span zum Nutmaß
I <sub>dc</sub> ,	Isofit und dorsale Kompressions-Gruppe
I <sub>vc</sub>	Isofit mit ventralem TeleFix und ventraler Kompressions-Gruppe
J	Jährige/r
N	Newton
Nm	Newtonmeter
n.s.	nicht signifikant/e
PF, Pressfit	Pressfit-Gruppe, Span mit einem Millimeter über Nutmaß
sig.	signifikant/e
sog.	sogenannt/e
vs.	versus
Z, Zement	Zement-Gruppe, Bandscheibe kaudal des Knochenspanns, innerhalb des bisegmentalen Fixateur interne mit Zement ersetzt

### 7.3 Literaturverzeichnis

1. Abe E, Nickel T, Buttermann GR, Lewis JL, Transfeldt EE (1999) The effect of spinal instrumentation on lumbar intradiscal pressure. *Tohoku J Exp Med* 187:237–247
2. Abumi K, Panjabi MM, Duranceau J (1989) Biomechanical evaluation of spinal fixation devices. Part III. Stability provided by six spinal fixation devices and interbody bone graft. *Spine* 14:1249–1255
3. Adams MA, Hutton WC, Stott JR (1980) The resistance to flexion of the lumbar intervertebral joint. *Spine* 5:245–253
4. Aebi M, Etter C, Kehl T, Thalgott J (1987) Stabilization of the lower thoracic and lumbar spine with the internal spinal skeletal fixation system: Indications, techniques, and first results of treatment. *Spine* 12:544–551
5. Aebi M, Etter C, Kehl T, Thalgott J (1988) The internal skeletal fixation system. A new treatment of thoracolumbar fractures and other spinal disorders. *Clin Orthop Relat Res* 233:30–43
6. Akamaru T, Kawahara N, Sakamoto J, Yoshida A, Murakami H, Hato T, Awamori S, Oda J, Tomita K (2005) The transmission of stress to grafted bone inside a titanium mesh cage used in anterior column reconstruction after total spondylectomy: a finite-element analysis. *Spine* 30:2783–2787
7. Alpantaki K, Bano A, Pasku D, Mavrogenis AF, Papagelopoulos PJ, Sapkas GS, Korres DS, Katonis P (2010) Thoracolumbar Burst Fractures: A Systematic Review of Management. *Orthopedics* 33:422–429
8. Augat P, Link T, Lang TF, Lin JC, Majumdar S, Genant HK (1998) Anisotropy of the elastic modulus of trabecular bone specimens from different anatomical locations. *Med Eng Phys* 20:124–131
9. Aumüller G (2010) *Anatomie*, 2nd edn. Duale Reihe. Thieme, Stuttgart
10. Bachus KN, DeMarco AL, Judd KT, Horwitz DS, Brodke DS (2006) Measuring contact area, force, and pressure for bioengineering applications: using Fuji Film and TekScan systems. *Med Eng Phys* 28:483–488
11. Banse X, Sims TJ, Bailey AJ (2002) Mechanical Properties of Adult Vertebral Cancellous Bone: Correlation With Collagen Intermolecular Cross-Links. *J Bone Miner Res* 17:1621–1628

12. Bastian L, Lange U, Knop C, Tusch G, Blauth M (2001) Evaluation of the mobility of adjacent segments after posterior thoracolumbar fixation: a biomechanical study. *Eur Spine J* 10:295–300
13. Beaubien BP, Derincek A, Lew WD, Wood KB (2005) In vitro, biomechanical comparison of an anterior lumbar interbody fusion with an anteriorly placed, low-profile lumbar plate and posteriorly placed pedicle screws or translamina screws. *Spine* 30:1846–1851
14. Been HD, Bouma GJ (1999) Comparison of two types of surgery for thoracolumbar burst fractures: combined anterior and posterior stabilisation vs. posterior instrumentation only. *Acta Neurochir (Wien)* 141:349–357
15. Bence T, Schreiber U, Grupp T, Steinhauser E, Mittelmeier W (2007) Two column lesions in the thoracolumbar junction: anterior, posterior or combined approach? A comparative biomechanical in vitro investigation. *Eur Spine J* 16:813–820
16. Bertram R, Bessem H, Diedrich O, Wagner U, Schmitt O (2003) Vergleich von dorsolateralen mit dorsoventralen Stabilisierungsverfahren in der Behandlung von Wirbelsäulenfrakturen. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 141:573–577
17. Bolger C, Bourlion M, Leroy X, Petit D, Vanacker G, McEvoy L, Nagaria J (2006) Maintenance of graft compression in the adult cervical spine. *Eur Spine J* 15:1204–1209
18. Briem D, Rueger JM, Linhart W (2003) Einheilung autogener Transplantate nach dorsoventraler Instrumentierung instabiler Frakturen der thorakolumbalen Wirbelsäule (Einheilung autogener Transplantate nach dorsoventraler Instrumentierung instabiler Frakturen der thorakolumbalen Wirbelsäule). *Unfallchirurg* 106:195–203
19. Briem D, Windolf J, Lehmann W, Begemann PGC, Meenen NM, Rueger JM, Linhart W (2004) Endoskopische Knochentransplantation an der Wirbelsäule: Ergebnisse der anterioren Fusion und therapeutische Konsequenzen. *Unfallchirurg* 107:1152–1161
20. Brimacombe JM, Anglin C, Hodgson AJ, Wilson DR (eds) (2005) Validation of calibration techniques for Tekscan pressure sensors, 20th ed., Cleveland, Ohio

21. Brodke DS, Gollogly S, Bachus KN, Alexander Mohr R, Nguyen BK (2003) Anterior Thoracolumbar Instrumentation: Stiffness and Load Sharing Characteristics of Plate and Rod Systems. *Spine* 28:1794–1801
22. Carter DR, Hayes W. C. (1977) The compressive behavior of bone as two-phase porous structure. *J Bone Joint Surg Am* 59:954–962
23. Chang UK, Lim J, Kim DH (2006) Biomechanical study of thoracolumbar junction fixation devices with different diameter dual-rod systems. *J Neurosurg Spine* 4:206–212
24. Chuang SY, Odonno RM, Hedman TP (2007) Effects of exogenous crosslinking on in vitro tensile and compressive moduli of lumbar intervertebral discs. *Clin Biomech* 22:14–20
25. Closkey RF, Parsons JR, Lee CK, Blacksin MF, Zimmerman MC (1993) Mechanics of interbody spinal fusion: Analysis of Critical Bone Graft Area. *Spine* 18:1011–1015
26. Cotterill PC, Kostuik JP, D'Angelo G, Fernie GR, Maki BE (1986) An anatomical comparison of the human and bovine thoracolumbar spine. *J Orthop Res* 4:298–303
27. Craven TG, Carson WL, Asher MA, Robinson RG (1994) The effects of implant stiffness on the bypassed bone mineral density and facet fusion stiffness of the canine spine. *Spine* 19:1664–1673
28. Cripton PA, Jain GM, Wittenberg RH, Nolte LP (2000) Load-sharing characteristics of stabilized lumbar spine segments. *Spine* 25:170–179
29. Cunningham BW, Seftor JC, Shono Y, McAfee PC (1993) Static and cyclical biomechanical analysis of pedicle screw spinal constructs. *Spine* 18:1677–1688
30. David S, Grundentaler R, Müller-Mai CM (2010) Wirbelsäule. In: Müller-Mai C. M., Ekkernkamp A. (eds) *Frakturen: Klassifikation und Behandlungsoptionen*. Springer, Berlin Heidelberg, pp 233–294
31. Dhillon N, Bass EC, Lotz JC (2001) Effect of frozen storage on the creep behavior of human intervertebral discs. *Spine* 26:883–888
32. Dick JC, Brodke DS, Zdeblick TA, Bartel BD, Kunz DN, Rapoff AJ (1997) Anterior Instrumentation of the Thoracolumbar Spine: A biomechanical Comparison. *Spine* 22:744–750

33. Disch AC, Knop C, Schaser KD, Blauth M, Schmoelz W (2008) Angular stable anterior plating following thoracolumbar corpectomy reveals superior segmental stability compared to conventional polyaxial plate fixation. *Spine* 33:1429–1437
34. Dooris AP, Goel VK, Grosland NM, Gilbertson LG, Wilder DG (2001) Load-sharing between anterior and posterior elements in a lumbar motion segment implanted with an artificial disc. *Spine* 26:E122-9
35. Duffield RC, Carson WL, Chen LY, Voth B (1993) Longitudinal element size effect on load sharing, internal loads, and fatigue life of tri-level spinal implant constructs. *Spine* 18:1695–1703
36. Eggers C, Stahlenbrecher A (1998) Verletzungen der BWS und LWS. *Unfallchirurg* 101:779–790
37. Eichholz KM, Hitchon PW, From A, Rubenbauer P, Nakamura S, Lim TH, Torner J (2004) Biomechanical testing of anterior and posterior thoracolumbar instrumentation in the cadaveric spine. Invited submission from the Joint Section Meeting on Disorders of the Spine and Peripheral Nerves, March 2004. *J Neurosurg Spine* 1:116–121
38. Esses SI, Botsford DJ, Kostuik JP (1990) Evaluation of surgical treatment for burst fractures. *Spine* 15:667–673
39. Eysel P, Hopf C, Fürderer S (2001) Kyphotische Deformierungen bei Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule. *Orthopäde* 30:955–964
40. Galante J, Rostoker W, Ray R (1970) Physical properties of trabecular bone. *Calcif Tissue Res* 5:236–246
41. Goel VK, Panjabi MM, Patwardhan AG, Dooris AP, Serhan H (2006) Test protocols for evaluation of spinal implants. *J Bone Joint Surg Am* 88 Suppl 2:103–109
42. Goldstein SA (1987) The mechanical properties of trabecular bone: dependence on anatomic location and function. *J Biomech* 20:1055–1061
43. Gonschorek O, Spiegl U, Weiss T, Patzold R, Hauck S, Bühren V (2011) Rekonstruktion der ventralen Säule nach thorakolumbalen Wirbelsäulenverletzungen. *Unfallchirurg* 114:26–34
44. Gurwitz GS, Dawson JM, McNamara MJ, Federspiel CF, Spengler DM (1993) Biomechanical analysis of three surgical approaches for lumbar burst fractures using short-segment instrumentation. *Spine* 18:977–982

