Aus dem Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie, Lehrstuhl für Unfallchirurgie
Philipps-Universität Marburg
Geschäftsführender Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Steffen Ruchholtz
Medizinische Direktorin: Univ.-Prof. Dr. med.Susanne Fuchs-Winkelmann

Stellenwert der Höhenrekonstruktion und der anterioren Stabilisierung bei inkompletten Berstungsfrakturen der Lendenwirbelsäule – eine biomechanische Studie

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Humanmedizin
dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von
Maya Rotsch, geb. Schmuck
Geboren am 06.01.1984, Herdecke
Marburg, 2021

Angenommen vom Fachbereich Medizin
der Philipps- Universität Marburg am: 11.03.2021
Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin

Dekanin: **Professorin Dr. Denise Hilfiker-Kleiner**

Referent: **PD Dr. med. Ludwig Oberkircher**

1. Korreferent: **Professor Dr. med. Christopher Nimsky**

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis ..... **I**

Abkürzungsverzeichnis ..... **V**

Abbildungsverzeichnis ..... **VI**

Tabellenverzeichnis ..... **VII**

1 Einleitung **1**

1.1 Anatomie der Brust- und Lendenwirbelsäule *2*

1.1.1 Allgemeine Einführung in die Anatomie der Wirbelsäule/Wirbelkörper 2

1.1.2 Aufbau eines Wirbels 3

1.1.3 Die Brustwirbelsäule 4

1.1.4 Die Lendenwirbelsäule 5

1.1.5 Die Zwischenwirbelscheiben 5

1.1.6 Der Bandapparat 6

1.1.7 Das Rückenmark 7

1.1.8 Das venöse Gefäßsystem der Wirbelsäule 8

1.1.9 Die Biomechanik der Wirbelsäule 9

1.2 Klassifikation der Wirbelsäulenverletzungen *9*

1.2.1 Das Zwei-Säulen-Modell 10

1.2.2 Das Drei-Säulen-Modell 10

1.2.3 Die AO-Klassifikation 12

1.2.4 Die AO-Klassifikation bei Wirbelsäulenverletzungen 13

1.3 Behandlungskonzepte von Wirbelkörperverletzungen *15*

1.3.1 Konservative versus operative Therapie 15

1.3.2 Die dorsale Stabilisierung 16

1.3.3 Die ventrale Stabilisierung 17

1.3.4 Die dorsoventrale Stabilisierung 18

1.3.5 Die Vertebro- und Kyphoplastie 19

1.3.6 Zementaugmentation 21

2 Fragestellung und Zielsetzung dieser Arbeit **22**

3 Material und Methodik **23**

3.1 Studiendesign *23*

3.2 Der SpineJack® *23*

3.3 Wirbelsäulenpräparate und Präparation *24*

3.4 Einbettung der Wirbelsäulen ... *26*

3.5 Generierung der Frakturen ... *27*

3.6 Belastungsmaschine ... *30*

3.7 Messgrößen ... *30*

3.7.1 Radiologische Messungen ... 30

3.7.1.1 Computertomographie ... 30

3.7.1.2 Röntgen ... 31

3.7.2 Wirbelkörperhöhen ... 31

3.7.3 Spinalkanal ... 32

3.7.4 Cobb-Winkel ... 33

3.7.5 Stabilität/Steifigkeit ... 34

3.8 Einteilung der Gruppen ... *35*

3.9 Operationsverfahren ... *36*

3.9.1 SpineJack® mit Zementaugmentation ... 37

3.9.2 Dorsale Stabilisierung ... 38

3.9.3 Dorsale Stabilisierung mit SpineJack® und Zementaugmentation ... 41

3.9.4 Dorsale Stabilisierung mit SpineJack® ohne Zementaugmentation ... 42

3.10 Übersicht der Operationsverfahren ... *44*

3.11 Übersicht Versuchsablauf ... *44*

3.12 Finanzierung ... *44*

3.13 Statistische Auswertungen ... *45*

3.13.1 Mittelwert und Standardabweichung ... 45

3.13.2 Tukey´s Test ... 45

3.13.3 P-Wert ... 45

3.14 Datenauswertung ... *46*

4 Ergebnisse ... 47

4.1 Auswertung der Methodik ... *47*

4.2 Frakturklassifikation ... *47*

4.3 Größe der Pedikel und der verwendeten Schrauben ... *49*

4.4 Höhe der ventralen Säule aller Gruppen im Vergleich ... *49*

4.4.1 Ergebnisse nach Generierung der Frakturen: ... 49

4.4.2 Ergebnisse nach operativer Rekonstruktion ... 50

4.4.3 Ergebnisse nach zyklischer Belastung ... 50

4.5 Zentrale Höhe aller Gruppen im Vergleich ... *51*

4.5.1 Ergebnisse nach Generierung der Frakturen ... 51

4.5.2 Ergebnisse nach operativer Rekonstruktion ... 52
4.5.3 Ergebnisse nach zyklischer Belastung ... 52

4.6 Höhe der dorsalen Säule aller Gruppen im Vergleich ... 53
4.6.1 Ergebnisse nach Generierung der Frakturen ... 53
4.6.2 Ergebnisse nach operativer Rekonstruktion ... 53
4.6.3 Ergebnisse nach zyklischer Belastung ... 54

4.7 Spinalkanalengen aller Gruppen im Vergleich ... 55
4.7.1 Ergebnisse nach Generierung der Frakturen ... 55
4.7.2 Ergebnisse nach operativer Rekonstruktion ... 56
4.7.3 Ergebnisse nach zyklischer Belastung ... 56

4.8 Cobb-Winkel aller Gruppen im Vergleich ... 57
4.8.1 Ergebnisse nach Generierung der Fraktur ... 57
4.8.2 Ergebnisse nach operativer Rekonstruktion ... 58
4.8.3 Ergebnisse nach zyklischer Belastung ... 58

4.9 Werte der Steifigkeit ... 60

4.10 Zusammenfassung der Ergebnisse ... 61

5 Diskussion ... 61

5.1 Methodenkritik ... 66
5.1.1 Patientenkollektiv/Präparate ... 66
5.1.2 Einbettung der Wirbelkörper ... 68
5.1.3 Generierung der Frakturen ... 68
5.1.4 Belastung der Präparate ... 69

5.2 Ergebnisdiskussion ... 70
5.2.1 Frakturgenerierung ... 70
5.2.2 Höhenrekonstruktion der verschiedenen Operationsmethodiken ... 70
5.2.3 Cobb-Winkel und Spinalkanal ... 71

5.3 Limitation der Studie ... 72

5.4 Schlussfolgerung ... 73

5.5 Ausblick ... 73

6 Zusammenfassung ... 75

7 Summary ... 77

8 Literaturverzeichnis ... 79

9 Anhang ... 91

9.1 Schreiben der Ethikkommission ... 91

9.2 Lebenslauf ..... ***Fehler! Textmarke nicht definiert.***

9.3 Verzeichnis der akademischen Lehrer *92*

9.4 Danksagungen *93*

9.5 Ehrenwörtliche Erklärung ..... ***Fehler! Textmarke nicht definiert.***

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
a.p.	anterior-posterior
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
BWK	Brustwirbelkörper
C	zervikales Wirbelsäulensegment
CT	Computertomographie
CaP	Calciumphosphat
DEXA	dual-energy X-ray absorptiometry
DLC	Disco-ligamentous complex
HWK	Halswirbelköper
HWS	Halswirbelsäule
K-Draht	Kirschner-Draht
L	Lumbales Wirbelsäulensegment
Lig., Ligg.	Ligamentum, Ligamenta
LWK	Lendenwirbelkörper
N	Newton
NaCl	Natriumchlorid
PLC	posterior ligament complex
PMMA	Polymethylmethacrylat
POM	Polyoxymethylen
S	Sacralwirbel
SPSS	Superior Performance Software System
Th	Thorakales Wirbelsäulensegment
WHO	Wold Health Organization

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Aufbau eines Wirbelkörpers 4
Abbildung 2: PLC 10
Abbildung 3: 3-Säulenmodell nach Denis 12
Abbildung 4: Klassifikation nach Magerl et al. 14
Abbildung 5 SpineJack®, Vexim, Balma, France 24
Abbildung 6: Einguss der Präparate 26
Abbildung 7: Turm zur Generierung der Frakturen 28
Abbildung 8: Positionierung der Wirbelsäule zur Generierung der Frakturen 29
Abbildung 9: Anzeige der Sollbruchstellen am Wirbelkörper 29
Abbildung 10: Belastungsmaschine Bose ElectroForce LM2 TestBench mit eingespannter Wirbelsäule 30
Abbildung 11: Höhenmessung an einem Wirbelkörper 31
Abbildung 12: Beispiel der Messung des Spinalkanals vor Frakturierung 32
Abbildung 13: Beispiel der Messung des Spinalkanals nach Frakturierung 32
Abbildung 14: Beispiel der Messung des Spinalkanals postoperativ, CT-Bild in seitlicher Projektion 33
Abbildung 15: Beispiel der Messung des Spinalkanals nach zyklischer Belastung 33
Abbildung 16: Kyphosewinkel nach Cobb 34
Abbildung 17: C-Bogenbilder intraoperativ, SpineJack®, Wirbelsäule 20 38
Abbildung 18: Punktion Pedikel, intraoperativ 39
Abbildung 19: Arbeitskanäle, intraoperativ 39
Abbildung 20: Sextant, intraoperativ 39
Abbildung 21: Messung und Einführung Längsstab, intraoperativ 40
Abbildung 22: C-Bogenbilder intraoperativ, Dorsale Instrumentierung, Wirbelsäule 3 41
Abbildung 23: C-Bogenbilder intraoperativ, Wirbelsäule 9 42
Abbildung 24: C-Bogenbilder intraoperativ, Wirbelsäule 19 43
Abbildung 25: Operationsverfahren in der Übersicht 44
Abbildung 26: Balkendiagramm der Ergebnisse der Höhen der ventralen Säulen der Wirbelkörper 51
Abbildung 27: Balkendiagramm der Ergebnisse der zentralen Höhen der Wirbelkörper 53
Abbildung 28: Balkendiagramm der Ergebnisse der Höhen der dorsalen Säulen der Wirbelkörper 55
Abbildung 29: Balkendiagramm der Ergebnisse der Spinalkanalenge der Wirbelkörper 57
Abbildung 30: Balkendiagramm der bisegmentalen Cobb-Winkel aller Wirbelkörper im Vergleich 59

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersicht der Wirbelsäulenpräparate *25*
Tabelle 2: Gruppe 1 randomisiert *35*
Tabelle 3: Gruppe 2 randomisiert *35*
Tabelle 4: Gruppe 3 randomisiert *36*
Tabelle 5: Gruppe 4 randomisiert *36*
Tabelle 6: Frakturklassifikation aller L1 Wirbelkörper *48*
Tabelle 7: Pedikelgröße und Schraubenlängen bei allen Wirbelsäulen *49*
Tabelle 8: Steifigkeit der Wirbelsäulen *60*

1 Einleitung

Die unterschiedlichen Verletzungen der Wirbelsäule und die entsprechenden Behandlungsmethoden werden seit Jahren kontrovers diskutiert. Die Inzidenz von Wirbelkörperverletzungen zeigt sich in den letzten Jahren progredient, wie eine aktuelle Metaanalyse von Katsuura et al. zeigt [61]. Prädilektionsstelle für Wirbelkörperfrakturen stellt der thorakolumbale Übergang (Th11-L2) dar, der in 90% der Fälle betroffen ist [17, 39]. Berstungsfrakturen machen 45% der Frakturen in diesem Bereich aus [39].

Es sind vor allem männliche Patienten (60-70%) im Alter zwischen dem 30. und 40. Lebensjahr betroffen [37, 84, 106]. Als Hauptursachen für diese Verletzungen werden in der Literatur der Sturz aus großen Höhen (40-60%), Verkehrsunfälle (25-40%) und Hochrasanztraumata aufgeführt [10, 37, 52, 84]. Ein weiterer Altersgipfel liegt bei Patienten über dem 65. Lebensjahr [84, 98]. Gerade bei jüngeren Patienten treten bei Hochrasanztraumata Berstungsfrakturen des Typs A3 [74] auf, welche eine Zertrümmerung des Wirbelkörpers mit Hinterkantenbeteiligung beinhalten und somit eine instabile Fraktur darstellen.

Es existieren vielfältige Studien zu verschiedensten Therapiemöglichkeiten bei Frakturen des thorakolumbalen Übergangs, die kontrovers diskutiert werden. Allerdings gibt es nur wenige umfassende prospektive multizentrische Studien, die sich mit der Verletzung und der Therapie der thorakolumbalen Wirbelsäule beschäftigen [37, 64, 65, 82, 84]. Somit ist nach aktueller Studienlage unzureichend geklärt, auf welche Weise Verletzungen in diesem Bereich, vor allem bei nicht vorhandener neurologischer Symptomatik, behandelt werden sollten.

Das Ziel der Behandlung junger Patienten mit Berstungsfrakturen ist vor allem die korrekte anatomische Reposition, die Gewährleistung der Stabilität und die Beschwerdefreiheit. Des Weiteren spielen die Langzeitergebnisse der unterschiedlichen Behandlungsmethoden eine große Rolle, da in einigen Studien die Beschwerdezunahme des Patienten mit dem Repositionsverlust und der Zunahme der Kyphosierung der Wirbelsäule erklärt werden [37, 103].

Aktuell besteht der Trend diese instabilen Frakturen minimalinvasiv zu therapieren, wie zum Beispiel mit einer minimalinvasiven dorsalen Stabilisierung [67]. Es gibt allerdings

operative Grenzen für die alleinige dorsale Stabilisierung, insbesondere bei ausgeprägter Instabilität und Deformität der ventralen Säule, da dies zu einem signifikanten Höhenverlust des Wirbelkörpers führen kann [64, 65, 82, 84, 106]. Somit werden in diesen Fällen offene Verfahren oder kombinierte Operationsmethoden wie die dorsoventrale Stabilisierung empfohlen. Jedoch zeigen hier einige Studien eine deutlich erhöhte Komplikationsrate [26, 41, 82].

In dieser biomechanische Arbeit soll untersucht werden, ob die Kombination aus einer minimalinvasiven Operation und einer perkutanen intravertebralen Reposition eine Möglichkeit sein könnte, sowohl die korrekte anatomische Lage, eine dauerhafte Stabilität als auch einen verminderten Höhenverlust des Wirbelkörpers zu erreichen. Des Weiteren ist das Ziel dieser Arbeit eine Methode zu erarbeiten, welche Wirbelkörperfrakturen standardisiert generiert, welche inkomplette Berstungsfrakturen darstellen und ein Hochrasanztrauma initiiert.

In den anschließenden Kapiteln folgt die Darstellung der Grundlagen der Anatomie und Biomechanik der Wirbelsäule. Des Weiteren wird auf die Klassifikation von Wirbelsäulenverletzungen und deren Entstehung, sowie auf die verschiedenen Operationsmethoden bei Verletzungen der Wirbelsäule im thorakolumbalen Übergang eingegangen.

1.1 Anatomie der Brust- und Lendenwirbelsäule

Um die Pathomechanismen bei Verletzungen der Wirbelsäule, insbesondere des thorakolumbalen Übergangs besser verstehen zu können, wird im folgenden Abschnitt das Grundlagenwissen der Anatomie der Wirbelsäule aufgeführt.

1.1.1 Allgemeine Einführung in die Anatomie der Wirbelsäule/ Wirbelkörpers

Die Wirbelsäule (Columna vertebralis) stellt sich als Bewegungsorgan und als zentrales Achsenskelett des Körpers dar. Die Aufgaben bestehen in der Stabilisierung des Körpers, die eine aufrechte Haltung ermöglicht, sowie der Lastenübertragung von Kopf, Hals, Rumpf und Arme auf die Beine. Zudem dient sie als Schutz des Rückenmarks und fungiert als sogenannter Stoßdämpfer. Um einen Kompromiss zwischen Beweglichkeit und Stabilität zu gewährleisten besteht die Wirbelsäule sowohl aus knöchernen als auch

aus bindegewebigen Strukturen. Folglich werden 24 Knochenelemente über 23 Synchondrosen beweglich miteinander verbunden.