45. Han JS, Goel VK, Ahn JY, Winterbottom J, McGowan D, Weinstein J, Cook T (1995) Loads in the spinal structures during lifting: development of a three-dimensional comprehensive biomechanical model. *Eur Spine J* 4:153–168
46. Hansson TH, Keller TS, Panjabi MM (1987) A study of the compressive properties of lumbar vertebral trabeculae: effects of tissue characteristics. *Spine* 12:56–62
47. Harms J, Stoltze D (1992) The indications and principles of correction of post-traumatic deformities. *Eur Spine J* 1:142–151
48. Harms J, Tabasso G, Cinanni R (1999) *Instrumented Spinal Surgery: Principles and Technique*. Thieme, Stuttgart New York
49. Harris MB, Thomas KA, Igram CM, Bearden CM (1996) The effect of anterior thoracolumbar plate application on the compressive loading of the strut graft. *Spine* 21:1487–1493
50. Harris ML, Morberg P, Bruce WJ, Walsh WR (1999) An improved method for measuring tibiofemoral contact areas in total knee arthroplasty: a comparison of K-scan sensor and Fuji film. *J Biomech* 32:951–958
51. Hitchon PW, Brenton MD, Serhan H, Goel VK, Torner JC (2002) In vitro biomechanical studies of an anterior thoracolumbar implant. *J Spinal Disord Tech* 15:350–354
52. Hitchon PW, Goel VK, Rogge T, Grosland NM, Sairyo K, Torner J (2000) Biomechanical studies of a dynamized anterior thoracolumbar implant. *Spine* 25:306–309
53. Hitchon PW, Torner J, Eichholz KM, Beeler SN (2006) Comparison of anterolateral and posterior approaches in the management of thoracolumbar burst fractures. *J Neurosurg Spine* 5:117–125
54. Hou FJ, Lang SM, Hoshaw SJ, Reimann DA, Fyhrie DP (1998) Human vertebral body apparent and hard tissue stiffness. *J Biomech* 31:1009–1015
55. Junghanns H (1951) Die funktionelle Pathologie der Zwischenwirbelscheiben als Grundlage für klinische Betrachtungen 267:393-417
56. Kääb MJ, Putz R, Gebauer D, Plitz W (1998) Changes in cadaveric cancellous vertebral bone strength in relation to time. A biomechanical investigation. *Spine* 23:1215–1219

57. Kallemeier PM, Beaubien BP, Buttermann GR, Polga DJ, Wood KB (2008) In vitro analysis of anterior and posterior fixation in an experimental unstable burst fracture model. *J Spinal Disord Tech* 21:216–224
58. Kanayama M, Cunningham BW, Weis JC, Parker LM, Kaneda K, McAfee PC (1997) Maturation of the posterolateral spinal fusion and its effect on load-sharing of spinal instrumentation. An in vivo sheep model. *J Bone Joint Surg Am* 79:1710–1720
59. Kaneda K, Taneichi H, Abumi K, Hashimoto T, Satoh S, Fujiya M (1997) Anterior decompression and stabilization with the Kaneda device for thoracolumbar burst fractures associated with neurological deficits. *J Bone Joint Surg Am* 79:69–83
60. Keaveny TM, Pinilla TP, Crawford RP, Kopperdahl DL, Lou A (1997) Systematic and random errors in compression testing of trabecular bone. *J Orthop Res* 15:101–110
61. Kettler A, Liakos L, Haegerle B, Wilke HJ (2007) Are the spines of calf, pig and sheep suitable models for pre-clinical implant tests? *Eur Spine J* 16:2186–2192
62. Knoeller SM, Seifried C (2000) Historical perspective: history of spinal surgery. *Spine* 25:2838–2843
63. Knop C, Blauth M, Bühren V, Arand M, Egbers H-, Hax P-, Oestern H-, Pizanis A, Roth R, Weckbach A, Wentzensen A (2001) Operative Behandlung von Verletzungen des thorako-lumbalen Übergangs Teil 3: Nachuntersuchung: Ergebnisse einer prospektiven multizentrischen Studie der Arbeitsgemeinschaft "Wirbelsäule" der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie. *Unfallchirurg* 104:583–600
64. Knop C, Blauth M, Bühren V, Hax PM, Kinzl L, Mutschler W, Pommer A, Ulrich C, Wagner S, Weckbach A, Wentzensen A, Wörsdörfer O (1999) Operative Behandlung von Verletzungen des thorakolumbalen Übergangs: Teil 1: Epidemiologie. *Unfallchirurg* 102:924–935
65. Knop C, Fabian HF, Bastian L, Rosenthal H, Lange U, Zdichavsky M, Blauth M (2002) Fate of the transpedicular intervertebral bone graft after posterior stabilisation of thoracolumbar fractures. *Eur Spine J* 11:251–257

66. Knop C, Kranabetter T, Reinhold M, Blauth M (2009) Combined posterior-anterior stabilisation of thoracolumbar injuries utilising a vertebral body replacing implant. *Eur Spine J* 18:949–963
67. Knop C, Lange U, Bastian L, Blauth M (2000) Three-dimensional motion analysis with Synex. Comparative biomechanical test series with a new vertebral body replacement for the thoracolumbar spine. *Eur Spine J* 9:472–485
68. Knop C, Lange U, Bastian L, Oeser M, Blauth M (2001) Vergleichende biomechanische Kompressionsversuche mit einem neuen Wirbelkörperersatzimplantat. *Unfallchirurg* 104:25–33
69. Kopperdahl DL, Keaveny TM (1998) Yield strain behavior of trabecular bone. *J Biomech* 31:601–608
70. Kotani Y, Cunningham BW, Parker LM, Kanayama M, McAfee PC (1999) Static and fatigue biomechanical properties of anterior thoracolumbar instrumentation systems. A synthetic testing model. *Spine* 24:1406–1413
71. Krag MH (1991) Biomechanics of thoracolumbar spinal fixation. A review. *Spine* 16:S84–99
72. Krag MH, Weaver DL, Beynon BD, Haugh LD (1988) Morphometry of the thoracic and lumbar spine related to transpedicular screw placement for surgical spinal fixation. *Spine* 13:27–32
73. Krödel A, Weindl B, Lehner W (1994) Die ventrale Kompressionsspondylodese mit Fixateur-interne-Instrumentation - eine biomechanische Untersuchung. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 132:67–74
74. Kuo C, Hu H, Lin R, Huang K, Lin P, Zhong Z, Hseih M (2010) Biomechanical analysis of the lumbar spine on facet joint force and intradiscal pressure - a finite element study. *BMC Musculoskelet Disord.* 11:1–13
75. Lavoie S, Lindsey RW, Gugala Z, Kirking B, Hipp JA (2003) Load sharing and kinematics of threaded cages for lumbar interbody fusion. *Clin Orthop Relat Res*:174–179
76. Lee SW, Lim TH, You JW, An HS (2000) Biomechanical effect of anterior grafting devices on the rotational stability of spinal constructs. *J Spinal Disord* 13:150–155
77. Liao J, Fan K, Chen W, Chen L, Kao H (2009) Transpedicular bone grafting following short-segment posterior instrumentation for acute thoracolumbar burst fracture. *Orthopedics* 32:493–500

78. Lindahl O (1976) Mechanical properties of dried defatted spongy bone. *Acta Orthop Scand* 47:11–19
79. Magerl F, Aebi M, Gertzbein SD, Harms J, Nazarian S (1994) A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur Spine J* 3:184–201
80. Marré B, Ballesteros V, Martínez C, Zamorano J, Ilabaca F, Munjin M, Yurac R, Urzúa A, Lecaros M, Fleiderman J (2011) Thoracic spine fractures: injury profile and outcomes of a surgically treated cohort. *Eur Spine J* 20:1427–1433
81. Matsuura M, Eckstein F, Lochmuller E, Zysset PK (2008) The role of fabric in the quasi-static compressive mechanical properties of human trabecular bone from various anatomical locations. *Biomech Model Mechanobiol* 7:27–42
82. Morgan EF, Keaveny TM (2001) Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site. *J Biomech* 34:569–577
83. Mosekilde L, Danielsen CC (1987) Biomechanical competence of vertebral trabecular bone in relation to ash density and age in normal individuals. *Bone* 8:79–85
84. Mosekilde L, Mosekilde L (1986) Normal vertebral body size and compressive strength: relations to age and to vertebral and iliac trabecular bone compressive strength. *Bone* 7:207–212
85. Mosekilde L, Viidik A, Mosekilde L (1985) Correlation between the compressive strength of iliac and vertebral trabecular bone in normal individuals. *Bone* 6:291–295
86. Nachemson A (1966) The load on lumbar disks in different positions of the body. *Clin Orthop Relat Res* 45:107–122
87. Nachemson A (1981) Disc Pressure Measurements. *Spine* 6:93–97
88. Niethard FU, Pfeil J, Biberthaler P (2009) Orthopädie und Unfallchirurgie: 78 Tabellen, 6th edn. Duale Reihe. Thieme, Stuttgart
89. Niosi CA, Wilson DC, Zhu Q, Keynan O, Wilson DR, Oxland TR (2008) The effect of dynamic posterior stabilization on facet joint contact forces: an in vitro investigation. *Spine* 33:19–26
90. Oda I, Cunningham BW, Abumi K, Kaneda K, McAfee PC (1999) The stability of reconstruction methods after thoracolumbar total spondylectomy. An in vitro investigation. *Spine* 24:1634–1638
91. Panjabi MM (1992) The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord Tech* 5:383–389

92. Panjabi MM, Krag M, Summers D, Videman T (1985) Biomechanical time-tolerance of fresh cadaveric human spine specimens. *J Orthop Res* 3:292–300
93. Parsch D, Breitwieser T, Breusch SJ (2008) Mechanical stability of structured bone grafts from the anterior iliac crest. *Clin Biomech* 23:955–960
94. Payer M (2006) Unstable burst fractures of the thoraco-lumbar junction: treatment by posterior bisegmental correction/fixation and staged anterior corpectomy and titanium cage implantation. *Acta Neurochir (Wien)* 148:299–306
95. Pelker RR, Friedlaender GE, Markham T (1983) Biomechanical properties of bone allografts. *Clin Orthop Relat Res*:54–57
96. Pizanis A, Garcia P, Santelmann M, Culemann U, Pohlemann T (2013) Reduction and fixation capabilities of different plate designs for pubic symphysis disruption: a biomechanical comparison. *Injury* 44:183–188
97. Pizanis A, Holstein JH, Vossen F, Burkhardt M, Pohlemann T (2013) Compression and contact area of anterior strut grafts in spinal instrumentation: a biomechanical study. *BMC Musculoskelet Disord* 14:254
98. Pizanis A, Vossen F, Holstein, JH., Schwieger K, Pohlemann T (2012) Biomechanical studies on strut graft fitting for combined anterior/posterior instrumentation of a calf spine fracture model. *Eur J Trauma Emerg Surg* 38:1–217
99. Reidy D, Finkelstein J, Nagpurkar A, Mousavi P, Whyne C (2004) Cervical spine loading characteristics in a cadaveric C5 corpectomy model using a static and dynamic plate. *J Spinal Disord Tech* 17:117–122
100. Reinhold M, Knop C, Beisse R, Audigé L, Kandziora F, Pizanis A, Pranzl R, Gercek E, Schultheiss M, Weckbach A, Bühren V, Blauth M (2009) Operative Behandlung traumatischer Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule: Teil I: Epidemiologie. *Unfallchirurg* 112:33–45
101. Reinhold M, Knop C, Beisse R, Audigé L, Kandziora F, Pizanis A, Pranzl R, Gercek E, Schultheiss M, Weckbach A, Bühren V, Blauth M (2009) Operative Behandlung traumatischer Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule: Teil II: Operation und radiologische Befunde. *Unfallchirurg* 112:149–167
102. Rincón-Kohli L, Zysset PK (2009) Multi-axial mechanical properties of human trabecular bone. *Biomech Model Mechanobiol* 8:195–208

103. Rohlmann A, Bergmann G, Graichen F, Weber U (1997) Comparison of loads on internal spinal fixation devices measured in vitro and in vivo. *Med Eng Phys* 19:539–546
104. Rohlmann A, Petersen R, Schwachmeyer V, Graichen F, Bergmann G (2012) Spinal loads during position changes. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 27:754–758
105. Sasso RC, Renkens K, Hanson D, Reilly T, McGuire RA, JR, Best NM (2006) Unstable thoracolumbar burst fractures: anterior-only versus short-segment posterior fixation. *J Spinal Disord Tech* 19:242–248
106. Sato K, Kikuchi S, Yonezawa T (1999) In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems. *Spine* 24:2468–2474
107. Sawbones® (2014) 2014 Europe middle east africa. [http://www.sawbones.com/UserFiles/Docs/2014\\_Catalog.pdf](http://www.sawbones.com/UserFiles/Docs/2014_Catalog.pdf). Zuletzt geprüft am: 03.09.2014
108. Schmid R, Krappinger D, Seykora P, Blauth M, Kathrein A (2010) PLIF in thoracolumbar trauma: technique and radiological results. *Eur Spine J* 19:1079–1086
109. Schmoelz W, Schaser KD, Knop C, Blauth M, Disch AC (2010) Extent of corpectomy determines primary stability following isolated anterior reconstruction in a thoracolumbar fracture model. *Clin Biomech* 25:16–20
110. Schreiber U, Bence T, Grupp T, Steinhauser E, Muckley T, Mittelmeier W, Beisse R (2005) Is a single anterolateral screw-plate fixation sufficient for the treatment of spinal fractures in the thoracolumbar junction? A biomechanical in vitro investigation. *Eur Spine J* 14:197–204
111. Schultheiss M, Hartwig E, Kinzl L, Claes L, Wilke H (2004) Thoracolumbar fracture stabilization: comparative biomechanical evaluation of a new video-assisted implantable system. *Eur Spine J* 13:93–100
112. Schultheiss M, Hartwig E, Kinzl L, Claes L, Wilke HJ (2003) Axial compression force measurement acting across the strut graft in thoracolumbar instrumentation testing. *Clin Biomech* 18:631–636
113. Schultheiss M, Hartwig E, Sarkar M, Kinzl L, Claes L, Wilke H (2006) Biomechanical in vitro comparison of different mono- and bisegmental anterior pro-

- cedures with regard to the strategy for fracture stabilisation using minimally invasive techniques. *Eur Spine J* 15:82–89
114. Schultheiss M, Kinzl L, Claes L, Wilke H, Hartwig E (2003) Minimally invasive ventral spondylodesis for thoracolumbar fracture treatment: surgical technique and first clinical outcome. *Eur Spine J* 12:618–624
115. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker K (2005) Prometheus Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem: LernAtlas der Anatomie. Prometheus. Thieme, Stuttgart
116. Shimamoto N, Kotani X, Shono Y, Kadoya K, Abumi K, Kaneda K, Minami A (2001) Biomechanical evaluation of anterior spinal instrumentation systems for scoliosis: in vitro fatigue simulation. *Spine* 26:2701–2708
117. Shimamoto N, Kotani Y, Shono Y, Kadoya K, Abumi K, Minami A, Kaneda K (2003) Static and dynamic analysis of five anterior instrumentation systems for thoracolumbar scoliosis. *Spine* 28:1678–1685
118. Siewert JR, Stein HJ (2012) Chirurgie: mit integriertem Fallquiz, 9th edn. Springer-Lehrbuch. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg
119. Soultanis KC, Mavrogenis AF, Starantzis KA, Markopoulos C, Stavropoulos NA, Mimidis G, Kokkalis ZT, Papagelopoulos PJ (2013) When and how to operate on thoracic and lumbar spine fractures? *Eur J Orthop Surg Traumatol*
120. Stoltze D, Harms J (1999) Korrekturen posttraumatischer Fehlstellungen: Prinzipien und Techniken. *Orthopäde* 28:731–745
121. Swartz DE, Wittenberg RH, Shea M, White AA, 3rd, Hayes WC (1991) Physical and Mechanical Properties of Calf Lumbosacral Trabecular Bone. *J Biomech* 24:1059–1068
122. Ulmar B, Richter M, Kelsch G, Cakir B, Puhl W, Huch K (2005) Distractable vertebral body replacement for the thoracic and lumbar spine. *Acta Orthop Belg* 71:467–471
123. van Herck B, Leirs G, van Loon J (2009) Transpedicular bone grafting as a supplement to posterior pedicle screw instrumentation in thoracolumbar burst fractures. *Acta Orthop Belg* 75:815–821
124. Verlaan JJ, Diekerhof CH, Buskens E, van der Tweel I, Verbout AJ, Dhert WJA, Oner FC (2004) Surgical treatment of traumatic fractures of the thoracic and lumbar spine: a systematic review of the literature on techniques, complications, and outcome. *Spine* 29:803–814