Die Wirbel (Vertebrae), die Zwischenwirbelscheiben (Disci intervertebrales), Bänder und Muskeln bilden eine funktionelle Einheit. In der Regel besteht die menschliche Wirbelsäule aus 33 Wirbeln, die sich in fünf verschiedene Regionen unterteilen lassen: Die Halswirbelsäule bestehend aus 7 Halswirbeln (Vertebrae cervicales), die Brustwirbelsäule bestehend aus 12 Brustwirbeln (Vertebrae thoracicae), die Lendenwirbelsäule bestehend aus 5 Lendenwirbeln (Vertebrae lumables), das Kreuzbein (Os Sacrum) bestehend aus 5 Kreuzbeinwirbeln (Vertebrae sacrales) und das Steißbein (Os coccygis) bestehend aus 3 bis 5 Steißbeinwirbeln (Vertebrae coccygae). Sowohl Kreuz- als auch Steißbeinwirbel verschmelzen bis ca. zum 25. Lebensjahr synostotisch.

Die Wirbelsäule weist insgesamt vier Krümmungen auf, zwei lordotische, d.h. nach ventral konvexe und zwei kyphotische, d.h. nach dorsal konvexe, Biegungen. So entsteht eine doppelte S-Form der Wirbelsäule [4, 80, 93, 95, 116]. Am häufigsten ist der thorakolumbale Übergang von Frakturen betroffen, insbesondere die Wirbelkörper zwischen Th11 und L2. Dies ist durch die besondere Biomechanik zu erklären [13, 14, 29, 41, 100]. Die Wirbelkörper werden hier nicht zusätzlich durch die Rippen am Brustkorb stabilisiert, zusätzlich findet hier der Übergang von der thorakalen Kyphose in die Lendenlordose statt [13, 23, 76].

1.1.2 Aufbau eines Wirbels

Der Wirbel setzt sich in der Regel aus drei Bausteinen zusammen, dem Wirbelkörper (Corpus vertebrae), dem Wirbelbogen (Arcus vertebrae) und dem Wirbelbogenfortsatz (Processus arcus vertebrae). Die Wirbelkörper nehmen von kranial nach kaudal an Größe zu, da sie einer zunehmenden Belastung ausgesetzt sind. Das Wirbelloch (Canalis vertebralis) wir von den Wirbelkörpern und –bögen umschlossen. In der Summe ergeben die Wirbellöcher den Wirbelkanal (Canalis vertebralis), worin das Rückenmark, die Rückenmarkshäute, Spinalwurzeln und Gefäße verlaufen.

Jeder Wirbelkörper besitzt eine schmale obere und untere Deck- bzw. Grundplatte aus kompaktem Knochen mit einer verdickten Randzone, den Epiphysis anularis. Unter Ausschluss des Randbereiches sind diese mit hyalinem Knorpel bedeckt. Das Innere des

Wirbelkörpers besteht aus spongiösem Knochen. Der Wirbelbogen besteht aus zwei nahezu identischen Hälften, den Bogenwurzeln (Pediculi arcus vertebrae). Diese sind dorsal miteinander verbunden und bilden die Lamina arcus vertebrae, die in die Dornfortsätze (Processus spinosi) übergehen. Nach vorne sind die Pediculi arcus vertebrae mit dem Wirbelkörper verbunden. Auf der oberen und unteren Seite des Pediculus arcus vertebrae befinden sich je ein Gelenkfortsatz (Processus articulares superiores et inferiores), sowie ein Querfortsatz (Processus transversus). Die Wirbelbogengelenke (Articulationes zygapophyseales) werden durch die oberen Gelenkfortsätze des einen Wirbels und die unteren Gelenkfortsätze des anderen Wirbels gebildet. Zwischen Gelenkfortsatz und Ursprung am Wirbelkörper weisen die Pediculi oben und unten Einkerbungen auf (Incisura vertebralis inferior et superior). Diese bilden zwischen zwei Wirbeln das Zwischenwirbelloch (Foramen intervertebrale). Hier treten die Spinalnerven aus [4, 80, 93, 95]. In der Abbildung 1 ist der Aufbau eines Wirbelkörpers dargestellt.

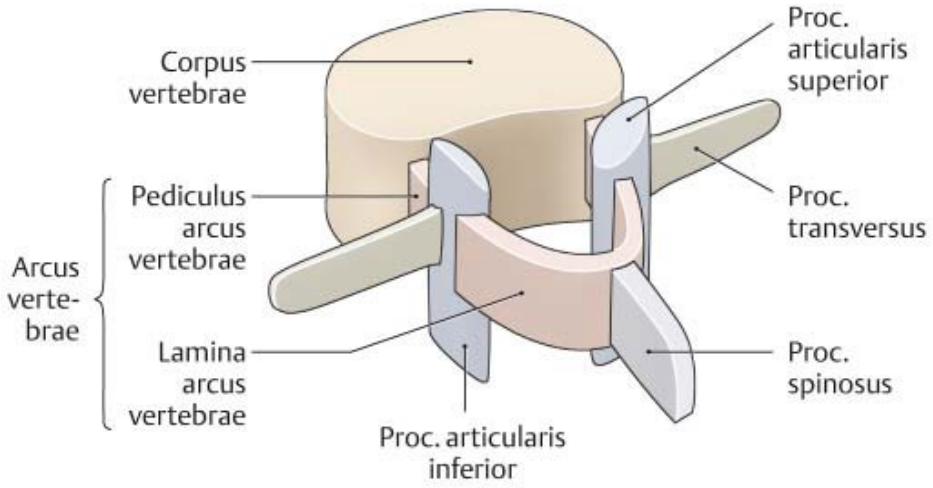


Abbildung 1: Aufbau eines Wirbelkörpers, Duale Reihe Anatomie, Aumüller, 2010

1.1.3 Die Brustwirbelsäule

Die einzelnen Wirbelkörper der Brustwirbelsäule nehmen von kaudal nach kranial in ihrer Breite und Höhe zu. Sie weisen eine Kyphose auf, welche durch die geringere ventrale Höhe im Gegensatz zur dorsalen der einzelnen Wirbelkörper zu erklären ist. Die dorsale Fläche ist nach ventral eingebuchtet. Die Wirbelkörper von BWK 2 bis BWK 9 weisen seitlich zwei Foveae costales auf. Diese dienen als halbe Gelenkflächen und artikulieren mit den Rippenköpfchen. Zwei benachbarte Wirbel und die dazwischen

liegende Zwischenwirbelscheibe bilden so eine vollständige Gelenkpfanne. Diese artikulieren mit den Rippen. Als Ausnahmen zählen der Wirbelkörper BWK 1, dieser besitzt eine ganze und eine halbe Gelenkfläche für die 1. und 2. Rippe, der Wirbelkörper BWK 10, der nur eine halbe Gelenkfläche für die 10. Rippe besitzt und die Wirbelkörper BWK 11 und 12 für die entsprechenden Rippen 11 und 12, die je eine ganze Gelenkfläche vorweisen. Die Processi spinosi von Th1 bis Th10 verlaufen schräg nach unten dachziegelartig überlappend. Der Wirbelkanal wird hier nahezu knöchern verschlossen. Somit kommt es zu einer Begrenzung der dorsalen Extension. Die Dornfortsätze von Th11 und Th12 verlaufen annähernd horizontal und gleichen sich der Lendenwirbelsäule an. Die Querfortsätze verlaufen schräg nach dorsolateral und besitzen von Th1 bis Th10 Gelenkflächen, die Fovea costalis processus transversi, die zur Artikulation mit den Rippenhöckerchen dienen [4, 80, 93, 95, 116] .

1.1.4 Die Lendenwirbelsäule

Die Lendenwirbelkörper, die vertebrae lumbales sind deutlich größer als die übrigen Wirbel. Ihr transversaler Durchmesser ist größer als der sagittale. Im Gegensatz zu den Brustwirbelkörpern nimmt die Höhe der Lendenwirbelkörper von ventral nach dorsal hin ab. Sie weisen eine Keilform auf, welche besonders an LWK 5 sichtbar ist. Dieser bildet den Übergang zum Kreuzbein. Die Processus spinosi sind nach hinten und gerade ausgerichtet, der Wirbelkanal ist im Unterschied zur Brustwirbelsäule nur bindegewebig verschlossen. Die Lendenwirbelsäule weist ein recht kleines Foramen vertebrale mit einer dreieckigen Form auf. Die Querfortsätze, die Processus costalis sind Rippenrudimente. Sie sind länger und kräftiger als die Processi transversi der übrigen Wirbelsäule. Dorsal von ihnen liegen die Processi accessorii, die eigentlichen Querfortsätze. Die Gelenkflächen der Processi articulares superiores sind konkav und überwiegend sagittal angeordnet. Nur LWK 5 zeigt eine frontal ausgerichtete Gelenkfläche. Zur Verstärkung befinden sich an der Rückseite der oberen Gelenkfortsätze die Processi mammillaris [4, 80, 93, 95]. Die Höhe der Pedikel der Lendenwirbel beträgt circa 15mm. Sie besitzen einen transversalen Durchmesser von 9-18mm und werden nach kaudal breiter [104, 119].

1.1.5 Die Zwischenwirbelscheiben

Die 23 Zwischenwirbelscheiben, Bandscheiben oder Disci intervertebrales liegen zwischen den einzelnen Wirbelkörpern und nehmen sowohl in ihrer Grundfläche als auch

der Höhe von kranial nach kaudal zu. Sie sind keilförmig an die Krümmung der Wirbelsäule angepasst. Die Disci intervertebrales sind mit den Deckplatten und den knöchernen Randleisten der einzelnen Wirbel verwachsen. Sie setzen sich aus einem äußeren Faserring (Anulus fibrosus), bestehend aus einer Außen- und Innenzone und einem im Inneren liegenden Gallertkern (Nucleus pulposus) zusammen. Der Anulus fibrosus besteht aus sich überkreuzenden, konzentrisch gegliederten Fasern und Faserknorpel vom Kollagentyp 1. Diese halten den Nucleus pulposus in seiner Form. Im Lendenwirbelbereich sind die Zwischenwirbelscheiben hinten höher als vorne, in der Brustwirbelsäule ist es genau anders herum. Die Lage der Disci intervertebrales wird durch Ligamenta longitudinalia gefestigt, wobei die vorderen, die Ligamenta longitudinale anterius nur eine lockere Verbindung zu ihnen aufweisen, während die hinteren, die Ligamenta longitudinale posterius fest und flächig mit ihnen verwachsen sind.

Der Nucleus pulposus weist durch seinen Hauptbestandteil, den Glykosaminoglykanen ein hohes Wasserbindungsvermögen auf, was seine Funktion als Wasserpolster erklärt. Das heißt, er kann Druck bei Belastung gleichmäßig auf die Wirbelkörperdeckplatten verteilen und dient gleichzeitig als Begrenzung für die Wirbelkörper gegeneinander. Jedoch ist die Möglichkeit axiale Belastungen zu dämpfen aufgrund einer verminderten Dehnbarkeit, begrenzt.

1.1.6 Der Bandapparat

Die Wirbelsäulenbänder werden unterschieden in Wirbelkörperbänder, welche sich vor allem über größere Bereiche erstrecken und Wirbelbogenbänder, welche vor allem zwischen benachbarten Wirbeln verlaufen. Sie geben der Wirbelsäule Stabilität und gewährleisten eine starke mechanische Belastbarkeit. Zu den Wirbelsäulenbändern zählt das Ligamentum longitudinale anterius, das vordere Längsband, welches an der ventralen Fläche der Wirbelkörper verläuft. Es verbreitert sich in seinem Verlauf von der Schädelbasis bis hin zum Kreuzbein und ist in der Kortikalis der Wirbelkörper befestigt. Zu den Disci weist es kaum eine Verbindung auf. Seine Aufgabe besteht in der Begrenzung der dorsalen Extension. Des Weiteren gehört hierzu das schwächere Ligamentum longitudinale posterius, das hintere Längsband. Dieses verläuft dorsal der Wirbelkörper, zu denen es nur eine schwache Verbindung aufweist. Die Fasern strahlen in die Anuli fibrosi der Disci ein. Seine Aufgabe besteht in der Begrenzung der Ventralflexion. Beide Längsbänder halten die Wirbelsäulenkrümmung aufrecht.

Zu den Wirbelbogenbändern gehören die Ligamenta flava, welche zum größten Teil aus elastischen Fasern bestehen und zwischen den Laminae benachbarter Wirbelbögen verlaufen. Die Ligamenta flava begrenzen den Wirbelkanal nach dorsal und lateral. Bei aufrechter Haltung der Wirbelsäule unterstützen sie die Rückenmuskulatur in der sagittalen Ebene. Zusätzlich hemmen diese die Flexion nach ventral. Die Ligamenta interspinalia verbinden benachbarte Dornfortsätze. Nach dorsal setzten sie sich in das Ligamentum supraspinale fort. Es verläuft vom 7. HWK bis zum Kreuzbein. Das Ligamentum supraspinale verbreitert sich nach kranial und verläuft als Ligamentum nuchae sagittal von der Protuberantia occipitalis externa zum Vertebra prominens (HWK 7). Auch diese Bandstrukturen begrenzen die Ventralflexion. Die Ligamenta intertransversaria verlaufen zwischen den Enden benachbarter Querfortsätze und begrenzen Rotation und Lateralflexion [4, 80, 93, 95, 116].

1.1.7 Das Rückenmark

Das Rücknmark, Medulla spinalis, liegt im Wirbelkanal, dem Canalis vertebralis und ist von Liquor cerebrospinalis umgeben. Es erstreckt sich beim Erwachsenen vom Foramen occipitale magnum bis zum LWK 1-2. Das Rückenmark gehört zum zentralen Nervensystem. Es ist an den Ligamenta denticulata aufgehängt. Das Rückenmark geht nach kranial in die Medulla oblongata über. Nach kaudal geht es in den Conus medullaris über und endet als Filum terminale, mit dem es im Sakralbereich verankert ist. Das Rückenmark weist zwei Verdickungen auf, die Intumescentia cervicalis und lumbosacralis. Hier verlassen die Spinalnerven, die Nervi spinales das Rückenmark. Insgesamt entspringen hier 31 Spinalnervenpaare, die aus den Foramina intervertebrales austreten und somit dem peripheren Nervensystem zugeordnet werden. Das Rückenmark wird in fünf Abschnitte gegliedert entsprechend der Topographie der Spinalnervenpaare:

- Pars cervicalis von C1 bis C8 mit acht Zervikalnervenpaaren,
- Pars thoracica von Th1 bis Th12 mit zwölf Thorakalnervenpaaren,
- Pars lumbalis von L1 bis L5 mit fünf Lumbalnervenpaaren,
- Pars sacralis von S1 bis S5 mit fünf Sakralnervenpaaren und
- Pars coccygea mit ein bis zwei Kokzygealnervenpaaren.

In der Regel treten die Nervi spinales unterhalb des zu ihm gehörigen Wirbelkörpers aus. Jedoch tritt der erste Zervikalnerv zwischen dem Os occipitale und dem ersten Halswirbel aus und der achte zwischen den C7 und Th1. Dies liegt an der Verschmelzung eines Halswirbels mit dem Os occipitale. Somit existieren acht Zervikalnerven bei nur sieben Halswirbeln.