125. Wang S, Ma H, Liu C, Yu W, Chang M, Chen T (2006) Is fusion necessary for surgically treated burst fractures of the thoracolumbar and lumbar spine?: a prospective, randomized study. *Spine* 31:2646–2653
126. Wang X, Sudhaker RD, Ajdelsztajn L, Ciarelli TE, Lavernia EJ, Fyhrie DP (2008) Human iliac crest cancellous bone elastic modulus and hardness differ with bone formation rate per bone surface but not by existence of prevalent vertebral fracture. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 85:68–77
127. Weaver JK, Chalmers J (1966) Cancellous bone: its strength and changes with aging and an evaluation of some methods for measuring its mineral content. *J Bone Joint Surg Am* 48:289–298
128. White AA, Panjabi MM (1990) *Clinical biomechanics of the spine*, 2nd edn. Lippincott, Philadelphia, Pa.
129. Whitesides TE, JR (1977) Traumatic kyphosis of the thoracolumbar spine. *Clin Orthop Relat Res*:78–92
130. Wilke HJ, Kemmerich V, Claes LE, Arand M (2001) Combined anteroposterior spinal fixation provides superior stabilisation to a single anterior or posterior procedure. *J Bone Joint Surg Br* 83-B:609–617
131. Wilke HJ, Krischak S, Claes LE (1996) Biomechanical comparison of calf and human spines. *J Orthop Res* 14:500–503
132. Wilke HJ, Krischak ST, Wenger KH, Claes LE (1997) Load-displacement properties of the thoracolumbar calf spine: experimental results and comparison to known human data. *Eur Spine J* 6:129–137
133. Wilke HJ, Mehnert U, Claes LE, Bierschneider MM, Jaksche H, Boszczyk BM (2006) Biomechanical evaluation of vertebroplasty and kyphoplasty with polymethyl methacrylate or calcium phosphate cement under cyclic loading. *Spine* 31:2934–2941
134. Wilke HJ, Neef P, Caimi M, Hoogland T, Claes LE (1999) New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine* 24:755–762
135. Wilke HJ, Wenger K, Claes LE (1998) Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. *Eur Spine J* 7:148–154
136. Wilson DC, Niosi CA, Zhu QA, Oxland TR, Wilson DR (2006) Accuracy and repeatability of a new method for measuring facet loads in the lumbar spine. *J Biomech* 39:348–353

137. Wittenberg RH, Moeller J, Shea M, White A3, Hayes WC (1990) Compressive strength of autologous and allogeneous bone grafts for thoracolumbar and cervical spine fusion. *Spine* 15:1073–1078
138. Wittenberg RH, Shea M, Edwards WT, Swartz DE, White AA, 3rd, Hayes WC (1992) A biomechanical study of the fatigue characteristics of thoracolumbar fixation implants in a calf spine model. *Spine* 17:121–128
139. Wittenberg RH, Shea M, Swartz DE, Lee KS, White AA, 3rd, Hayes WC (1991) Importance of bone mineral density in instrumented spine fusions. *Spine* 16:647–652
140. Wolfenbarger L, JR, Zhang Y, Adam BL, Sutherland V, Gates K, Brame (1994) A comprehensive study of physical parameters, biomechanical properties, and statistical correlations of iliac crest bone wedges used in spinal fusion surgery. II. Mechanical properties and correlation with physical parameters. *Spine* 19:285–295
141. Zander T, Rohlmann A, Klockner C, Bergmann G (2002) Comparison of the mechanical behavior of the lumbar spine following mono- and bisegmental stabilization. *Clin Biomech* 17:439–445
142. Zhang Y, Adam BL, Sutherland V, Gates K, Brame B (1994) A comprehensive study of physical parameters, biomechanical properties, and statistical correlations of iliac crest bone wedges used in spinal fusion surgery: II. Mechanical properties and correlation with physical parameters. *Spine* 19:284–295

## 8 Anhang

### 8.1 Publikationen

1. Pizanis, A., Holstein, JH., Vossen, F., Burkhardt, M., Pohlemann, T. (2013): Compression and contact area of anterior strut grafts in spinal instrumentation: a biomechanical study. BMC Musculoskelet Disord 14 (1): S. 254
2. Pizanis, A., Vossen, F., Holstein, JH., Schwieger, K., Pohlemann, T. (2012): Biomechanical studies on strut graft fitting for combined anterior/posterior instrumentation of a calf spine fracture model. Eur J Trauma Emerg Surg (2012) 38 (Suppl 1): S1–S217

**RESEARCH ARTICLE****Open Access**

# Compression and contact area of anterior strut grafts in spinal instrumentation: a biomechanical study

Antonius Pizanis\*, Jörg H Holstein, Felix Vossen, Markus Burkhardt and Tim Pohlemann

**Abstract**

**Background:** Anterior bone grafts are used as struts to reconstruct the anterior column of the spine in kyphosis or following injury. An incomplete fusion can lead to later correction losses and compromise further healing. Despite the different stabilizing techniques that have evolved, from posterior or anterior fixing implants to combined anterior/posterior instrumentation, graft pseudarthrosis rates remain an important concern. Furthermore, the need for additional anterior implant fixation is still controversial. In this bench-top study, we focused on the graft-bone interface under various conditions, using two simulated spinal injury models and common surgical fixation techniques to investigate the effect of implant-mediated compression and contact on the anterior graft.

**Methods:** Calf spines were stabilised with posterior internal fixators. The wooden blocks as substitutes for strut grafts were impacted using a "pressfit" technique and pressure-sensitive films placed at the interface between the vertebral bone and the graft to record the compression force and the contact area with various stabilization techniques. Compression was achieved either with posterior internal fixator alone or with an additional anterior implant. The importance of concomitant ligament damage was also considered using two simulated injury models: pure compression Magerl/AO fracture type A or rotation/translation fracture type C models.

**Results:** In type A injury models, 1 mm-oversized grafts for impaction grafting provided good compression and fair contact areas that were both markedly increased by the use of additional compressing anterior rods or by shortening the posterior fixator construct. Anterior instrumentation by itself had similar effects. For type C injuries, dramatic differences were observed between the techniques, as there was a net decrease in compression and an inadequate contact on the graft occurred in this model. Under these circumstances, both compression and the contact area on graft could only be maintained at high levels with the use of additional anterior rods.

**Conclusions:** Under experimental conditions, we observed that ligamentous injury following type C fracture has a negative influence on the compression and contact area of anterior interbody bone grafts when only an internal fixator is used for stabilization. Because of the loss of tension banding effects in type C injuries, an additional anterior compressing implant can be beneficial to restore both compression to and contact on the strut graft.

**Keywords:** Graft compression, Anterior fixation, Posterior fixation, Spine biomechanics

**Background**

Surgical spinal fracture repair can be achieved via numerous techniques employing a posterior, anterior or combined approach. In unstable spinal fracture cases, in which the weight bearing role of the anterior column is compromised, anterior reconstruction is required, using

either iliac crest autograft or a distractable vertebral body implant in addition to stabilizing implants. Most surgeons use distractible implants combined with a cancellous bone or allograft to bridge bi-segmental lesions, whereas fractures limited to one injured segment and disc space can be treated by monosegmental fusion through bone strut grafts [1]. The relatively high rate of pseudarthrosis following anterior strut grafting of 17-35% [2-4] has caused much debate amongst surgeons as to if and when additional

\* Correspondence: [antonius.pizanis@uks.eu](mailto:antonius.pizanis@uks.eu)

Department for Trauma, Hand- and Reconstructive Surgery, University Medical Centre of the Saarland, D 66421 Homburg, Saar, Germany

anterior implants should be used to secure the bone grafts. Since bony non-union can have either a biological or biomechanical etiology, it is important to elucidate the role of implants on anterior bone grafts in driving the biomechanical causes of pseudarthrosis in these spinal trauma patients.

Bony fusion is essential in order to preserve the initial reduction obtained from the surgical procedure. Numerous factors can have an effect on bone fusion rates in spinal trauma repair. While many studies have examined the biomechanics of a range of instrumentation for spinal fixation, these studies limit their focus to corpectomy surgical models [5-8]. Some surgeons prefer the additional use of anterior locking screw-plates or screw-rods in conjunction with the common posterior fixation implants. However, while these additional implant devices might support the fixation and maintain reduction in the spine, they can also increase the stiffness at the segmental level. Consequently, concerns have been expressed that rigid fixation, such as that seen with static anterior plating, may result in graft stress shielding, thereby reducing the mechanical load that is necessary for the success of graft healing [9]. Rigid implants may also prevent gap closure following graft subsidence or contact osteolysis [5]. Thus, the necessity for additional anterior implants in unstable spinal fixation cases should be given serious consideration.

Bone grafts should be maintained under maximum compression to optimize fusion [6]. Many authors have indicated the importance of implant-mediated compression on strut grafts for healing [10,11]. It is therefore important to focus on the graft-bone interface in order to differentiate which fixation technique could best achieve the desired level of compression. Biomechanical studies also show that spinal ligament structures play an important role in restricting segmental movement and providing stability to implant constructs [12-14]. This is particularly important in severely unstable rotation/translation type C

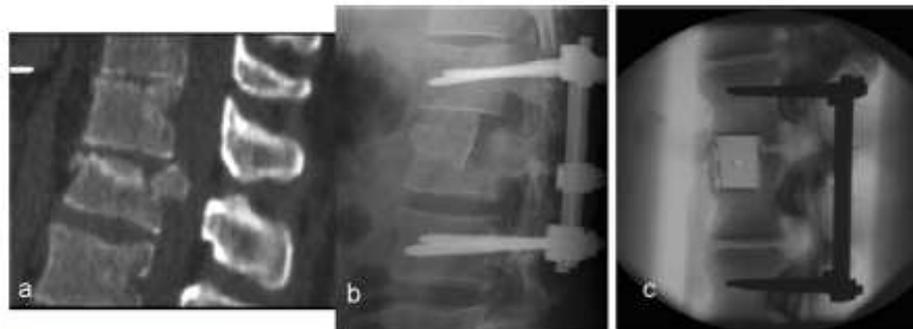
fractures [15], where there is often disruption of the longitudinal spinal ligaments. Approximately 20% of all spinal fractures demonstrate longitudinal ligament disruption, which is occasionally exceeded depending on case series in specialized centers [16,17].

To determine which technique would preserve the maximum compression and contact in the graft-vertebral bone interface, the aim of this *ex vivo* study was to investigate the compression and fixation capabilities of posterior, anterior and combined instrumentation with internal fixator and anterior implants on monosegmental strut graft repair, and to examine the role of severed spinal ligaments in these treatment strategies.

## Methods

Fresh-frozen thoracolumbar calf spines (E. Schmidt & Son, inc., Neunkirchen, Germany) were immediately used after thawing and preparation, in which surrounding soft tissue and muscles were dissected with care to preserve bone, discs and spinal ligaments. An incomplete burst fracture model, representing the Magerl/AO type A3.1 fracture [15] (Figure 1a), was created to simulate the fracture zone. This was done by resecting the cranial part of L1, including its posterior wall section and cranial disc, but leaving the anterior longitudinal ligament intact. The resection borders were kept strictly parallel through the use of a template and an oscillating saw to reflect an ideal intraoperative situation before insertion of the block graft.

To investigate the influence of the injury pattern on bone graft measures, we randomly assigned specimens into two groups of different fracture types, according to the Magerl/AO spinal fracture classification [15]: group A-Type (n = 8), as pure compression injuries treated as described above, and group C-Type (n = 8), which represented fractures combined with ligamentous injury that caused rotational/translation instability. In the group C-Type, all of the soft tissues (anterior and posterior



**Figure 1 Clinical background of the study.** Radiographs of a patient with an L1 fracture type A3.1 stabilized with an internal fixator and "pressfit" anterior strut autograft from the iliac crest. **a)** preoperative CT; **b)** postoperative fixation; **c)** analogous study specimen (calf spine). For experiments, thoracolumbar calf spine segments were stabilised posteriorly by internal fixator. The equivalent of a cranial burst zone was then cut with the help of a template to simulate an idealized notch within which the block graft was impacted.

longitudinal ligaments, ligamentum flavum and interspinal ligaments; facet joint capsules) were transected with a scalpel at the Th12/L1 level (Figure 2).

All specimens were stabilised according to standard protocols, with a posterior stabilizing internal fixator through transpedicular Schanz-screws (USS™-fracture Fixator\*, Synthes, Oberdorf, Switzerland) or an anterior locking screw single rod construct (Ventrofix\*, Synthes, Oberdorf, Switzerland) (Figure 2). Normal lordosis and interbody spacing were maintained in the specimens to simulate a hypothetical reduction.

Iliac crest autografts were simulated by wooden blocks (20 × 30 mm) cut to an appropriate gap length, with a 1 mm overhang to create a "pressfit" situation that reflects the method used in the clinical setting (Figure 1b,c). The specimens were kept moist with saline solution spray during the course of the experiments at constant room temperature.

Compression force and the contact area on the grafts were measured with thin, electro-resistive sensor films (sensor model 5033, Iscan\* Tekscan Inc., South Boston,

MA) that had been inserted into the defect site before the block grafts were impacted. New sensors were used for each series of experiments to minimize the effect of sensor deterioration. Conditioning and calibration was performed according to the manufacturer's recommendations and methodology, as described previously [16,18]. The accuracy and reproducibility of this system have been reported in prior studies [19,20].

Compressive force (N) and contact area (mm<sup>2</sup>) of the grafts were recorded online for 3 sec. with sensor scanning at 100 Hz. The signals were averaged and processed by the Iscan\* software during the setup conditions that reflect surgical practice, as follows:

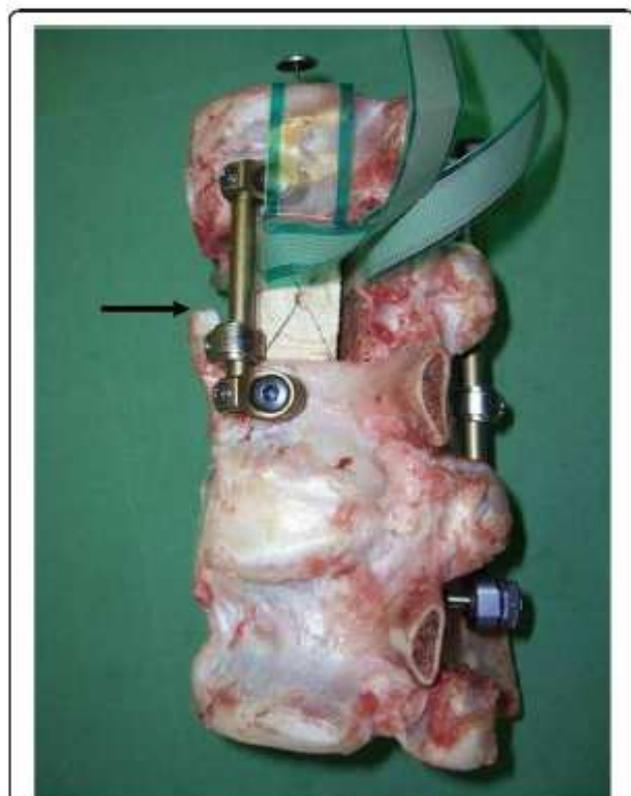
- IF Pressfit graft impaction into the defect on internal fixator stabilized specimens.
- AR/IF As previous, but with supplemental anterior compression by Ventrofix\* single rod implant.
- IF + PC After posterior compression by internal fixator only, with no anterior implant.
- AR Anterior compression by anterior single rod stabilisation alone (Ventrofix\*).

This allowed investigation of the four common surgical applications for anterior strut graft fixation: by (1) an internal fixator, (2) anterior interbody implant-mediated compression in addition to an internal fixator, (3) posterior interbody compression by the internal fixator or (4) anterior interbody compression by the anterior compressing implant only. Instrumentation and compression techniques were performed following the manufacturers' instructions and manuals by an experienced surgeon.

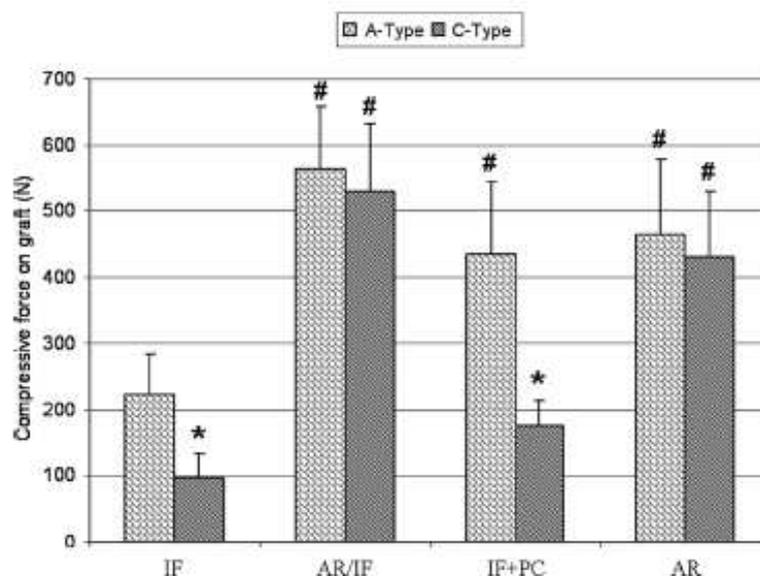
The collected data for compressive force and contact area were calculated as the mean and standard deviation (in parentheses). After testing for normality, these values were then compared for statistical significance by t-test and using repeated measures analysis of variance with multiple comparisons tests (Holm-Sidak). Significance was set at  $P < 0.05$ , as determined by statistical software analysis (SigmaStat 3.5, Systat\*, San Jose, CA).

## Results

In calf spines with intact soft tissue (group A-Type impaction), the 1 mm-oversized wooden dowels provided a compression of 224 (59) N with posterior stabilization by an internal fixator (IF). The resulting contact area in the interface between the graft and the resection edge of the vertebral body reached 449 (72) mm<sup>2</sup>, representing ¼ of the maximal calculated surface of a block graft (20 × 30 mm). Block graft compression could be increased by more than 2-fold of this "pressfit" baseline by the use of additional fixation on the anterior column with the rod system and anterior compression (AR/IF) or with compression using the posterior fixator (IF + PC) (Figure 3).



**Figure 2** Stabilised calf spine specimen, with block as a strut graft substitute and sensor *in situ*, showing the combined fixation method by posterior fixator ("USS" Internal Fixator™, Synthes®) and anterior rod (Ventrofix™, Synthes®) under compression. This setup illustrates an experiment of group C-Type, in which all ligamentous connections were transected to represent an AO type C injury. (Arrow: separated anterior longitudinal ligament).



**Figure 3** Compressive forces on the block graft under various stabilization techniques for type A and type C injuries. Results are presented as the mean (SD). Significant differences # vs. IF:  $P < 0.05$ ; \* vs. the corresponding fixation in group A-Type  $P < 0.001$ . Note: anterior fixation alone for type C injuries was for experimental purpose only and should not be performed clinically.

This significantly improved the graft contact area, reaching roughly 90% of the maximum surface (Table 1). Compression to the graft by the anterior rod implant alone (AR) generated compressive forces around the same magnitude (490 (68) mm<sup>2</sup>), but the graft contact area was only 82% of the maximum surface area; however, this was not significantly different to IF stabilisation alone.

When the surrounding ligaments and capsule-tissue were severed (group C-Type), the "pressfit" method of insertion by impacting the blocks was unable to reach the compressive forces obtained in the group A-Type. At baseline (IF), the group C-Type injury model had a compression of 97 (36) N and a resulting contact area of 318

(90) mm<sup>2</sup>; both measurements were significantly lower than the initial values obtained in the group A-Type (Figure 3). Indeed, the graft contact area under these circumstances was only 50% of the maximum obtainable contact area (Table 1, Figure 4a,b). These effects could be effectively countered with AR/IF, which induced a compressive force that was similar to that in group A-Type (Figure 3). This measure was also coupled with an increased contact area of 521 (60) mm<sup>2</sup> (87%) (Table 1).