Durch die Vereinigung von der Vorderwurzel (Radix anterior) und der Hinterwurzel (Radix posterior) entsteht ein Spinalnerv. Diese setzen sich aus Wurzelfasern, den Fila radicularia zusammen. Die Hinterwurzeln führen sensorische Fasern, die Vorderwurzeln motorische Fasern. Drei Häute umgeben das Rückenmark. Die Dura mater spinales stellt die äußere Haut dar, die aus festem Bindegebe besteht. Ihr schließt sich die Arachnoidea spinalis an, die der Dura von innen direkt anliegt. Die innerste Haut ist die Pia mater spinalis, die der Medulla spinalis direkt aufliegt. Zwischen Pia mater spinalis und Arachnoidea spinalis liegt der Subarachnoidalraum, welcher mit Liquor gefüllt ist. Durch den Epiduralraum, in dem sich Fettgewebe und Gefäßplexus befinden, werden die Wirbelbögen, die mit Periost ausgekleidet sind, vom Duralsack getrennt. Dieser dient zum Schutz vor mechanischer Belastung. Die Pia mater spinalis endet mit dem Rückenmark auf Höhe LWK 1 bis LWK2, wohingegen die Dura mater spinalis und die Arachnoidea spinalis nach kaudal den Spinalkanal fast vollständig auskleiden [28, 56, 93, 102].

1.1.8 Das venöse Gefäßsystem der Wirbelsäule

Das venöse Gefäßsystem der Wirbelsäule spielt bei Operationen, die Zement augmentieren eine wichtige Rolle, da es bei diesen zu einer Zementextravasation kommen kann und somit leicht in das dichte und klappenlose Venengeflecht eindringen kann [81]. Folglich kann der Zement über die Venengeflechte in den großen Kreislauf bis hin zum Herzen und der Lunge gelangen, was die Gefahr einer Lungenembolie birgt [7].

Das Venensystem wird nach Batson in drei Plexus eingeteilt: Plexus venosus vertebralis externus, Plexus venosus vertebralis internus und den basivertebralen Plexus. Ventral am Wirbelkörper befindet sich der Plexus venosus vertebralis externus anterior, dorsal an den Wirbelbögen verläuft der Plexus venosus vertebralis posterior. Zwischen ihnen besteht eine direkte Verbindung mit der Vena hemiazygos, der Vena azygos und lumbal zu den Venae lumbales. Diese wiederrum stehen in direkter Verbindung zur Vena cava superior

et inferior. In die Plexus venosus vertebralis externus anterior und Plexus venosus vertebralis internus anterior drainieren die basivertebralen Venen. Im Epiduralraum verläuft ein innerer Venenplexus. Der Wirbelkörper wird somit von zwei zusammenhängenden Venengeflechten umgeben [4, 7].

1.1.9 Die Biomechanik der Wirbelsäule

Auf die Wirbelsäule wirken unterschiedliche Lasten. Diese können unterteilt werden in auf die Wirbelsäule wirkende punktuelle Kräfte, die einen Bewegungsumfang in allen drei Raumachsen ermöglichen und Momente, die eine Rotationsbewegung um eine Drehachse gewährleisten. Kräfte, die auf das Achsenskelett wirken, entstehen durch das eigene Körpergewicht, die Aktivität der Muskulatur, den Bandapparat und von außen wirkende Lasten. Über die Wirbelkörperdeckplatten und die beiden Wirbelbogengelenke kommt es zur Lastübertragung in einem Bewegungssegment der Wirbelsäule. Diese Bewegungssegmente stellen die kleinsten funktionellen Einheiten dar und bestehen aus zwei benachbarten Wirbeln mit den dazugehörigen Zwischenwirbelscheiben, den Wirbelbogengelenken und allen bindegewebigen Strukturen, die diese verbinden. Klinisch betrachtet gehören hierzu auch der Inhalt des Wirbelkanals und der Zwischenwirbellöcher. Die Drehbewegungen eines Bewegungssegmentes sind die Rotation um die longitudinale Achse, die Lateralflexion um die sagittale Achse und die Ventral- und Dorsalextension in der transversalen Achse. Die Beweglichkeit der einzelnen Wirbelsäulenabschnitte unterscheidet sich deutlich. Die Halswirbelsäule ist am beweglichsten, die der Brustwirbelsäule nimmt ab, da diese vom Thorax umgeben ist und die Beweglichkeit der Lendenwirbelsäule, vor allem in der Rotation, ist durch die sagittal angeordneten Gelenkfortsätze stark vermindert. Die Druckfestigkeit nimmt auf Grund der zunehmenden komprimierenden Drücke von kranial nach kaudal zu. [4, 18, 80].

1.2 Klassifikation der Wirbelsäulenverletzungen

Im Folgenden wird die Entstehung der Klassifikation von Wirbelkörperfrakturen beschrieben. Dies soll zum Verständnis der verschiedenen Therapieoptionen bei den unterschiedlichen Verletzungsmustern helfen.

1.2.1 Das Zwei-Säulen-Modell

Sowohl in der Biomechanik als auch für die Klassifikationen der verschiedenen Wirbelsäulenverletzungen wurden immer wieder unterschiedlichste Erklärungsmodelle entwickelt. Holdworth führte 1970 eine Studie an 1000 Patienten durch und teilte diese anhand der radiologischen Befundung und der Klinik in fünf Gruppen anhand des Unfallmechanismus bzw. der einwirkenden Kräfte in Flexions-, Flexions-Rotations-, Extensions-, Kompressions- und Abscherverletzungen ein. Einen besonderen Stellenwert nahm bei ihm der hintere Bandapparat (PLC) ein, da er anhand dessen die Stabilität der Verletzung beurteilte. Den posterioren ligamentären Komplex (PLC) definiert er bestehend aus den Ligg. supra-, intraspinalia und flavum sowie der Gelenkkapsel [11, 51]. .

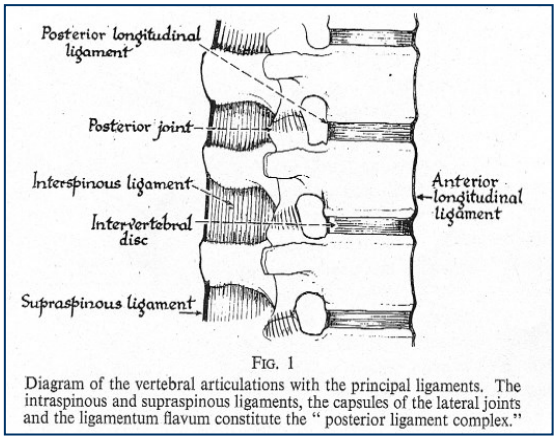


FIG. 1
Diagram of the vertebral articulations with the principal ligaments. The intraspinous and supraspinous ligaments, the capsules of the lateral joints and the ligamentum flavum constitute the " posterior ligament complex."

Abbildung 2: PLC, Holdworth [51]

Whitesides entwickelte 1977 mit Hilfe des Ansatzes von Holdworth das 2-Säulen-Modell, in dem er eine vordere und eine hintere Säule unterschied. Zur vorderen Säule zählte er die Wirbelkörper und Bandscheiben, zur Hinteren die Wirbelbögen, die Wirbelfortsätze und den Bandapparat (PLC). Er beschrieb die Belastung der Wirbelsäule ähnlich einem Baukran, was bedeutet, dass die hintere Säule den Extensionskräften ausgesetzt ist und die vordere einer Druckbelastung. Dieses „Baukranmodell“ stellt bis heute die Grundlage weiterer Klassifikationen, insbesondere der heute gängigen Einteilung nach Magerl dar [110].

1.2.2 Das Drei-Säulen-Modell

Das 2-Säulen-Modell von Whitesides erfuhr eine Weiterentwicklung von Louis im selben Jahr, der dieses um eine Säule erweiterte. Er differenzierte zwischen den beiden dorsalen Bereichen der Wirbelbogengelenke, die je einer Säule entsprachen und einer Vorderen.

Des Weiteren unterschied er zwischen einer dauerhaften Instabilität bedingt durch diskoligamentären Verletzungen und einer passageren Instabilität durch knöcherne Verletzungen [72].

Roy-Camille legte besonderen Wert auf das mittlere Wirbelsegment, welches er als Faktor der Instabilität in seiner funktionellen Klassifikation („segment moyen“) beschreibt. Dieses Segment definiert er als bestehend aus Wirbelkörperhinterwand, Wirbelbogengelenke, hinteres Längsband und Bogenwurzel [90, 91].

Denis entwickelte nach Einführung der Computertomographie ein 3-Säulen-Modell anhand einer retrospektiven Studie bei Frakturen im thorakolumbalen Bereich, welches vor allen für die Beurteilung der Frakturen und deren Stabilität aussagekräftig ist. Er beschreibt eine vordere Säule bestehend aus den vorderen 2/3 des Wirbelkörpers, der Bandscheibe und dem vorderen Längsband, eine mittlere Säule bestehend aus dem hinteren 1/3 des Wirbelkörpers, dem hinteren Längsband und der Bogenwurzel und eine dorsale Säule aus Wirbelbogengelenken und dem dorsalen Bandkomplex [23].

Ist nach dieser Klassifikation nur eine Säule betroffen, handelt es sich um eine stabile Fraktur, sind alle drei beteiligt, oder aber die mittlere Säule, handelt es sich um eine instabile Fraktur.
Denis unterscheidet vier Frakturtypen: (1) Die Kompressionsfraktur, bei der nur die vordere Säule betroffen ist. (2) Die Berstungsfraktur, bei der die vordere und mittlere Säule betroffen sind, die hinteren Längsbänder (PLC) jedoch intakt sind, (3) die Flexions-, Distraktionsverletzung mit Beteiligung der mittleren und hinteren Säule bei zum größten Teil intakter Vordersäule und (4) die Frakturdislokation, bei der alle drei Säulen durch Druck, Zug oder Rotation mitbetroffen sind [23, 24].

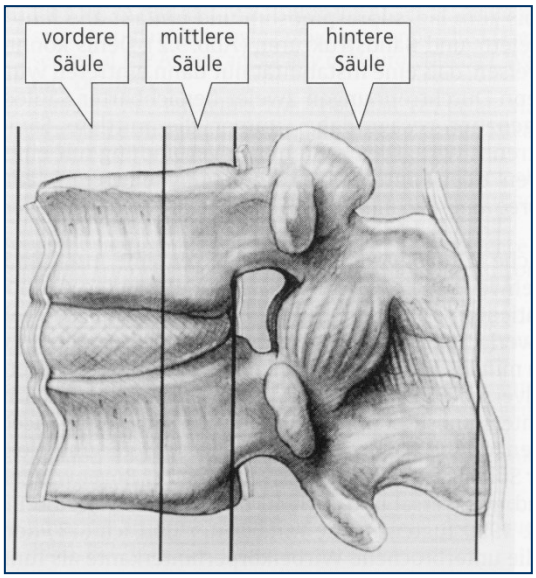


Abbildung 3: 3-Säulenmodell nach Denis [23]

Ein weiteres Klassifikationsmodell der Wirbelsäulenverletzungen entwickelte Mc Affee, der den Verletzungsgrad der mittleren Säule mittels Computertomographie in sechs verschiedene Typen unterteilt. Er beschreibt den Impressionskeilbruch, bei dem nur die vordere Säule betroffen ist, die stabile Berstungsfraktur, bei der es durch Druck zu einer Beteiligung der mittleren und vorderen Säule kommt, die instabile Berstungsfraktur, bei der alle drei Säulen frakturiert sind, die Chance-Fraktur, wobei der Wirbelkörper horizontal frakturiert, die Flexions-, Distraktionsfraktur, wobei es zu einer Kompression der vorderen Säule kommt und die anderen beiden unter Spannung gesetzt werden und die Translationsverletzung, bei der alle drei Säulen beteilig sind [76].

1.2.3 Die AO-Klassifikation

Um eine einheitliche Klassifikation von Frakturen weltweit zu erreichen, hat es sich die Arbeitsgemeinschaft für Ostheosyntheseverfahren zur Aufgabe gemacht, eine standardisierte Einteilung für Fakturen zu entwickeln. Die AO-Klassifikation besteht aus einem komplexen alphanumerischen Code, der sich in der Klinik etabliert hat und versucht, möglichst untersucherunabhängig zu sein. Somit bietet diese eine Voraussetzung für klinische und wissenschaftliche Arbeiten. Es gibt eine Unterteilung nach Schweregraden A-C, diese werden in 3 Gruppen je 1.-3. und diese wiederum in drei weitere Subgruppen .1-.3 unterteilt [2, 5].

1.2.4 Die AO-Klassifikation bei Wirbelsäulenverletzungen

Die Klassifikation der Wirbelsäulenverletzungen, die sich in den letzten Jahren durchgesetzt hat und am gebräuchlichsten ist, ist die Klassifikation nach Magerl et al. von 1994 [74]. Diese orientiert sich an der allgemeinen AO-Klassifikation (Arbeitsgemeinschaft für Ostheosyntheseverfahren) und basiert auf dem Zwei-Säulen-Modell von Whitesides. Sie unterscheidet drei Haupttypen nach ihrem Verletzungsmechanismus und der Krafteinwirkung. Diese Hauptgruppen werden nochmals in je drei Gruppen unterteilt. Die Schwere der Verletzungen und damit die Instabilität nehmen mit der alphanumerischen Bezeichnung zu. Um diese Einteilung vorzunehmen sind aussagekräftige Röntgenbilder und CT-Bilder notwendig.

Bei der Typ A Verletzung, der Kompressionsverletzung, sind axial wirkende Kompressionen nötig, die vor allem auf die vordere Säule wirken, die hintere bleibt intakt. Zu den stabilen Frakturen gehören die A1- und A2-Frakturen (Impaktions- und Spaltbrüche). Die A3 Fraktur (Berstungsverletzung) ist eine instabile Verletzung, da hier die Wirbelkörperhinterkante mitbeteiligt ist. Dies kann zu Beteiligung des Rückenmarks und somit zu neurologischen Symptomen führen. Zu einer Verletzung des PLC kommt es bei keiner der Typ A Frakturen.

Die Typ B Verletzungen entstehen durch Flexions- und Distorsionskräfte, die zu einer Verletzung der anterioren und/oder posterioren Säule führen. Bei der B1 und B2 Verletzung kommt es zu einer Zerreißung der beteiligten Strukturen von dorsal nach ventral, wobei die B1 Verletzung vorwiegend die ligamentären Strukturen und die B2 Verletzung die knöchernen Strukturen beinhaltet. Beim Typ B3 (Hyperextensionsscherfraktur) beginnt die Verletzung ventral, d.h. das anteriore Längsband zerreißt zuerst.

Bei Typ C Verletzungen, den Rotationsverletzungen, sind meistens beide Säulen betroffen und mit einer Typ A oder B Fraktur kombiniert, selten treten sie isoliert auf. Hier sind alle Längsbänder mitbetroffen und es kommt nicht selten zu einer neurologischen Symptomatik, was an Knochenfragmentverlagerungen in den Spinalkanal oder durch direkte Verletzungen erklärt werden kann. Die C1 Verletzung ist eine Rotationsverletzung mit Kompression des Wirbelkörpers. Die C2 Verletzung beruht

auf einer Rotations-, Distraktionsverletzung und die C3 Fraktur ist eine Rotationsverletzung mit horizontaler Abscherung [15, 74].