In contrast, the sole posterior compression technique (IF + PC) failed to substantially increase the compressive force or the contact area on the interbody block graft in the group C-Type injury model (Figure 3). Exclusive anterior instrumentation and compression (AR) in group C-Type, without classic posterior fixation, however, increased the compressive force as compared to the impacted technique, but the increase in the graft contact area did not reach statistical significance.

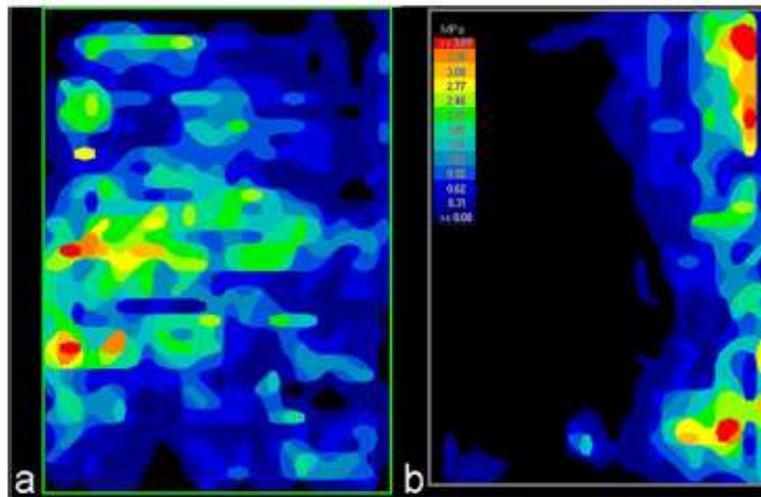
**Table 1** Contact area on the grafts in the 2 groups A-Type and C-Type showing the effects of different fixation techniques from posterior, anterior or combined instrumentations

Group	IF	AR/IF	IF + PC	AR
<b>A-Type</b>				
Mean (mm <sup>2</sup> )	449	540 <sup>#</sup>	533 <sup>#</sup>	490
SD	72	67	45	68
% of max. (SD)	75 (12)	90 (11)	89 (8)	82 (11)
<b>C-Type</b>				
Mean (mm <sup>2</sup> )	318 <sup>*</sup>	521 <sup>#</sup>	308 <sup>*</sup>	435
SD	90	60	88	89
% of max. (SD)	53 (15)	87 (14)	51 (15)	73 (15)

Mean and Standard deviation, percentage calculated on the base of a theoretical maximum of 600 mm<sup>2</sup> on the graft. # vs. IF in the same group  $P < 0.05$ , \* vs. corresponding fixation in group A-Type  $p < 0.01$ .

## Discussion

This study was performed on calf spines, which are regarded valid substitutes for human cadaveric spine testing experiments [21]. Human spines are not only more difficult to obtain and expensive, but have a high variability in bone mineral density and degeneration, resulting in data scattering, which may interfere with a correct interpretation of the results. Our fracture model, similar to that published previously [13,22-24], preserves the ligaments that influence spinal stability and, to our knowledge, has provided for the first time the use of electro-resistive pressure-sensitive films to investigate continuously the



**Figure 4** Examples of pressure film recordings with block grafts impacted in the anterior intercorporeal notch with posterior instrumentation (IF) in (a) an example of A-Type and (b) an example of C-Type group tests. Orientation of the image: left = anterior; right = posterior. Note the absence of contact on the anterior part of the graft due to the lack of tension banding in the C-type injury.

interface between the strut grafts and the vertebral body. In simulated compression type A fractures with posterior stabilization (using an internal fixator), an impaction of 1 mm-oversized block grafts provided graft compression and a contact area that represented 75% of the maximum possible surface on the wooden dowels. While this compression represents a respectable force for such a simple technique that is commonly used for anterior fusion, the reduced contact area reflects the real-life difficulties of fitting bone grafts: cutting parallel lines that correspond with resection planes. Even under the given optimal wet lab circumstances, study protocols, and available templates, it was rarely possible to obtain full contact on the block grafts. This reduced contact area could be improved to near maximal values by either compression with an additional anterior implant or by shortening the posterior fixator itself (few millimeters) for the common type A compression injuries. Interestingly, this could not be fully replicated with the use of an anterior rod construct alone (AR). Each one of these techniques is practiced in surgery to improve the grafting result and provide adequate fusion [3,25,26]. However, severed surrounding soft tissue, which corresponds to the rotation/translational injuries of type C fractures, can have a profound effect on the "pressfit" impacted technique, as shown in our experiments: the block graft compression and contact area were reduced by 50% as compared with those measurements in the group A-Type fractures. Furthermore, posterior compression of the internal fixator (IF + PC) did not improve these results, likely caused by the lack of the tension banding of the anterior ligament and the absence of supporting anterior implants. The posteriorly prevailing pattern of contact and

the pressure distribution backwards was reflecting the eccentric effect of the posterior Internal Fixator device. In order to increase the compression and graft contact in the group C-Type, an anterior implant, acting directly on the anterior column, was mandatory. An exclusively anterior fixation (AR) of the group C-Type injury model did not induce positive effects, and it is important to emphasize that anterior fixation of type C fractures, without posterior stabilization was only used for experimental purpose; it is not recommended for clinical use.

Our findings underline the importance of ligaments and stabilizing soft tissue around the spine [27,28]. The differences are likely to be associated with the tension banding effects of the longitudinal ligaments, especially the anterior ligament, which had been transected to create the type C injury. Several authors have found these longitudinal ligaments contribute to the stability of the fixation and the fusion results [12,14,29]. Our results are consistent with the previous publication of the basic compression methods using an internal fixator [30], which showed that eccentric posterior compression does not simply transfer to the bone grafts placed in the anterior column. In addition, our studies represent a valuable extension to these findings by introducing the possibility of anterior implant-mediated compression and the importance of the ligaments in different types of injury.

When considering the dynamic role of the ligaments in the stabilised spine, our results allow supplemental aspects to the following studies, which stress the importance of graft compression forces under movement and compression versus contact area in different setups. Extension movements of instrumented spines have been shown to reduce the compressive force on interbody grafts in

cadaveric human corpectomy specimens in the spine simulator with pure bending moments [7]. From the biomechanical point of view, this would endorse the surgical methods of adding anterior implants as a combined (anterior/posterior) fixation technique to improve graft healing. When considering our results, it remains unclear what influence the preservation of ligaments or the application of pretension to the implants has in this experimental setup. Since maintaining the graft compression is desired in all types of movement, including extension, it may be concluded that an adequate pretension to an oversized graft and an intact anterior longitudinal ligament could have beneficial effects on healing, even without additional implants placed anteriorly.

The effect of internal fixator pretension was investigated by a finite element analysis of bone graft techniques in a computer simulation [31], in which physiological loading of the spine and follower loads were considered. The relative contact areas of the grafts of 60-80% in the "standing" position dropped to 10-20% of the contact under extension movement. Pretension of the posterior implant (internal fixator), by reducing the screw distance, as performed clinically during surgery for "posterior compression", paradoxically caused a decrease in the compressive force on the graft, analogous to our results (IF + PC of group C-Type). Indeed, in this finite-element model, the anterior ligaments and anterior annulus parts of the disc were omitted. We observed similar results with group C-Type in our study. Sparing anterior tension banding, similar to the situation of the group A-Type in our study, could possibly add to the graft contact area under different movements.

The maintenance of implant-mediated graft compression is of major importance to ensure healing. Previous clinical experience with cervical anterior autograft fusions has endorsed this philosophy and encouraged the further investigations of aspects on bone-graft interactions [32]. Bone autograft incorporation and fusion in the spine are undoubtedly dependent on biological factors as well as the influence of drugs (non-steroidal anti-inflammatory), nicotine [33-35] or perfusion quality [36]. Other investigations have focused on the size and contact area of the bone grafts, which seems to be of equal importance for a successful fusion [37,38] and the avoidance of resorption. In these cases, the role of stiffness is still uncertain, since transmission of stress to the grafted bone is crucial for fusion and remodeling. Rigid fixation, as achieved with combined anterior/ posterior instrumentation, could eliminate the transmission of load needed for bone fusion and may actually reduce bone healing [27,39-41]. It has not been established how much residual segmental mobility or micromotion at the interface between the host bone and the implant/ bone graft can be tolerated [42].

In this regard, the results of our study could influence the choice of strut graft fixation for patients. "Pressfit"

impaction or simple posterior compression by the internal fixator provides good contact and compression to the anterior strut grafts in fractures without ligament deficiency. This would subsequently avoid the requirement for supplemental implants and excessively rigid fixation (so-called 360° fixation). On the other hand, for cases that present with ligamentous injuries, as in Magerl /AO type C fractures, it seems necessary to add anterior compressing implants to secure the bone grafts. The limitation of this bench-top study is that the findings from an unloaded bovine ex-vivo model might not necessarily be fully applicable to a scenario in-vivo.

## Conclusions

Our experimental study used the modern generation of thin, pressure-sensitive films to investigate for the first time the interface between interbody graft and vertebral bone in a stabilised fracture model. This new approach for the assessing the bone graft/vertebral body interface could help to clarify the requirements for fixation. Our results may provide knowledge that can help surgeons in their choice of implant and surgical approach for successful spinal reconstruction.