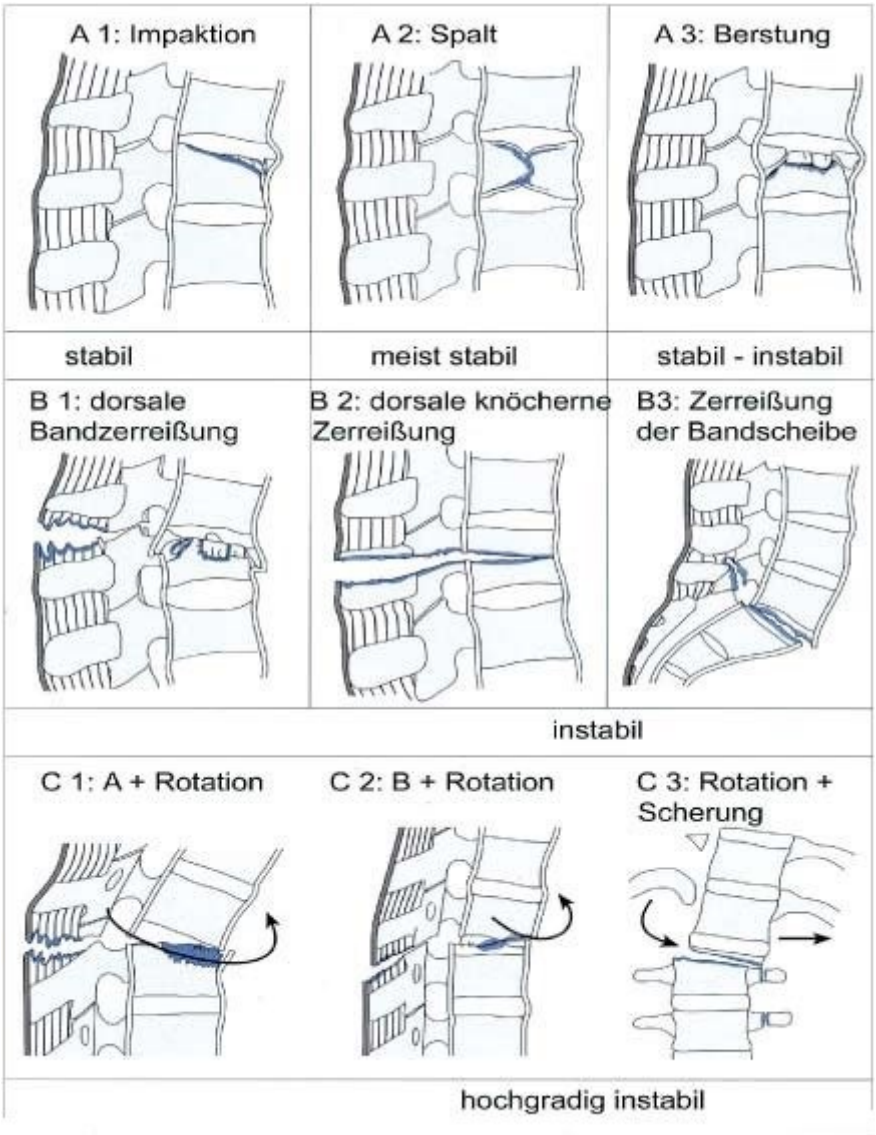


Abbildung 4: Klassifikation nach Magerl et al. aus [74][73]

Diese Klassifikation wurde 2013 von Vaccaro et al. „AO Spine thoracolumbar spine ingury classification system: fractur description, neurological status, an key modifiers“ nochmals erweitert, bzw. optimiert, zudem ist eine Einteilung des neurologischen Status mitberücksichtigt. Bei den Kompressionsfrakturen Typ A werden nun auch Frakturen der Dorn- und Querfortsätze mitberücksichtigt, so dass 4 Untergruppen beschrieben werden. Diese Einteilung spielt jedoch für die vorliegende Arbeit keine weitere Rolle, da die hier vorliegenden Frakturen nach der alten AO Klassifikation eingeteilt wurden.

1.3 Behandlungskonzepte von Wirbelkörperverletzungen

Im folgenden Abschnitt werden verschiedenen Therapieoptionen und deren Entstehung beschrieben, um die kontroverse Diskussion dieser Therapiemöglichkeiten zu erläutern. Zudem soll verdeutlicht werden, warum die Möglichkeit einer Kombination aus minimalinvasiver Operation und der perkutanen intravertebralen Reposition sinnvoll sein kann.

1.3.1 Konservative versus operative Therapie

Es gibt noch immer kontroverse Diskussionen darüber, welche Wirbelkörperfrakturen operativ und welche konservativ behandelt werden sollten. Frakturen des Typs A1 und A2 werden in der Regel konservativ behandelt. Diese stellt eine frühfunktionelle Behandlung bestehend aus Analgetika, Krankengymnastik und eventuell einem Drei-Punkt-Stützkorsett dar [17] [64].

Eine Sonderstellung nimmt hier der A2.3 Bruch ein, der sogenannte Kneifzangenbruch. Dieser kann zu einer Zerstörung der Bandscheiben führen und neigt zur Entwicklung einer Pseudarthrose, weshalb hier die Empfehlung einer operativen Behandlung ausgesprochen wird [17]. Frakturen vom Typ A3 stellen den Übergang von konservativer Therapie zur operativen dar [64]. Gerade in der Behandlung der A3.1. Frakturen, den inkompletten Berstungsfrakturen, welche vor allem bei jüngeren Patienten nach Wirbelsäulentrauma beschrieben werden, werden beide Therapiekonzepte unterschiedlich propagiert. Bei einer Zunahme der Kyphosierung oder Dislokation eines Fragmentes der Hinterkante sollte jedoch eine operative Stabilisierung erfolgen [85]. Da A3 Frakturen prinzipiell als instabil gelten, werden in vielen Kliniken die operativen Behandlungsmöglichkeiten bevorzugt [64].

Typ B Frakturen stellen aufgrund ihrer Instabilität und der Beteiligung der dorsalen ligamentären Strukturen in den meisten Fällen eine Indikation zur Operation dar [18, 74]. Die komplexen Wirbelkörperverletzungen vom Typ C sollten durch ihre schwere Instabilität ausschließlich operiert werden [18]. Neben der konservativen Behandlung wie oben beschrieben, bestehen die operativen Behandlungsmöglichkeiten in der alleinigen dorsalen, der ventralen und der Kombination aus beiden, der dorsoventralen Stabilisierung. Die verschiedenen Auseinandersetzungen und Diskussionen über die

unterschiedlichen Behandlungsmöglichkeiten zeigen, dass noch immer keine ausreichenden evidenzbasierten Studien zur Behandlung dieser Frakturen vorliegen [6]. Einige Veröffentlichungen zeigen jedoch, dass das konservative Therapieregime dem operativen bei Berstungsfrakturen nicht überlegen ist [40, 101]. Eine andere klinische Studie legt nahe, dass dorsale Stabilisierungen bei Berstungsfrakturen bessere Ergebnisse erzielen [96]. Die multizentrische Studie von Knop et al. zeigt, dass ventrale Implantate zur Korrektur von kyphotischen Fehlstellungen schlechtere Ergebnisse erzielen als die dorsale Stabilisierung mittels winkelstabilem Fixateur interne [65]. Auch bei kombiniertem Vorgehen mittels ventral eingesetztem autologen Knochenspan und dorsaler Instrumentation kann es zu Korrekturverlusten kommen [26]. Die multizentrische Studie von Reinhold et al. unterstreicht diese Erkenntnisse und beschreibt bessere Ergebnisse bei der kombinierten dorsoventralen Stabilisierung als bei der alleinigen ventralen. Zusätzlich ist das operative Vorgehen von den jeweiligen unterschiedlichen Kliniken und der Bevorzugung jedes einzelnen Operateurs abhängig [105]. Als aktueller Standard wird heute die dorsale Instrumentierung mittels Fixateur interne zur initialen Reposition bei A3 Frakturen angegeben [65, 82].

1.3.2 Die dorsale Stabilisierung

Hadra et al. waren einer der ersten, die eine Segmentversteifung mittels Drahtcerclage bei Wirbelkörperfrakturen durchführte [44]. 1958 entwickelte Harrington die nach ihm benannten Stäbe zur Reposition und Stabilisierung von Frakturen [62]. Fünf Jahre später entwickelten Roy-Camille et al. ein System der stabilen Spondylodese mit Hilfe einer transpedikulären Instrumentierung einer Platte. Dies führte zu einer Verminderung der Kräfte, die auf dieses Segment wirkten. Die Grundlage für dieses System entwickelten 1953 Holdworth und Hardy, die den ersten Fixateur interne beschrieben [33]. Bei der Methode von Roy-Camille wurde eine langstreckige Fusion über mehrere Segmente durchgeführt, die zu einer Versteifung und damit zu einer Immobilisation führten. Dies barg jedoch den Nachteil einer Überanstrengung der anderen Segmente mit Entstehung einer Arthrose [55, 89, 91].

Der Fixateur interne erfuhr eine Weiterentwicklung im Jahr 1977 durch Magerl et al. Diese etablierte den Fixateur externe, ein winkelstabiles System. Dieser ist ein äußerer Rahmenspanner, der transpedikulär über Schanz-Schrauben mit dem Wirbelkörper fixiert wird. Auch diese stellte eine stabile Spondylodese dar, jedoch mit den Vorteilen einer

Segmentfusion über kürzere Strecken und der gleichzeitigen Möglichkeit der Einbringung von Spongiosamaterial. Als Nachteil hierbei wird allerdings die Gefahr der Infektion entlang der Schrauben beschrieben [31, 75].

In den achtziger Jahren entwickelten Dick und Kluger das Modell des Fixateur interne mit transpedikulärer Verschraubung, die Rotations- und Winkelstabilität boten, weiter [25, 62]. Auch in den darauffolgenden Jahren fanden zahlreiche Modifikationen des Fixateur interne von Dick statt.

Bis heute stellt das System der transpedikulären Verschraubung ein Standardverfahren bei instabilen Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule dar. Es ermöglicht intraoperativ durch Distraktion bei kyphotischer Fehlstellung des Wirbelkörpers eine gute Reposition. Jedoch kommt es vor allem bei Berstungsbrüchen nach alleiniger dorsaler Stabilisierung mittels transpedikulärer Verschraubung nach längerer Zeit zum Repositionsverlust und Kyphosierung, weshalb diese Methode als alleinige Operationstechnik bei diesen Frakturen häufig als nicht ausreichen angesehen wird [41, 82].

Um einem Höhenverlust und einer Kyphosierung entgegen zu wirken, entwickelte Daniaux die transpedikuläre Einbringung einer Spongiosaplastik [21]. Er war der erste, der über diese Operationsmethode berichtete und beschrieb in einer seiner Studien bei der alleinigen dorsalen Stabilisierung mittels Platte (Roy-Camille-Platte) eine Kyphosierung von 14°, jedoch eine Repositionsverlust von nur 9° bei einer Kombination mittels Spongiosaplatik [22]. Verschiedene andere Studien konnten diesen Erfolg des geringeren Korrekturverlustes mittels Spongiosaplatik jedoch nicht bestätigen [63, 115]. Somit konnten Knop et al. in ihrer Studie keinen signifikanten Unterschied in den Ergebnissen zwischen den Patientenkollektiven, die mittels Spongiosaplatik oder denen, die nur mittels temporärer dorsaler Stabilisierung versorgt wurden, zeigen [63].

1.3.3 Die ventrale Stabilisierung

Die alleinige ventrale Stabilisierung bzw. Instrumentierung ist nur bei mechanisch weniger beanspruchten Frakturen, wie bei Kompressionsfrakturen des Typs A bei intakter hinterer Säule möglich. Die Operationsmethode mittels winkelstabiler ventraler Stabilisierung ähnelt in ihrer Biomechanik der dorsalen transpedikulären

Operationsmethode [16, 30, 43, 118]. Hier kommen verschiedene Plattensysteme oder auch ein Wirbelkörperersatz mittels Knochenspan oder Implantat in Betracht, wobei auch hier wieder die Methode mit Spongiosaplastik mit einer größeren Komplikationsrate angegeben wird [21, 22, 58]. Die verschiedenen Plattensysteme verschrauben winkelstabil die Wirbelkörper untereinander, wobei mehrere Schrauben pro Wirbelkörper verankert werden.

Es gibt unterschiedliche Studien zum Korrekturverlust und der Kyphosierung nach Stabilisierung. Been et al. operierten 39 Patienten mit dem Instrumentarium von Slot-Zielke, wo sie einen Repositionsverlust bei 4 Patienten von 11°-15°, bei 8 Patienten von 6°-10° und bei 17 Patienten von unter 5°, beschrieben [8]. Bei Xu et al. wurden 48 Patienten mittels ventralem Zugang mit Korpektomie Z-Plattenostheosynthese und Titanic mesh autograft in einer Sitzung operiert, sie beschrieben eine Verbesserung des präoperativen Kyphosewinkels im Mittel um 5,6° [117]. Kaneda et al. zeigten sogar eine dauerhafte Verbesserung des Kyphosewinkels bei 150 Patienten nach Stabilisierung mittels Kaneda-Implantat auf [59, 60]. Jedoch sind bei der reinen ventralen Instrumentierung die Repositionsmöglichkeiten immer noch stark limitiert, weshalb keine großen Dislokationen der Frakturen vorliegen dürfen und diese nur bei isolierten Kompressionsfrakturen angewendet werden sollten [18].

1.3.4 Die dorsoventrale Stabilisierung

Die minimalinvasive dorsale Instrumentierung mittels Fixateur interne stellt heutzutage den Goldstandard bei Berstungsfrakturen dar. Jedoch kann oftmals kein ausreichendes Repositionsergebnis bzw. kein ausreichender Höhenerhalt der ventralen Säule erreicht werden, weshalb die Rekonstruktion der ventralen Säule an Bedeutung gewinnt. Gerade auch in Hinblick auf die Vermeidung kyphotischer Fehlstellungen ist die biomechanische Wiederherstellung der vorderen Säule wichtig. Hierbei wird die Reposition der Fraktur über die dorsale Instrumentierung erreicht und eine Dekompression über den ventralen Zugang. Eine Kombination aus der dorsalen Instrumentierung und einer ventralen Stabilisierung im zweiten Eingriff zeigt einen deutlichen Repositionsvorteil gegenüber der reinen dorsalen Methode. Allerdings ist als großer Nachteil dieser Kombination die Durchführung der Operationen in zwei verschiedenen operativen Sitzungen, vor allem bei multimorbiden Patienten zu nennen, sowie eine damit verbundene erhöhte Komplikationsrate [17, 18, 41, 112].

Zusätzlich kann zur dorsoventralen Stabilisierung eine Stabilisierung der ventralen Säule mittels Knochenspan oder verschiedenen Cages erfolgen. Ein Maximum vor allem der Rotationsstabiliät stellt die zusätzliche seitliche Verplattung, die sogenannte 360°Fusion, dar [17]. Gertzbein et al. beschreibten eine 97%ige Fusionsrate bei der Kombination einer ventralen Instrumentierung, Knochenspanimplantation und einer dorsalen transpedikulären Instrumentierung [38]. Einen geringeren Repositionsverlust bei Verwendung eines Knochenspans berichten auch Stoltze und Harms. Diese haben in einem Nachbeobachtungszeitraum von mindestens 2 Jahren 201 Patienten beobachtet. Bei über 50% der 39 Patienten, die mit dorsaler Instrumentierung behandelt wurden, zeigte sich ein Verlust von über 2°. Hingegen lag der Repositionsverlust bei den Patienten, die mit kombinierter dorsoventraler Instrumentierung und Knochenspan operiert wurden in über 90% bei unter 2°. Jedoch wird in sechs Fällen ein Zusammensinken des Knochenspans und einen daraus resultierenden Repositionsverlust beschrieben [97].

In der multizentrischen Studie von Knop et al. wird ein Repositionsverlust von 8° bei dorsoventraler Stabilisierung mit autologen Knochenspan beschrieben [65]. In einer weiteren großen Studie von 2009 berichten Reinhold et al. einen geringeren Repositionsverlust bzw. eine geringere Kyphosierung bei dorsoventraler Stabilisierung im Gegensatz zur einfachen dorsalen Instrumentierung. Zusätzlich beschreiben sie eine bessere sagittale Ausrichtung der Wirbelsäule bei Wirbelsäulenersatzimplantaten mittels Cages im Vergleich zu Beckenkammspänen [83].

1.3.5 Die Vertebro- und Kyphoplastie

Schon seit vielen Jahren wird Zement zur Stabilisierung von unterschiedlichsten Frakturen genutzt, wie beispielsweise in der Endoprothetik [35, 45]. Auch in der Wirbelsäulenchirurgie hat diese Möglichkeit der Stabilisierung Einzug erhalten. Die Vertebroplastie wurde zuerst als offene Operation nach Tumorresektion eingeführt. Jedoch wies diese große Risiken auf, wie zum Beispiel den Zementaustritt und war vor allem für multimorbide Patienten ungeeignet. Aus der offenen Operationsmethode entstand die perkutane Vertebroplastie, wobei über einen transkutanen Zugang mittels Kanüle der Zement eingespritzt wurde. 1984 wurde diese zum ersten Mal von Galibert et al. durchgeführt und 1987 publiziert [35]. Sie operierten ein Hämangiom im HWK 2

über einen anterolateralen Zugang. Das Outcome zeigte sich vielversprechend. Der Patient gab eine absolute Beschwerdefreiheit an, weshalb diese Technik bei sechs weiteren Patienten angewendet wurde. Viele weitere Studien mit verschiedenen Materialien, Schrauben etc. wurden durchgeführt um diese Methode weiter zu optimieren. Der posterolaterale Zugang, der zu Beginn genutzt wurde, stellte sich durch eine vermehrte Zementextravasation entlang der Instrumente als ungeeignetere Methode dar, weshalb der transpedikuläre Zugang gewählt wurde [35].

Die Vertebroplastie erhielt 1990 in den USA Einzug in die Klinik [53]. 1998 wurden die ersten Kyphoplastie durch Reiley mit Erfolg durchgeführt, die einige Vorteile gegenüber der Vertebroplastie zeigte [36]. Hierbei werden minimalinvasiv transpedikulär zwei Ballons in den Wirbelkörper eingebracht. Diese weisen eine hohe Druckbelastbarkeit auf, weshalb eine Fraktur des Wirbelkörpers wieder aufgerichtet werden kann. Dadurch, dass so ein Hohlraum geschaffen werden kann, kann hier ein visköserer Zement als bei der Vertebroplastie genutzt werden. Zudem ist ein geringer Druck bei der Einbringung des Zements nötig [49, 108]. Somit konnte beobachtet werden, dass es bei der Kyphoplastie im Gegensatz zur Vertebroplastie deutlich seltener zu Zementaustritten und einer erfolgreicheren Höhenwiederherstellung der frakturierten Wirbelkörper bei vergleichbarer Schmerzreduktion kommt [32, 48, 99].

Bis zum heutigen Zeitpunkt gibt es keine einheitliche, evidenzbasierte Vorgabe bei welcher Indikationsstellung eine Vertebro- bzw. Kyphoplastie durchgefürt werden sollte. Als Indikationen werden Hämangiome, multiple Myelome, osteolytische Metastasen, Osteoporose und die Osteogenesis imperfecta angegeben [86]. Zu der Versorgung traumatisch bedingter Wirbelkörperfrakturen bei jungen Patienten ohne Osteoporose mittels Kypho- oder Vertebroplastie ist die Studienlage noch sehr uneindeutig, zudem gibt es nur Fallberichte und kaum evidenzbasierte Studien [3, 20, 73, 82, 94].

Auch bei den Indikationen, welcher Frakturtyp mittels dieser beiden Methoden versorgt werden sollte, herrscht noch Uneinigkeit in der Literatur [19, 73, 87]. Die Ballonkyphoplastie wird vor allem dann eingesetzt, wenn die Basis des Wirbelkörpers noch intakt ist, da diese eine Stützfunktion einnimmt. Das heißt, sie ist vor allem bei einfachen Kompressionsbrüchen oder Einbrüchen der Grund -und Deckenplatte mit stabiler Hinterkante vom Typ A1.1-A1.3 indiziert [48]. Becker et al. geben als Indikation

eine Kyphosierung und eine lokalisierte Fragmentzone in der Spongiosa, sowie die Endplatten-Impressionsfraktur als Indikation an [7]. Somit können auch hier die inkompletten Berstungsbrüche (A3.1) mittels Ballon versorgt werden. Aufgrund der Schwierigkeit der Stabilisierung der einzelnen Fragmente und der größeren Gefahr der Zementextravasation bei Spaltbrüchen (A2), Berstungsspaltbrüchen (A3.2) und kompletten Berstungsbrüchen (A3.3) zeigt sich die Vertebro- und Kyphoplastie hier nicht indiziert. Des Weitern geben Becker und Ogon als Indikation für die Kyphoplastie die Korpusfrakturen mit Distraktion und tranossärer Distraktion (B1.2 und B2.3), jedoch nur in Kombination mit einem Fixateur interne, an [7]. Laut Maestretti können auch komplette Berstungsfrakturen (A3.3) mit einer Kombinierung aus dorsaler Instrumentierung und Ballonkyphoplastie versorgt werden [73].

1.3.6 Zementaugmentation

Vor allem in biomechanischen Studien konnte immer wieder gezeigt werden, dass eine Augmentation mit Zement sowohl die Steifigkeit, als auch die Druckbelastbarkeit des Wirbelkörpers erhöht [9, 47, 48]. Vor allem bei älteren Patienten mit osteoporotisch bedingten Wirbelkörperfrakturen wird als gängigster Kunststoff das Polymethylmetacrylatzement (PMMA) verwendet, was nach Injektion unter Polymerisation aushärtet. PMMA bietet eine große mechanische Primärstabilität, jedoch findet die Polymerisation unter großer Hitzeentwicklung mit Gefahr von Hitzeschäden statt. Diese konnten in Tierexperimenten nachgewiesen werden [12, 48]. Zusätzlich konnten hier keine knöchernen Umbau- oder Einbauprozesse nachgewiesen werden [34]. Langzeitergebnisse über die Verwendung von PMMA bei der Kyphoplastie existieren noch nicht, weshalb es noch keine Daten über eine mögliche Lockerung des Kunststoffes gibt. Gerade bei der Verwendung des PMMA bei jungen Patienten spielen diese Komplikation~~,~~ sowie der nicht stattfindende knöcherne Umbau eine entscheidende Rolle. Schmelzer-Schmied et al. [94] nutzen in ihrer Studie bei jungen Patienten einen anorganisches Calciumphosphatzement (CaP), aus dem durch Kristallisation ein druckbelastbarer Hydroxylapatit entsteht, mit klinisch ähnlich guten Ergebnissen im Vergleich zum PMMA. Auch Graefe et al. [42] beschreiben im 3-Jahres Follow-up nach Kyphoplastie unter der Verwendung von CaP keinen signifikanten Unterschied zum PMMA in der Funktion, der Schmerzen und der Höhe des Wirbelkörpers. Sehr positiv zeigt sich hier, dass dieser Zement auf zellulärer Ebene ab- und umgebaut wird, so dass dieser knöchern eingebaut werden kann [48, 71].

Vor allem bei einfachen Druckbelastungen stellt der CaP eine sehr gute Alternative zum PMMA dar. Allerdings ist seine Festigkeit bei Scher- und Biegekräften geringer, weshalb er nicht bei Patienten mit komplexen traumatisch bedingten Wirbelkörperfrakturen vom Typ A3.3, B oder C eingesetzt werden sollte [48, 94].

2 Fragestellung und Zielsetzung dieser Arbeit

Inkomplette Berstungsfrakturen des thorakolumbalen Übergangs nach Hochrasanztraumen stellen, mit zunehmender Inzidenz, vor allem bei jungen Patienten, eine häufige Verletzung dar [61]. Die Studienlage über die Versorgung dieser Frakturen zeigt sich bis heute noch unklar und nicht eindeutig. Ziel dieser Arbeit ist ein Vergleich unterschiedlicher Stabilisierungsmethoden in Hinblick auf den Höhenerhalt und die ventrale Stabilität des Wirbelkörpers bei inkompletten Berstungsfrakturen. Der in dieser Arbeit verwendete SpineJack® ähnelt in der Operationsmethodik der Kyphoplastie, fand jedoch bei jungen Patienten noch keine große Verwendung, sondern wurde bis zum jetzigen Zeitpunkt zumeist in der Versorgung osteoporotisch bedingter Frakturen des älteren Menschen eingesetzt.

Zur besseren Vergleichbarkeit biomechanischer Studien an Kadavern ist es wichtig, dass eine standardisierte Generierung von Frakturen erreicht wird. Dieses stellte immer wieder eine Problematik in anderen Kadaverstudien dar. Somit stellt sich zu Beginn dieser Arbeit die Frage:

- Wie kann die Generierung der Frakturen standardisiert durchgeführt werden?

Des Weiteren sollen in dieser Arbeit folgende weitere Fragen beleuchtet und diskutiert werden:

- Bei welcher Operationsmethode ist der Höhenerhalt des Wirbelkörpers am erfolgreichsten?
- Ist eine Zementaugmentation bei Einsetzten des SpineJacks® notwendig?
- Welche Relevanz könnte der SpineJack® im klinischen Alltag erzielen?

3 Material und Methodik

Im Folgenden Kapitel wird ausführlich auf die verwendeten Materialien, die Präparation der Wirbelkörper sowie Frakturgenerierung eingegangen. Zudem sollen die Methodiken der verschiedenen Operationen erklärt werden.

3.1 Studiendesign

Diese Kadaver-Studie ist eine randomisierte, kontrollierte vergleichende Studie. Sie wurde im Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie an der Phillips-Universität Marburg im biomechanischen Labor an 28 humanen fresh-frozen Wirbelsäulen durchgeführt. Nach Rücksprache mit der Ethikkommission war für dieses Studiendesign kein Votum erforderlich (siehe Anhang Schreiben der Ethikkommission).

3.2 Der SpineJack®

Der SpineJack® ist ein Wirbelkörperimplantat, welches der anatomischen Rekonstruktion der Wirbelkörper dient, bei denen durch übermäßige unidirektionale Kompressionskraft eine Kompressionsfraktur des Wirbelkörpers aufgetreten ist. Das intravertebrale Implantat ermöglicht eine Reposition durch das Ausüben einer unidirektionalen kraniokaudalen Distraktionskraft, die kontrolliert in die Fraktur entgegengesetzt wird. Die umgebende Spongiosa bleibt dabei intakt. Der SpineJack® soll sowohl der anatomischen Rekonstruktion dienen als auch die mechanische Stabilität des Wirbelkörpers wiederherstellen.

Das in dieser Studie verwendete Modell besitzt einen Durchmesser von 5 mm, eine Länge von 25 mm und eine Expansionsfähigkeit von 17 mm. Das Implantat besteht aus einer Titanlegierung. Nach Einsetzen des SpineJacks® kann mit Hilfe eines Röhrchens Zement (PMMA) eingebracht werden, um eine zusätzliche Stabilität zu erzielen. Der transpedikuläre Zugang zum Wirbelkörper erfolgt mithilfe eines Trokars, um eine optimale Position (das heißt den kraniokaudale und den mediolaterale Winkel des Implantates) zu gewährleisten. Dieses geschieht unter Durchleuchtung mittels C-Bogen (90° Rotation). Durch den Pedikel wird der Trokar in das erste Drittel des Wirbelkörpers eingebracht und das Innenteil des Trokars entfernt. Nun wird ein Führungsdraht bis zur Hälfte des Wirbelkörpers vorgeschoben. Ein Arbeitskanal mit einem integrierten Bohrer wird über den Führungsdraht vorgeschoben, mit dem die Kortikalis eröffnet werden kann.

Der Führungsdraht wird entfernt, die Bohrung bis zur gewünschten Implantationsposition fortgeführt und aus dem Arbeitskanal entfernt. Dieses Prozedere wird genauso an dem zweiten Pedikel durchgeführt. Im Anschluss wird das Implantat eingebracht und kann wie ein Wagenheber expandieren. Dieses wird auf beiden Seiten gleichzeitig durch Drehungen und unter ständiger Kontrolle mittels C-Bogen durchgeführt, bis die gewünschte Reposition erreicht ist. Der Zement (PMMA, Cohesion Vexim, Balma, France) wird zur Applikation angemischt und über den Arbeitskanal mithilfe einer Transfervorrichtung appliziert. Die Transfervorrichtung, die Arbeitskanüle und der Implantatexpander können am Ende entfernt werden [107].

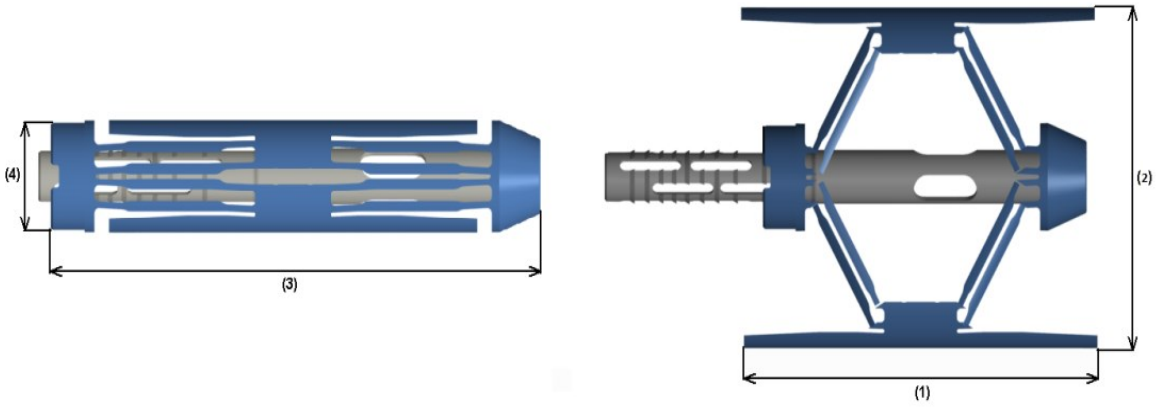


Abbildung 5 SpineJack®, Vexim, Balma, France

3.3 Wirbelsäulenpräparate und Präparation

Für diese Studie wurden 28 Wirbelsäulen (HWK1 bis Os sacrum) inklusive der paravertebralen Weichteile, die direkt nach dem Versterben der Patienten eingefroren wurden, verwendet. Somit konnte eine Verletzung der Bandstrukturen oder der Bandscheiben weitestgehend ausgeschlossen werden. Die Präparate stammen aus dem Anatomy Gifts Registry in Hanover, Maryland aus den USA.

Die Kadaver wurden bei -20°C transportiert und gelagert. Um das Risiko von osteoporotischen Wirbelsäulen zu mindern, wurden nur männliche Kadaver mit einem durchschnittlichen Alter von 64,9 Jahren (+/- 6,5 Jahren) verwendet. Als Ausschlusskriterium galten Tumorerkrankungen, Osteoporose, Arthritiden und Medikamente, die ein Risiko für Osteoporose beinhalten. Um Deformitäten oder Verletzungen auszuschließen, wurden von allen Wirbelsäulen zuvor computertomographische Aufnahmen durchgeführt.

Nach schonendem Auftauen über 12 Stunden bei Raumtemperatur wurden die Wirbelsäulenabschnitte BWK 11 bis LWK 3 (insgesamt 5 Wirbelkörper) zwischen den angrenzenden Bandscheiben en bloc ab- und freipräpariert. Es wurden somit je zwei Wirbelköper angrenzend an den Wirbelkörper der frakturiert werden sollte belassen, um die Möglichkeit der dorsalen Stabilisierung zu gewährleisten. Hierbei wurde vor allem auf eine Unversehrtheit von ossären, ligamentären und diskogenen Strukturen geachtet. Somit blieben sowohl die vorderen als auch die hinteren Bandstrukturen und die Zwischenwirbelscheiben intakt. Die Wirbelkörper wurden mit NaCl 0,9% getränkten Kompressen umwickelt, um ein Austrocken zu verhindern. Zur Präparation wurden chirurgische sowie anatomische Pinzetten, Einmalskalpelle mit der Klingengröße 10 und 12 sowie ein Luer genutzt.