## Abbreviations

AO: Arbeitsgemeinschaft für osteosynthesefragen; USS™: Universal spine system, brand name for the internal fixator implant; IF: impacted block graft, spine fixation by an internal fixator, posteriorly; AR/IF: Additional graft compression by anterior rod implant, fixation by an internal fixator; IF + PC: Graft compression through internal fixator posteriorly, no anterior implant; AR: Anterior graft compression and fixation by anterior rod implant, without an internal fixator.

## Competing interests

The authors declare that they have no financial or non-financial competing interests.

## Authors' contributions

AP conceived the study, participated in its design and drafted the manuscript. JHH participated in the design of the study and helped to draft the manuscript. PV carried out the experiments and performed the statistical analysis. MB revised the manuscript critically for important intellectual content. TP made substantial contributions to the conception and design of the study and helped in data analysis and interpretation. All authors read and approved the final manuscript.

## Acknowledgements

We thank Karsten Schwieger, AO Foundation, Davos, Switzerland, for his technical assistance and helpful advice.

Received: 2 March 2013 Accepted: 21 August 2013

Published: 26 August 2013

## References

- Gonschorek O, Spiegl U, Weiss T, Patzold R, Hauck S, Bühren V: [Reconstruction after spinal fractures in the thoracolumbar region]. *Unfallchirurg* 2011, **114**:26-34.
- Briem D, Windolf J, Lehmann W, Begemann PG, Meenen NM, Rueger JM, Linhart W: [Bone grafts endoscopically applied to the spine Ergebnisse der anterioren Fusion und therapeutische Konsequenzen]. *Unfallchirurg* 2004, **107**:1152-1161.
- Schmid R, Kappinger D, Seykora P, Blauth M, Kathien A: PLIF in thoracolumbar trauma: technique and radiological results. *Eur Spine J* 2010, **19**:1079-1086.

4. Briem D, Rueger JM, Linhart W [Osseous integration of autogenous bone grafts following combined dorso-ventral instrumentation of unstable thoracolumbar spine fractures]. *Unfallchirurg* 2003, **106**:195-203.
5. Brodtkie DS, Gologly S, Bachus KN, Alexander Mohr R, Nguyen BK: Anterior Thoracolumbar Instrumentation: Stiffness and Load Sharing Characteristics of Plate and Rod Systems. *Spine (Phila Pa 1976)* 2003, **28**:1794-1801.
6. Hitchon PW, Goel VK, Rogge T, Gosland NM, Saito K, Torner J: Biomechanical studies of a dynamized anterior thoracolumbar implant. *Spine (Phila Pa 1976)* 2000, **25**:306-309.
7. Schultheiss M, Hartwig E, Kirzel L, Claes L, Wilke HJ: Axial compression force measurement acting across the strut graft in thoracolumbar instrumentation testing. *Clin Biomech* 2003, **18**:631-636.
8. Wilke HJ, Kemmerich V, Claes LE, Arand M: Combined anteroposterior spinal fixation provides superior stabilisation to a single anterior or posterior procedure. *J Bone Joint Surg Br* 2001, **83**:B609-617.
9. Paramore CG, Dickman CA, Sonntag W: Radiographic and clinical follow-up review of Caspar plates in 49 patients. *J Neurosurg* 1996, **84**:957-961.
10. Reidy D, Finkelstein J, Nagpurkar A, Mousavi P, Whyne C: Cervical spine loading characteristics in a cadaveric C5 corpectomy model using a static and dynamic plate. *J Spinal Disord Tech* 2004, **17**:117-122.
11. Franke EI, Demetropoulos CK, Agabegi SS, Truumees E, Heikowitz HH: Distractive force relative to initial graft compression in an in vivo anterior cervical discectomy and fusion model. *Spine (Phila Pa 1976)* 2010, **35**:526-530.
12. Kallemeier PM, Beaubien BP, Butternann GR, Polga DJ, Wood KB: In vitro analysis of anterior and posterior fixation in an experimental unstable burst fracture model. *J Spinal Disord Tech* 2008, **21**:216-224.
13. Schmoelz W, Schaser KD, Knop C, Blauth M, Ditsch AC: Extent of corpectomy determines primary stability following isolated anterior reconstruction in a thoracolumbar fracture model. *Clin Biomech* 2010, **25**:16-20.
14. Beaubien BP, Derincek A, Lew WD, Wood KB: In vitro, biomechanical comparison of an anterior lumbar interbody fusion with an anteriorly placed, low-profile lumbar plate and posteriorly placed pedicle screws or translaminar screws. *Spine (Phila Pa 1976)* 2005, **30**:1846-1851.
15. Magerl F, Aebi M, Gertzbein SD, Harms J, Nazarian S: A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur Spine* 1994, **3**:184-201.
16. Gardner MJ, Kendoff D, Ostermeier S, Citak M, Hufner T, Kiettek C, Nork SE: Sacroiliac joint compression using an anterior pelvic compressor: a mechanical study in synthetic bone. *J Orthop Trauma* 2007, **21**:435-441.
17. Marie B, Ballesteros V, Martinez C, Zamorano JJ, Ilibaca F, Murjin M, Yuzac R, Uzuva A, Lecaros M, Felderman J: Thoracic spine fractures: injury profile and outcomes of a surgically treated cohort. *Eur Spine J* 2011, **20**:1427-1433.
18. Niosi CA, Wilson DC, Zhu Q, Keynan O, Wilson DR, Oxland TR: The effect of dynamic posterior stabilization on facet joint contact forces: an in vitro investigation. *Spine (Phila Pa 1976)* 2008, **33**:19-26.
19. Brimscombe JM, Wilson DR, Hodgson AJ, Ho KC, Anglin C: Effect of calibration method on Tekscan sensor accuracy. *J Biomech Eng* 2009, **131**:034503.
20. Wilson DC, Niosi CA, Zhu QA, Oxland TR, Wilson DR: Accuracy and repeatability of a new method for measuring facet loads in the lumbar spine. *J Biomech* 2006, **39**:348-353.
21. Kettler A, Ljacos I, Haegeler B, Wilke HJ: Are the spines of calf, pig and sheep suitable models for pre-clinical implant tests? *Eur Spine* 2007, **16**:2186-2192.
22. Wilke HJ, Wenger K, Claes LE: Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. *Eur Spine* 1998, **7**:148-154.
23. Lim TH, An H, Hong JH, Ahn JY, You JW, Eck J, McGrady LM: Biomechanical evaluation of anterior and posterior fixations in an unstable calf spine model. *Spine (Phila Pa 1976)* 1997, **22**:261-266.
24. Heineck J, Haupt C, Werner K, Rammelt S, Zwipp H, Wilke HJ: Fracture models in the lumbar sheep spine: a biomechanical investigation. *J Orthop Res* 2010, **28**:773-777.
25. Beisse R: Endoscopic surgery on the thoracolumbar junction of the spine. *Eur Spine J* 2010, **19**(Suppl 1):S52-S65.
26. Reinhold M, Knop C, Beisse R, Audige L, Kandziara F, Pizanis A, Pranzl R, Gercek E, Schultheiss M, Weckbach A, et al: Operative treatment of 733 patients with acute thoracolumbar spinal injuries: comprehensive results from the second, prospective, internet-based multicenter study of the Spine Study Group of the German Association of Trauma Surgery. *Eur Spine J* 2010, **19**:1657-1676.
27. McAfee PC, Farey ID, Sutterlin CE, Gurr KR, Warden KE, Cunningham BW: 1989 Volvo Award in basic science. Device-related osteoporosis with spinal instrumentation. *Spine (Phila Pa 1976)* 1989, **14**:919-926.
28. Chazal J, Tanguy A, Bourges M, Gauret G, Escande G, Guillot M, Varneville G: Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *J Biomech* 1985, **18**:167-176.
29. Kotani Y, Cunningham BW, Cappuccino A, Kaneda K, McAfee PC: The effects of spinal fixation and destabilization on the biomechanical and histologic properties of spinal ligaments. An in vivo study. *Spine (Phila Pa 1976)* 1998, **23**:672-682. discussion 682-673.
30. Krodol A: Mechanical principles of compressive interbody fusion. *Spine (Phila Pa 1976)* 1996, **21**:821-826.
31. Zander T, Rohlmann A, Nockner C, Bergmann G: Comparison of the mechanical behavior of the lumbar spine following mono- and bisegmental stabilization. *Clin Biomech* 2002, **17**:439-445.
32. Bolger C, Bourillon M, Leroy X, Petit D, Vanacker G, McEvoy L, Nagaria J: Maintenance of graft compression in the adult cervical spine. *Eur Spine* 2006, **15**:1204-1209.
33. Dinar JR 2nd, Antie WA, Zhang YP, Gassman SD: The effects of nonsteroidal anti-inflammatory drugs on posterior spinal fusions in the rat. *Spine (Phila Pa 1976)* 1996, **21**:1870-1876.
34. Lind M, Burger C: Factors stimulating bone formation. *Eur Spine J* 2001, **10**(Suppl 2):S102-S109.
35. Theiss SM, Boden SD, Hair G, Titus L, Morone MA, Ugbo J: The effect of nicotine on gene expression during spine fusion. *Spine (Phila Pa 1976)* 2000, **25**:2588-2594.
36. Totbarake Y, Hutton WC, Tomita K, Boden SD: Vascularization of the fusion mass in a posterolateral intertransverse process fusion. *Spine (Phila Pa 1976)* 1998, **23**:1149-1154.
37. Cuskey RF, Parsons JR, Lee CK, Blackin MF, Zimmerman MC: Mechanics of interbody spinal fusion. Analysis of critical bone graft area: Analysis of Critical Bone Graft Area. *Spine (Phila Pa 1976)* 1993, **18**:1011-1015.
38. Kubosch D, Milz S, Sprecher CM, Sudkamp NP, Muller CA, Strohm PC: Effect of graft size on graft fracture rate after anterior lumbar spinal fusion in a sheep model. *Injury* 2010, **41**:768-771.
39. Cunningham BW, Kotani Y, McNulty PS, Cappuccino A, Kanayama M, Fedder IL, McAfee PC: Video-assisted thoracoscopic surgery versus open thoracotomy for anterior thoracic spinal fusion. A comparative radiographic, biomechanical, and histologic analysis in a sheep model. *Spine (Phila Pa 1976)* 1998, **23**:1333-1340.
40. Smit TH, Muller R, van Dijk M, Wuisman Pt: Changes in bone architecture during spinal fusion: three years follow-up and the role of cage stiffness. *Spine (Phila Pa 1976)* 2003, **28**:1802-1808. discussion 1809.
41. Akamaru T, Kawahara N, Sakamoto J, Yoshida A, Murakami H, Hato T, Awamori S, Oda J, Tomita K: The transmission of stress to grafted bone inside a titanium mesh cage used in anterior column reconstruction after total spondylectomy: a finite-element analysis. *Spine (Phila Pa 1976)* 2005, **30**:2783-2787.
42. Polkeet A, Ferguson SJ, Nde LP, Orr TE: Factors influencing stresses in the lumbar spine after the insertion of intervertebral cages: finite element analysis. *Eur Spine J* 2003, **12**:413-420.