Präparat	**Alter**	**Gewicht (kg)**	**Größe (cm)**	**Todesursache**
1	58	127,0	180,3	Herzstillstand
2	58	99,8	170,2	Leberzirrhose
3	61	136,1	172,7	Herzstillstand
4	72	112,0	170,2	Multiorganversagen
5	65	99,8	177,8	Herzstillstand
6	62	90,7	182,9	Ersticken durch Helium
7	57	89,8	177,8	Myokardinfarkt
8	63	108,9	180,3	Leberzirrhose
9	57	64,0	172,7	Herzinfarkt
10	65	59,0	177,8	Leukämie
11	62	65,8	172,7	ASCVD
12	62	108,9	188,0	Herzstillstand
13	53	52,2	167,6	COPD
14	65	99,8	144,8	Pneumonie
15	72	113,4	177,8	Angeborener Herzfehler
16	51	101,6	175,3	Intrazerebrale Blutung
17	61	113,4	177,8	Lungenfibrose
18	70	93,4	172,7	COPD
19	62	90,7	175,3	Myokardinfarkt
20	69	122,5	188,0	Herzstillstand
21	69	79,4	188,0	Demenz
22	72	68,0	180,3	Kardiomyopathie
23	72	72,6	165,1	Apoplex
24	74	102,1	182,9	Sepsis
25	73	108,9	180,3	ASCVD
26	70	90,7	170,2	Pneumonie
27	73	47,6	177,8	Morbus Parkinson
28	70	124,7	182,9	Herzstillstand

Tabelle 1: Übersicht der Wirbelsäulenpräparate

3.4 Einbettung der Wirbelsäulen

Um die Wirbelkörper standardisiert und zudem gesichert sowohl in der Belastungsmaschine sowie in der Vorrichtung zur standardisierten Frakturierung zu verankern, wurden diese in Aufnahmebehälter eingegossen. Die Gussformen wurden ebenso wie der Turm zur Generierung der Fraktur eigens für diesen Versuch von den Technischen Werkstätten der Philipps-Universität Marburg hergestellt. Bei allen Wirbelsäulenpräparaten wurde jeweils der oberste Wirbelkörper (BWK11) und der unterste (LWK3) in Technovit der Firma Heraeus Kulzer aus Deutschland (Produktbezeichnung Technovit 3040, CAS-Registernummer 94-36-0) eingebettet. Technovit ist ein Kunststoff auf MMA-Basis (Methylmethacrylat-Basis), der aus zwei Komponenten besteht, einer Pulver- und einer Flüssigkeitskomponente. Nach dem Anmischen (Mischverhältnis 1:1) härtet der Kunststoff in etwa 20 Minuten aus [69].

Die Wirbelsäulen wurden in physiologischer und anatomisch korrekter Position eingebettet. Sie wurde jeweils an einem Ständer mittels Zwingschraube befestigt und mittels Wasserwage horizontal ausgerichtet, die Grundplatte des LWK 3 wurde parallel zum Eingussgefäß eingebettet. Das Eingussgefäß, welches eine kreisförmige, zerlegbare Form mit einem Durchmesser von 10cm darstellt, konnte mittels 4 Schrauben in 2 Halbschalen zerlegt werden, was das Herauslösen der Präparate vereinfachte. Zudem wurde diese vor dem Einguss mit Vaseline benetzt, um zusätzlich ein vereinfachtes Lösen der Präparate nach Aushärtung des Technovits zu gewährleisten.

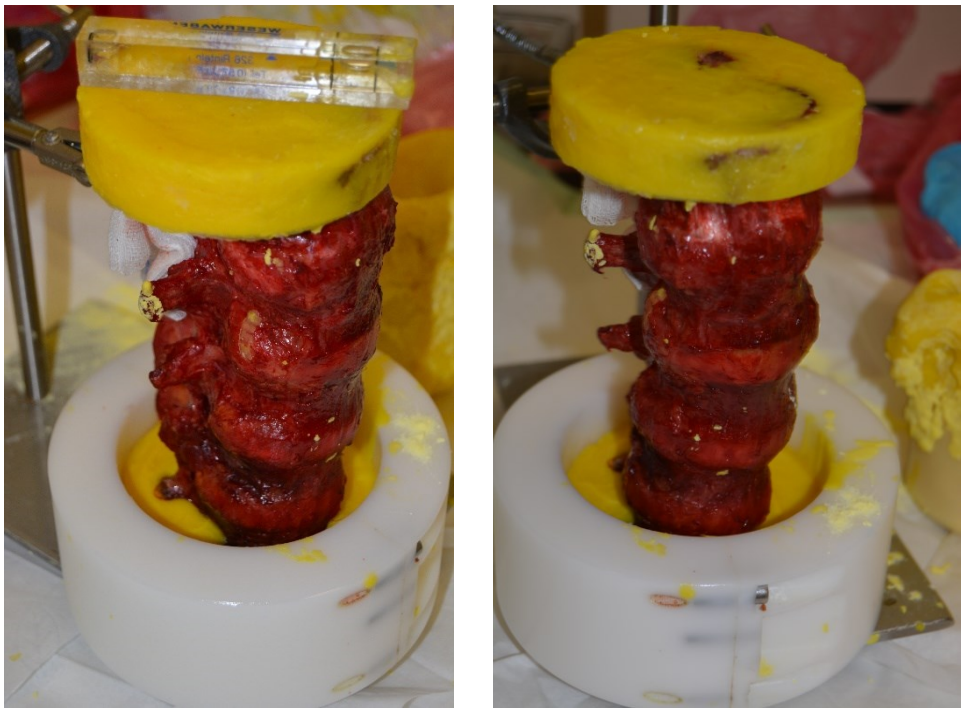


Abbildung 6: Einguss der Präparate

3.5 Generierung der Frakturen

Um traumatische Berstungsfrakturen standadisiert zu generieren, wurde ein Modell entwickelt, welches Hochrasanztraumen simulieren sollte. Panjabi et al. beschreiben1995 ein Modell, um Hochrasanztraumen zu erzeugen. Sie nutzen 16 menschliche Wirbelsäulen, beschreiben jedoch nicht, auf welcher Höhe sie diese frakturierten [79]. Kallemeier et al. nahmen dieses Modell zur Hilfe, um thorakolumbale Berstungsfrakturen zu erzeugen. Hier wurden Frakturen in LWK1 beschrieben, jedoch gaben diese mit neun Wirbelsäulen eine recht geringe Fallzahl an [57].

Auch Jones et al. Beschreiben 2011 Berstungsfrakuren im LWK1 bei fünf Kadavern, wobei sie BWK10 bis LWK4 präperierten und 25 kg zur Simulation eines Hochrasanztraumas nutzten [54]. Der in dieser Arbeit verwendete Turm orientierte sich in seinem Aufbau an den zwei bereits in der Literatur beschriebenen Modellen von Panjabi et al. und Kallemeier et al. [57, 79]. Um eine hohe Energie zu generieren, wurde ein metallener Turm mit einer Höhe von 1,7 m gebaut. Aus dieser Höhe wurde ein Gewicht von 7 kg durch eine horizontale Röhre, die viele kleine Öffnungen zur Luftzirkulation besaß, auf einen Impactor fallengelassen. Dieser war in seiner Verschiebung auf 2,5 cm limitiert, um das Gewicht abzufangen und es gleichmäßig auf die Wirbelsäule zu verteilen. Direkt unter diesem Impactor wurden die eingebetteten Wirbelkörper in physiologischer Position, in einer der Eingussform identen metallenen Vorrichtung befestigt.
Der in dieser Arbeit verwendete Turm wurde eigens für diesen Versuch von den Technischen Werkstätten der Philipps-Universität Marburg hergestellt.

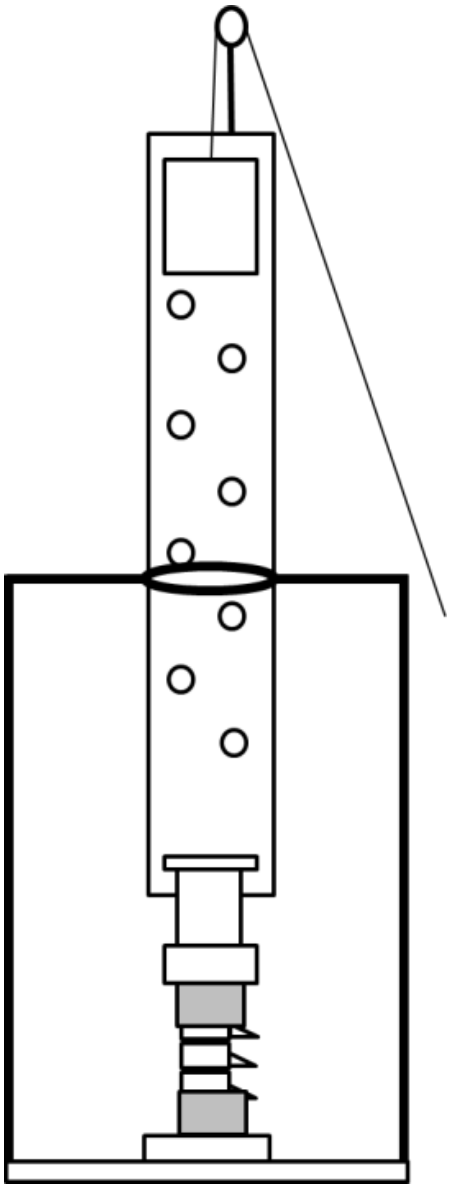


Abbildung 7: Turm zur Generierung der Frakturen [77]

Abbildung 8: Positionierung der Wirbelsäule zur Generierung der Frakturen [77]

Um eine Berstungsfraktur nur im Wirbelkörper LWK1 zu gewährleisten, wurden in diesem Sollbruchstellen mittles Einsägen der oberen Endplatte des Wirbelkörpers und der Lamina des ersten Lendenwirbelkörpers, wie auch schon Kallemeier et al. und Hartensuer et al. es beschrieben, erzeugt [46, 57]. Diese waren 0,1 mm breit und 0,5mm tief (siehe Abbildung).

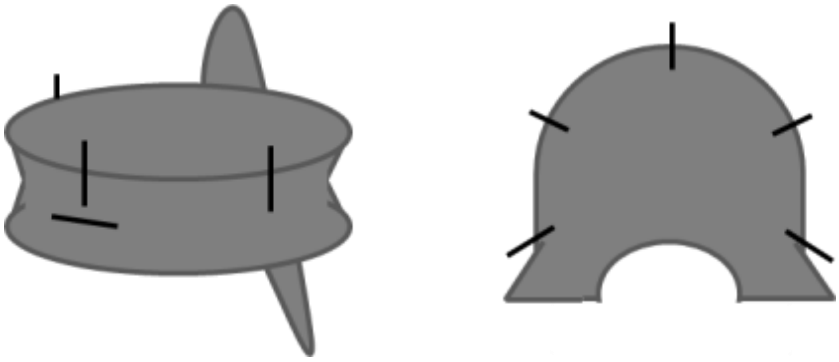


Abbildung 9: Anzeige der Sollbruchstellen am Wirbelkörper [77]

3.6 Belastungsmaschine

Die Belastungsmaschine ist eine servohydraulische Prüfmaschine der Firma Bose, bestehend aus einem Motor, einer Grundplatte und einem Kraftaufnehmer (Bose ElectroForce LM2 TestBench). Die Belastungen können statisch als auch zyklisch durchgeführt werden. Der Hubweg des Hebelarms der Maschine beträgt 25 mm, die maximale Kraft 3000 Newton.

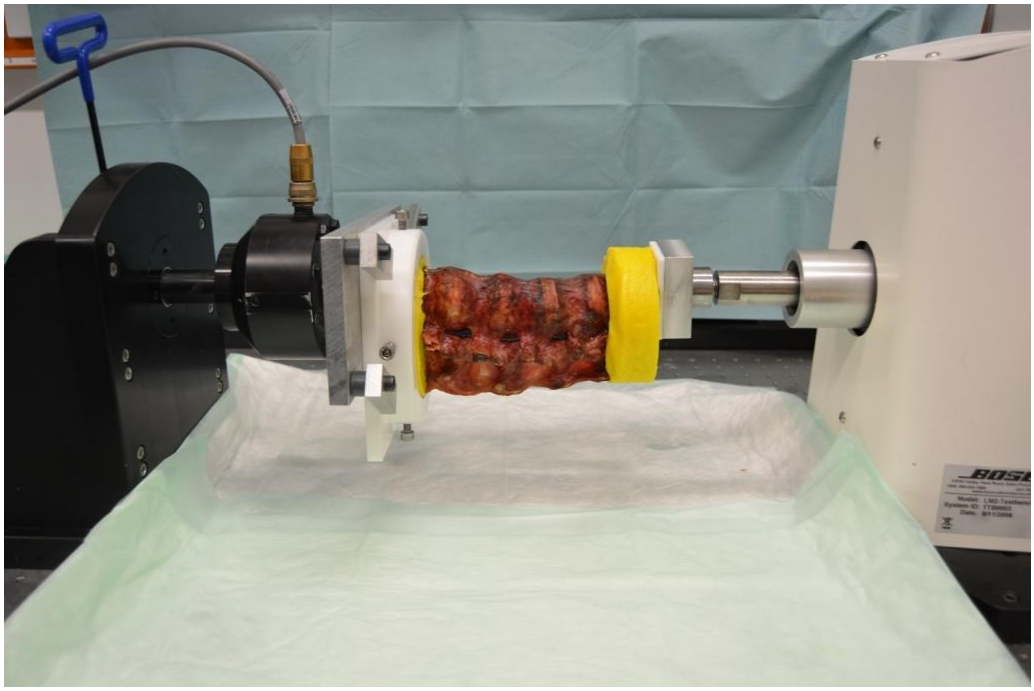


Abbildung 10: Belastungsmaschine Bose ElectroForce LM2 TestBench mit eingespannter Wirbelsäule [68]

3.7 Messgrößen

Im Folgenden werden die verwendeten radiologischen Messgrößen anhand von Beispielen aufgeführt und erläutert.

3.7.1 Radiologische Messungen

3.7.1.1 Computertomographie

Die Wirbelsäulen wurden vor Beginn der Präparation CT-graphisch untersucht, um eine Unversehrtheit der Präparate zu gewährleisten. Es konnten somit Frakturen, grobe Fehlstellungen und ähnliches ausgeschlossen werden.

Des Weiteren wurden alle Messgrößen mittel CT-Scan mit Hilfe des Computerprogramms IMPAX EE R20 XIV SU2 v20141010_0941 ausgemessen. Das heißt, die Präparate wurden zusätzlich nach Generierung der Fraktur, nach der operativen Versorgung und nach Belastung CT-graphisch untersucht.

3.7.1.2 Röntgen

Intraoperativ wurde die Schraubenlage mittels C-Bogen röntgenologisch regelmäßig kontrolliert. Geröntgt wurde im anterior-posterioren und lateralen Strahlengang. Der C-Bogen zeigte eine Rotationsfähigkeit von 90° auf.

3.7.2 Wirbelkörperhöhen

Die Wirbelkörperhöhen wurden mit Hilfe von CT-Bildern sowohl vor Generierung der Frakturen, nach der Frakturierung, nach der Operation als auch nach der zyklischen Belastung gemessen. Es wurde jeweils die vordere, die zentrale und die hintere Säule in der mittleren sagittalen Ebene des Wirbelkörpers (LWK1) ausgemessen. Hierzu wurde der Wirbelkörper in seinem größten Durchmesser und seiner größten Höhe verwendet.