doi:10.1186/1471-2474-14-254

**Cite this article as:** Pizanis et al.: Compression and contact area of anterior strut grafts in spinal instrumentation: a biomechanical study. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2013 **14**:254.

## O111

**DENSIPROBE SPINE: FIRST CLINICAL EXPERIENCE WITH INTRAOPERATIVE MEASUREMENT OF BONE QUALITY**

*L.M. Benneker<sup>1</sup>, A. Popp<sup>2</sup>, D. Schiuma<sup>3</sup>, R. Schwyn<sup>3</sup>*

<sup>1</sup>Orthopedic Surgery and Traumatology, Inselspital, University Hospital Bern, Bern, Switzerland, <sup>2</sup>Osteoporosis, Inselspital, University Hospital Bern, Bern, Switzerland, <sup>3</sup>AO Research Institute, Davos, Switzerland

**Introduction:** DensiProbe Spine consists of a modified pedicle probe and an electronic system to measure bone quality intraoperatively. The objective of this pilot study with 30 patients is to investigate safety, handling and feasibility of the newly developed DensiProbe Spine measurement device under clinical conditions.

**Materials and methods:** 30 patients, undergoing dorsal, multilevel, transpedicular instrumentation of the lumbar and thoracic spine, were selected for this prospective monocentric case series. All patients underwent areal BMD measurement by DXA. The DensiProbe device was used on one side for each instrumented level, and a transpedicular bone biopsy of the contralateral side was collected and apparent BMD measurements were performed by micro-CT. All measurements were performed by one surgeon who was blinded to the BMD and peak torque data. Subjective impression of bone strength was reported and cement augmentation of the screws performed when indicated.

**Results:** In all patients the handling of the DensiProbe was feasible and unproblematic. No adverse events related to the measurement occurred. Operation time was prolonged by 1.5 min per level, but mainly due to the collection of the bone biopsy. In one patient implant migration was reported, and in eight cases the screws were augmented with cement. A significant correlation ( $p < 0,001$ ;  $R = 0,427$ ) between apparent BMD and break-away torque was found.

**Conclusion:** Intraoperative measurement of bone quality is safe and feasible. The results of peak torque measurement correlates to local bone density and allows the surgeon to apply adequate treatments and could help to reduce complications and costs.

**Disclosure:** No significant relationships.

## O112

**BIOMECHANICAL STUDIES ON STRUT GRAFT FITTING FOR COMBINED ANTERIOR/POSTERIOR INSTRUMENTATION OF A CALF SPINE FRACTURE MODEL**

*A. Pizanis<sup>1</sup>, F. Vossen<sup>1</sup>, J.H. Holstein<sup>1</sup>, K. Schwieger<sup>2</sup>, T. Pohlenmann<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Trauma-, Hand- and Reconstructive Surgery, University of Saarland, Homburg, Germany, <sup>2</sup>AO Institute, Davos, Switzerland

**Introduction:** Anterior spine fusion with strut grafts is used for reconstruction of the injured anterior spinal column, in fractures mostly stabilized by internal fixator. Compression of the grafts and a maximum of contact on adjacent vertebral bodies are a prerequisite for a correct bone fusion. The aim of this study was to investigate the occurring compressive forces and contact areas on the strut graft under different surgical setups and loading.

**Materials and methods:** Standardized calf-spine cranial burst fracture model with bisegmental fixation by Fixateur interne, strut graft

imitations. Assessment of compressive force and contact areas online at different time points. Study groups (N = 9): Pressfit strut grafts 1 mm oversize (PF), without oversize (IF), without oversize but compressed by anterior implant (TF), purely experimental group with a pressfit strut graft, but excised caudal disc filled with PMMA (Z).

**Results:** Primary strut graft compression highest in PF with contact area at 80 % of max. In IF, compressions at 72 N and contacts up to 63 %. By using an additional implant anteriorly (TF), the compressive force and contact area could be significantly increased. Excentric cyclic loading led to decreases of compressive forces and contact areas. These were significantly diminished in Z and TF.

**Conclusion:** By pressfit technique, the strut graft fitting can be realized with good primary compression and contact to adjacent bone, however cyclic loading decreases both. Compressive force and contact at the graft can be effectively increased using an additional anterior implant. These effects could influence decisions regarding the surgical technique.

**Disclosure:** No significant relationships.

## O113

**VATS VERSUS OPEN THORACOTOMY FOR THORACIC AND LUMBAR SPINE FRACTURES IN MULTIPLE TRAUMA**

*O. Linchevskyy<sup>1</sup>, S. Panfiorov<sup>2</sup>*

<sup>1</sup>Thoracic Surgery, National medical academy for postgraduate study, Kyiv, Ukraine, <sup>2</sup>Clinical hospital # 17, Kyiv, Ukraine

**Introduction:** The objective of this study was to compare VATS versus thoracotomy regarding feasibility in anterior spinal column reconstruction in multiple trauma patients.

**Materials and methods:** In a single institution 5,837 patients with blunt polytrauma were admitted during 2004–2010. In 445 patients with spinal fractures 257 spinal surgeries was done. Transthoracic approach was performed in 61 patients with A3, B and C fractures ranged from Th3 to L2 level. Corpectomy, cord decompression, titanium cages placement, screw-rod-screw anterior stabilization was achieved in all cases. Anterior reconstruction of Th11–L2 required diaphragmotomy. We retrospectively compared two groups of consecutive patients: 44 patients operated through thoracotomy during 2004–2008, and 17 operated by VATS in 2009–2010.

**Results:** Median ISS score 21 (range 11–41) was the same for thoracotomy and VATS groups. Diaphragmotomy was needed in 8 of 17 VATS and 19 of 44 thoracotomies. The median operating time for VATS was 340 min (range 200–545) and 325 min (range 115–525) for thoracotomy. The median blood loss was 500 ml (range 100–1,600) and 500 ml (range 200–1,800) respectively. The median chest tube duration was 4 days (range 2–7) for VATS and similar 4 days (range 3–14) for thoracotomy. Among approach related morbidity, we observed 6 cases of pleural effusion, 2 atelectasis/pneumonia and 2 wound seroma in 44 thoracotomy patients. In 17 VATS patients were 3 pleural effusions and 1 skin necrosis of the wound edges. All revealed differences were not significant. There were no failures or dislocation of the anterior instrumentation in both groups.

**Conclusion:** Feasibility of anterior spinal reconstruction is equal for VATS and thoracotomy, with respect of operating time, blood loss, and morbidity. Better cosmesis of VATS and less surgical trauma, especially for Th3–Th4 and Th11–L2 levels are obvious.

**References:** 1. De Giacomo T, Francioni F, Diso D, Tarantino R, Anile M, Venuta F, Coloni GF. Anterior approach to the thoracic spine. *Interact Cardiovasc Thorac Surg*. 2011;12(5):692–5. 2. David

## 8.2 Danksagungen

Während der unermüdlichen Arbeit an meiner Promotion wurde ich von zahlreichen Personen unterstützt, denen ich in diesem Rahmen danken möchte:

Herrn Dr. Antonius Pizanis für die Erarbeitung des Themas, die kontinuierliche persönliche Betreuung der Doktorarbeit, Aufmunterung, Unterstützung, fachlichen Ratschläge, Korrekturen sowie die Entwicklung des Modells und Prüfstandes.

Herrn Prof. Dr. Tim Pohlemann, für die Bereitstellung sämtlicher Forschungsmaterialien und für die wissenschaftliche Unterstützung.

Herrn Prof. D. Kohn, Direktor der Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie, hiesige Universitätsklinik, für die freundliche Erlaubnis, das Biomechaniklabor und die Materialprüfmaschine der Orthopädischen Klinik nutzen zu dürfen.

Meiner Familie und meiner Frederike für die Unterstützung in allen Lebens- und Promotionsarbeitslagen.