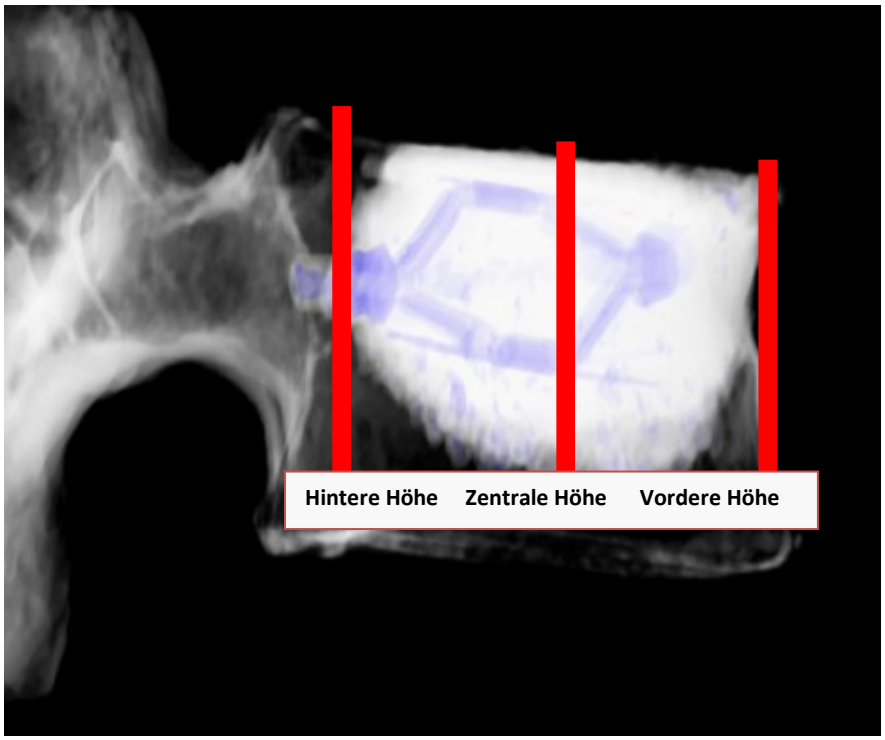


Abbildung 11: Höhenmessung an einem Wirbelkörper

3.7.3 Spinalkanal

Die Enge des Spinalkanals wurde in der axialen Ebene mittels CT-Bildern gemessen und prozentual als minimaler Diameter vor der Frakturierung (=100%), nach Generierung der Fraktur, postoperativ und nach der zyklischen Belastung angegeben.

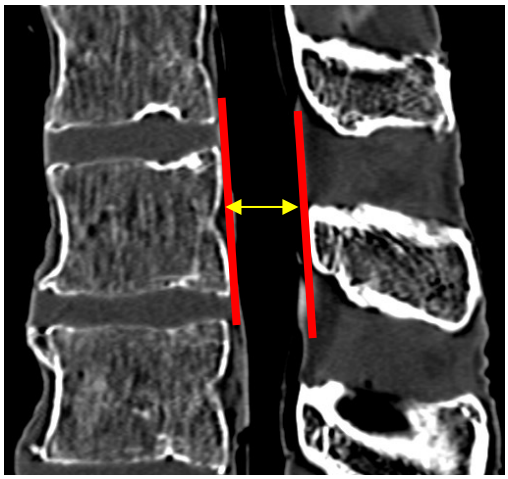


Abbildung 12: Beispiel der Messung des Spinalkanals vor Frakturierung
CT-Bild in seitlicher Projektion

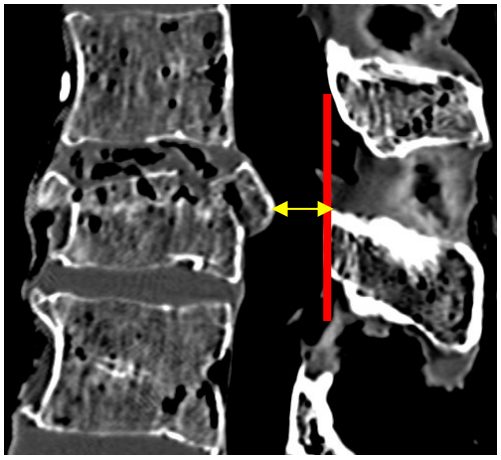


Abbildung 13: Beispiel der Messung des Spinalkanals nach Frakturierung
CT-Bild in seitlicher Projektion

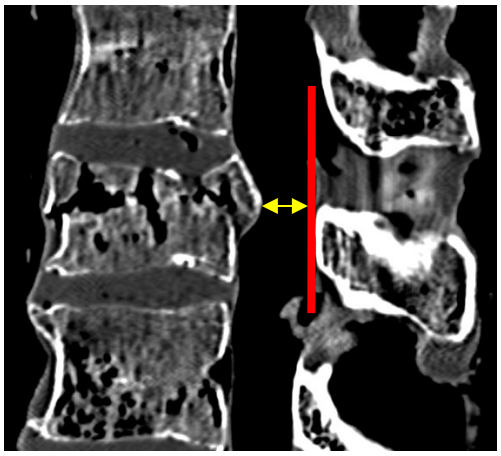


Abbildung 14: Beispiel der Messung des Spinalkanals postoperativ, CT-Bild in seitlicher Projektion

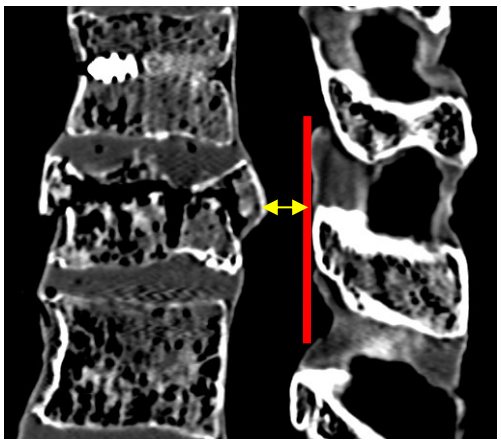


Abbildung 15: Beispiel der Messung des Spinalkanals nach zyklischer Belastung
CT-Bild in seitlicher Projektion

3.7.4 Cobb-Winkel

Wie auch in anderen Studien wurde der Cobb-Winkel, welches der Winkel zwischen der oberen Deckplatte des 12. Brustwirbelkörpers und der unteren Endplatte des 2. Lendenwirbelkörpers darstellt, gemessen. Dieser wurde in der mittleren sagittalen Ebene des Wirbelkörpers anhand von CT-Bildern zu den gleichen Zeitpunkten wie auch der Spinalkanal gemessen.

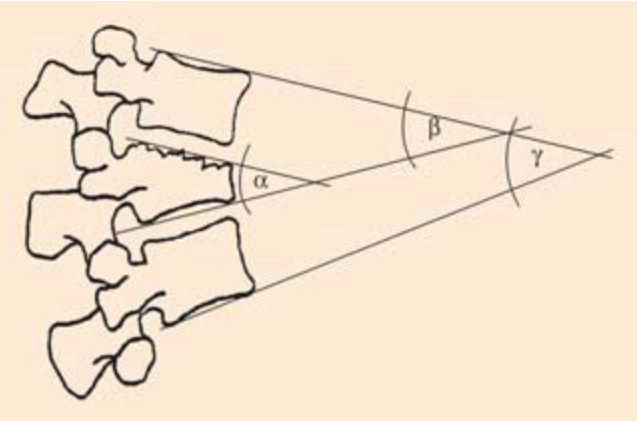


Abbildung 16: Kyphosewinkel nach Cobb
β segmentale Kyphose, γ lokale Kyphose; Thorakolumbale Wirbelfrakturen nach konservativer und operativer Behandlung Abhängigkeit des Korrekturverlustes von der Höhenlokalisation, S.Katscher, Unfallchirurg 2003 [106:20–27].

3.7.5 Stabilität/Steifigkeit

Um die Steifigkeit bzw. die Festigkeit der Präparate als auch die Stabilität vor Generierung der Fraktur wie auch nach Frakturierung zu bestimmen, wurden die Wirbelsäulen mit einer servohydraulischen Maschine (Bose Elektroforce LM2 Test Bench) belastet. Diese wurde mittels axialer Belastung bei den intakten Wirbelkörpern mit 600 N, 50 Zyklen und 1Hz durchgeführt. Postoperativ wurden die Wirbelkörper mit 600 N, 100.000 Zyklen und 3Hz belastet. Diese Drücke zur Belastung wurden aufgrund verschiedener Messungen der Drücke an den Bandscheiben in unterschiedlichen Körperpositionen anhand verschiedener Studien ermittelt. Sato et al. beschreibendie auf die Wirbelsäule wirkenden Drücke bei einem Körpergewicht von 73 kg auf die Lendenwirbelkörper 4-5 in folgender Reihenfolge: 144 N in vornübergebeugter Körperposition, in seitlicher Lage 240 N, 800 N im aufrechten Stand und 996 N beim aufrichten Sitzen [92]. Aufgrund dieser Ergebnisse können sowohl die Pathophysiologie als auch die biomechanische Belastung der Wirbelsäule genauer beschrieben werden [92]. Anhand dieser Daten wurden in verschiedenen Studien unterschiedliche Drücke zur Belastung gewählt. Somit beschreiben Rotter et al. eine Vorlast von 110 N, die der Belastung der Wirbelsäule in Bauchlage entsprechen [88]. Wilke et al. verwenden hingegen einen axialen Druck von 100 N als Vorlast [114]. Anhand dieser Studien orientieren sich die in dieser Arbeit verwendeten Drücke, um eine möglichst physiologische Belastung zu gewährleisten.

3.8 Einteilung der Gruppen

Nach Generierung der Fraktur wurden alle Wirbelkörperfrakturen anhand der AO/OTA Klassifikation eingeteilt [74]. Die Frakturmorphologie stellte das erste Kriterium dar, die 28 Präparate in 4 Gruppen zu unterteilen. Da 16 A 3.1, 8 A 3.2 und 4 A 3.3 Frakturen vorlagen, beinhaltete jede Gruppe 4 A3.1. Frakturen, 2 A 3.2 und je 1 A 3.3 Fraktur. Das zweite Kriterium zur Gruppenzuteilung stellte die prozentuale Höhenabnahme der mittleren Achse des frakturierten Wirbelkörpers dar. Als drittes Kriterium wurde die Wirbelkörpergröße genutzt, um eine Vergleichbarkeit der Größe des Operationsmaterials, wie z.B. die Schraubenlänge, zu gewährleisten. Durch diese Einteilung ergaben sich folgende Gruppen:

Gruppe 1:
Posteriore Instrumentation mittels pekutanem System (CD HORIZON®Sextant® II, Medtronic, Sofamor Danek)

Wirbelsäule	Frakturtyp	Zentraler Höhenverlust (%)
8	A 3.3	57,59
11	A 3.2	74,31
13	A 3.2	70,09
3	A 3.1	72,73
24	A 3.1	75,49
21	A 3.1	84,96
15	A 3.1	66,93
Mittelwert		**71,73**

Tabelle 2: Gruppe 1 randomisiert

Gruppe 2:
Posteriore Instrumentation mittels perkutanem System(CD HORIZON®Sextant® II, Medtronic, Sofamor Danek) + SpineJack®(Vexim, Balma, France) + Zementaugmentation

Wirbelsäule	Frakturtyp	Zentraler Höhenverlust (%)
9	A 3.3	64,31
6	A 3.2	77,07
7	A 3.2	70,94
25	A 3.1	54
1	A 3.1	76,56
5	A 3.1	94,38
14	A 3.1	71,66
Mittelwert		**72,7**

Tabelle 3: Gruppe 2 randomisiert

Gruppe 3:
Operation mittels SpineJack®(Vexim, Balma, France) + Zementaugmentation

Wirbelsäule	Frakturtyp	Zentraler Höhenverlust (%)
4	A 3.3	71,6
2	A 3.2	72,59
26	A 3.2	50
20	A 3.1	57,73
28	A 3.1	77,61
22	A 3.1	82,55
16	A 3.1	85,88
Mittelwert		**71,14**

Tabelle 4: Gruppe 3 randomisiert

Gruppe 4:
Posteriore Instrumentation mittels perkutanem System (CD HORIZON®Sextant® II, Medtronic, Sofamor Danek) + SpineJack®(Vexim, Balma, France) ohne Zement

Wirbelsäule	Frakturtyp	Zentraler Höhenverlust (%)
19	A 3.3	56,67
23	A 3.2	71,31
12	A 3.2	80,38
10	A 3.1	57,2
18	A 3.1	77,41
17	A 3.1	81,27
27	A 3.1	85,98
Mittelwert		**72,89**

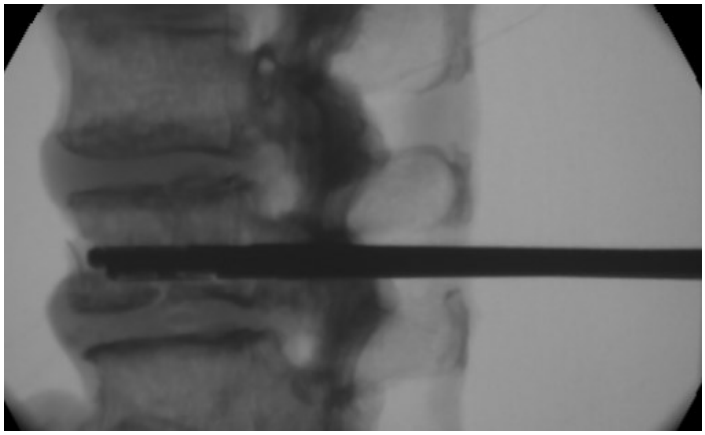
Tabelle 5: Gruppe 4 randomisiert

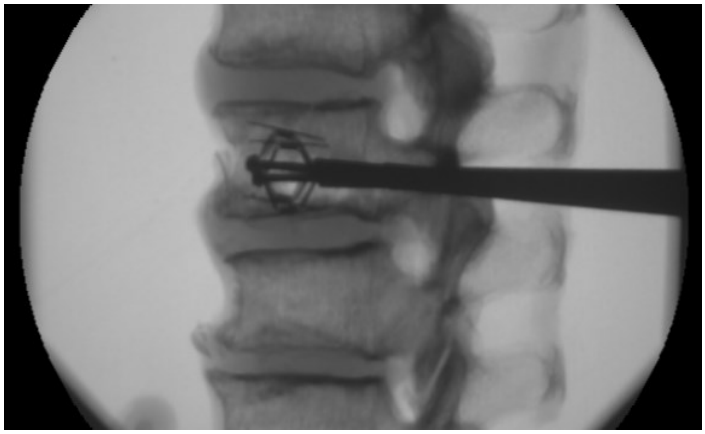
3.9 Operationsverfahren

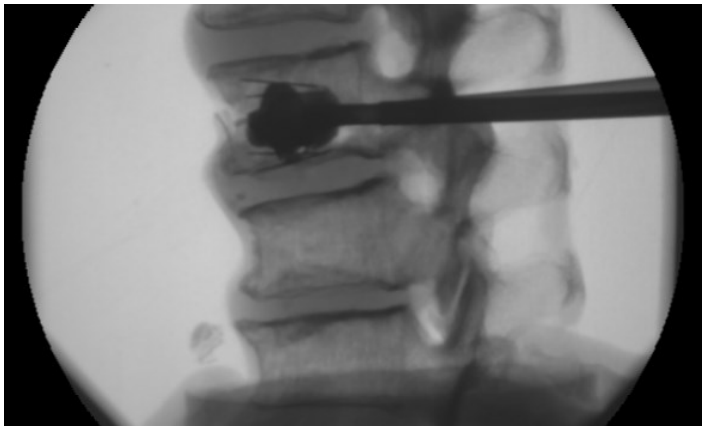
Die Operationen wurden ausschließlich von dem gleichen Operateur durchgeführt. Präoperativ wurden anhand von CT-Bildern die Größe und der Durchmesser der Wirbelkörper und die der Pedikel ausgemessen. Die Größe des Instrumentariums konnte so bestimmt werden. Es wurden in allen Fällen die jeweils längsten und größten zu verwendenden Schrauben eingesetzt. Für die Operation wurden folgende Schraubengrößen bzw. Schraubengrößen benötigt: 5,5/50 mm; 6,5/50 mm; 6,5/55 mm; 7,5/60 mm. Alle Wirbelkörper wurden intraoperativ ohne Hyperextension in Bauchlage positioniert.

3.9.1 SpineJack® mit Zementaugmentation

Die alleinige Implantation des SpineJacks® erfolgte wie oben in 3.2. in der Erläuterung des Systems beschrieben.







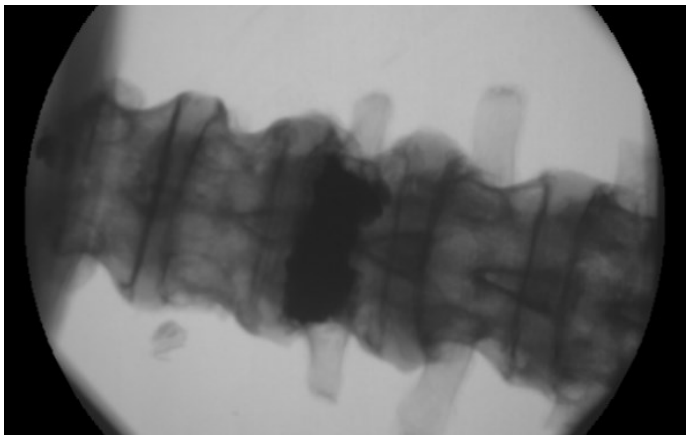


Abbildung 17: C-Bogenbilder intraoperativ, SpineJack®, Wirbelsäule 20

3.9.2 Dorsale Stabilisierung

Für die posteriore Instrumentation wurde das perkutane System CD HORIZONT® Sextant® II von Medtronic, Sofamor Danek, verwendet. Die Präparate wurden in Bauchlage positioniert. Unter ständiger Bildwandlerkontrolle (C-Bogen mit einer Rotationsfähigkeit von 90°) konnte die Positionierung der Implantate in 2 Ebenen zu jeder Zeit kontrolliert und dargestellt werden. Zu Beginn wurde eine Yamshidi-Nadel von lateral nach medial in die Pedikel eingebracht. Nach Entfernung des Mandrins wurde ein K-Draht als sogenannter Führungsdraht eingeführt. Mit Hilfe unterschiedlich großer Dilatatoren und einem Gewindeschneider erfolgte sowohl die weitere Präparation der Pedikel als auch das Ausmessen der Schraubenlänge. Mittels Seldinger-Technik wurden die Schrauben oberhalb und unterhalb des zu reponierenden Wirbelkörpers auf beiden Seiten platziert. Nach Instrumentierung aller Pedikel wurde anhand der Arbeitstrokare die Länge des zu verwendenden Stabes gemessen und dieser anschließend eingesetzt. Mit Hilfe von Verschlussschrauben ist der Längsträger winkelstabil fixiert worden [70].

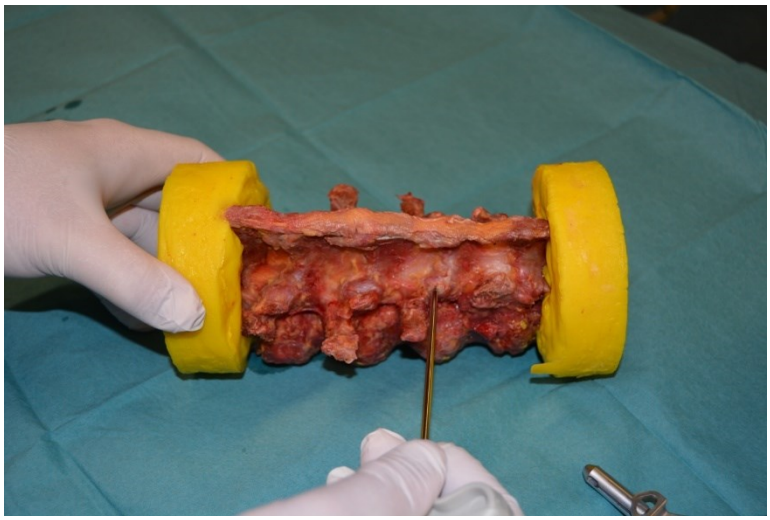


Abbildung 18: Punktion Pedikel, intraoperativ

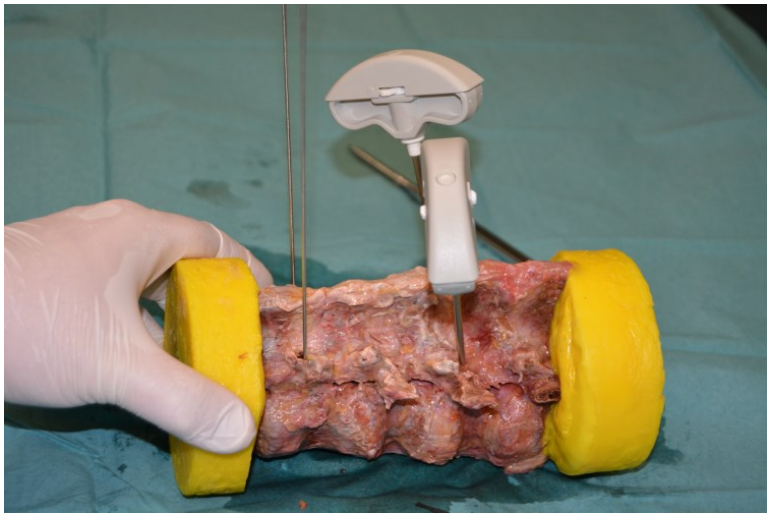


Abbildung 19: Arbeitskanäle, intraoperativ

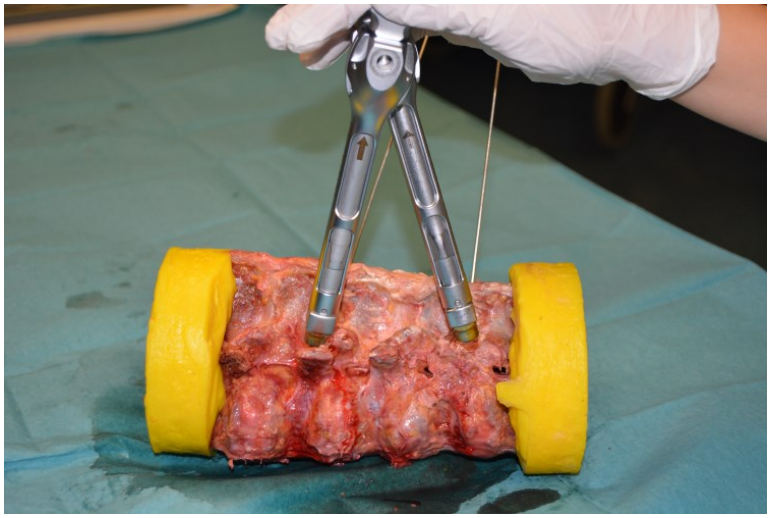


Abbildung 20: Sextant, intraoperativ

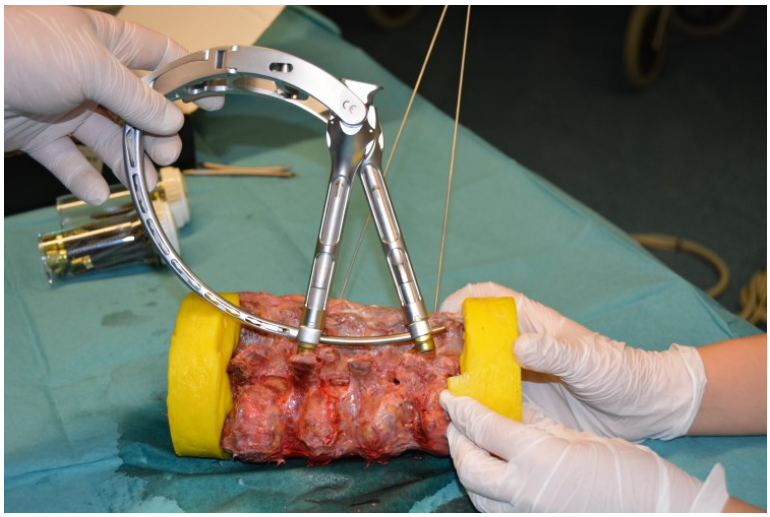
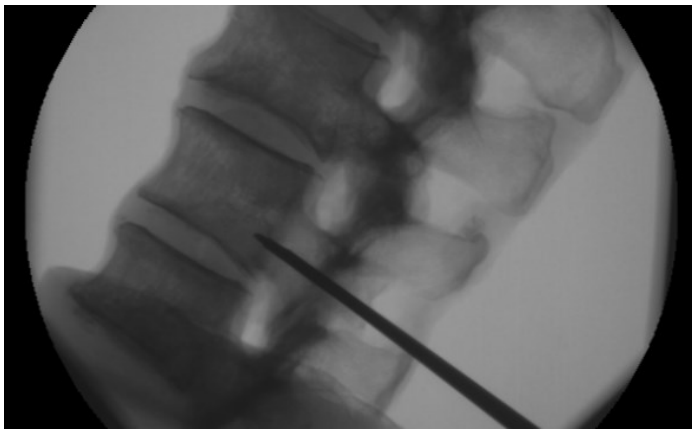
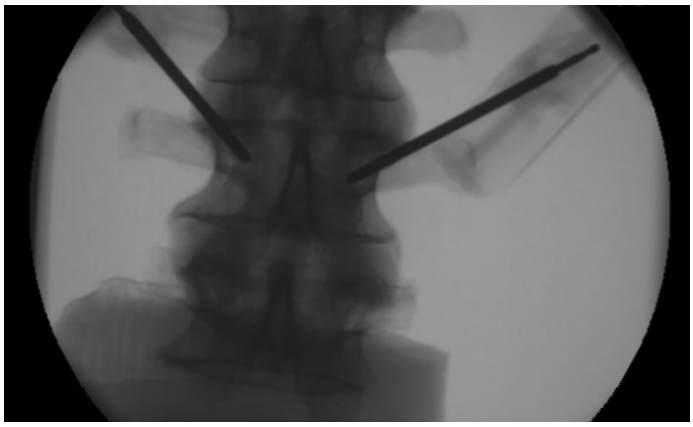


Abbildung 21: Messung und Einführung Längsstab, intraoperativ





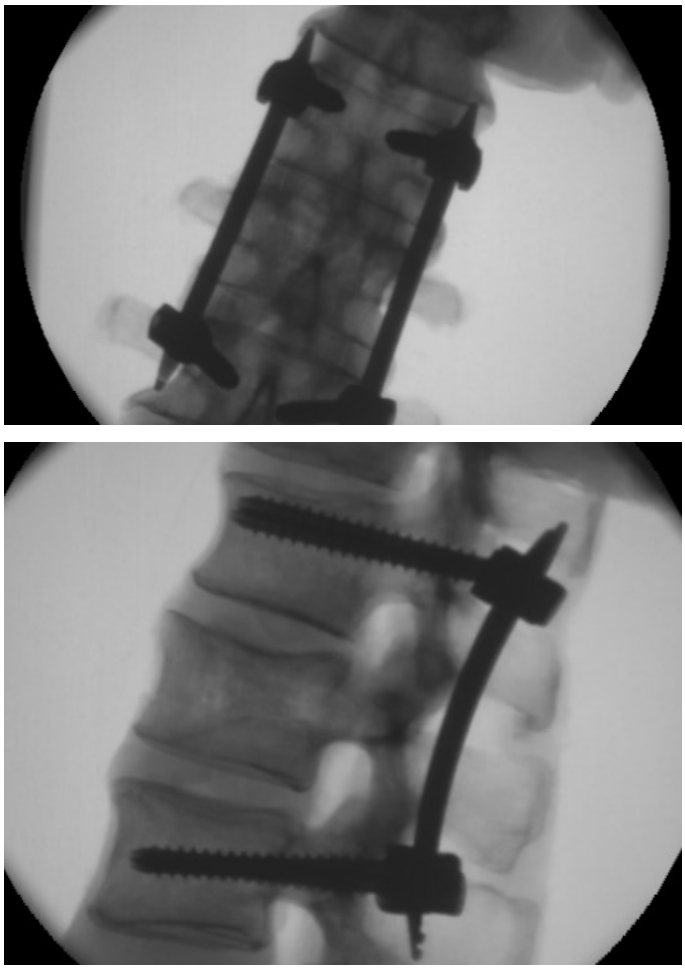


Abbildung 22: C-Bogenbilder intraoperativ, Dorsale Instrumentierung, Wirbelsäule 3

3.9.3 Dorsale Stabilisierung mit SpineJack® und Zementaugmentation

Bei der dorsalen Instrumentation mit SpineJack® und Zementaugmentation wurden die einzelnen Schritte wie in der Beschreibung der einzelnen Methoden durchgeführt. Die Reihenfolge der Implantation war wie folgt: Zuerst wurden die Schrauben für die dorsale Stabilisierung platziert, danach der SpineJack® und zuletzt der Sextant eingebracht. Somit wurde der SpineJack® weder in seiner Positionierung noch seiner Repositionsmöglichkeit behindert. Zur Zementaugmentation wurde bei allen Operationen der PMMA Knochenzement (Cohesion® Vexim, Balma, France) verwendet. Auf jeder Seite wurden 5,4 ml des Materials benötigt (10,8 ml für jeden Wirbelkörper).

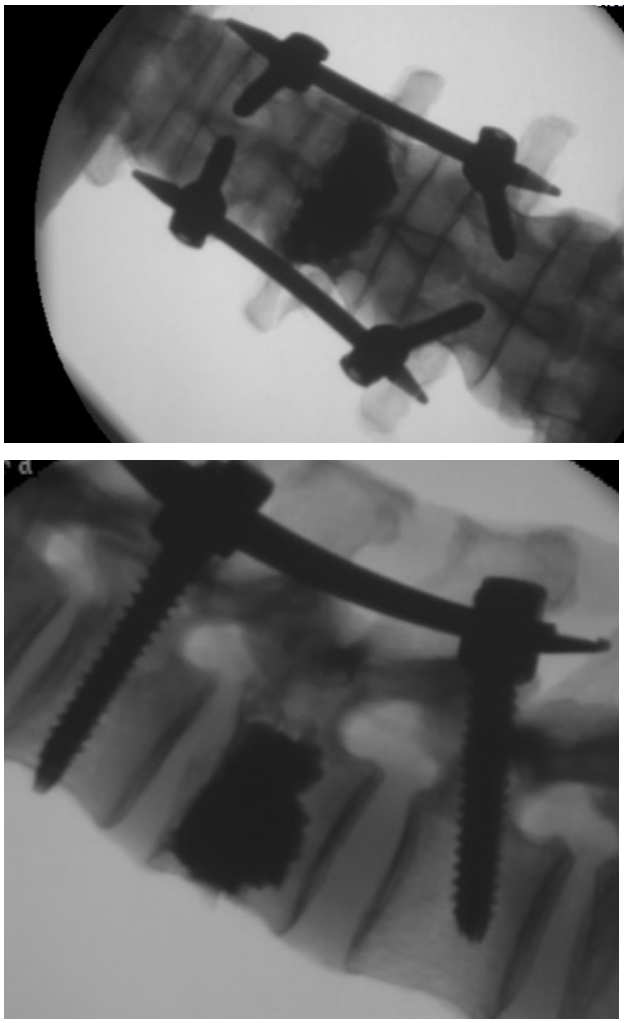


Abbildung 23: C-Bogenbilder intraoperativ, Wirbelsäule 9

3.9.4 Dorsale Stabilisierung mit SpineJack® ohne Zementaugmentation

Die dorsale Instrumentation in Kombination mit dem SpineJack® ohne Zementaugmentation wurde wie oben in der Beschreibung der einzelnen Operationsverfahren durchgeführt. Die Reihenfolge der Implantation unterscheidet sich nicht von der dorsalen Stabilisierung mit SpineJack® und Zementaugmentation.

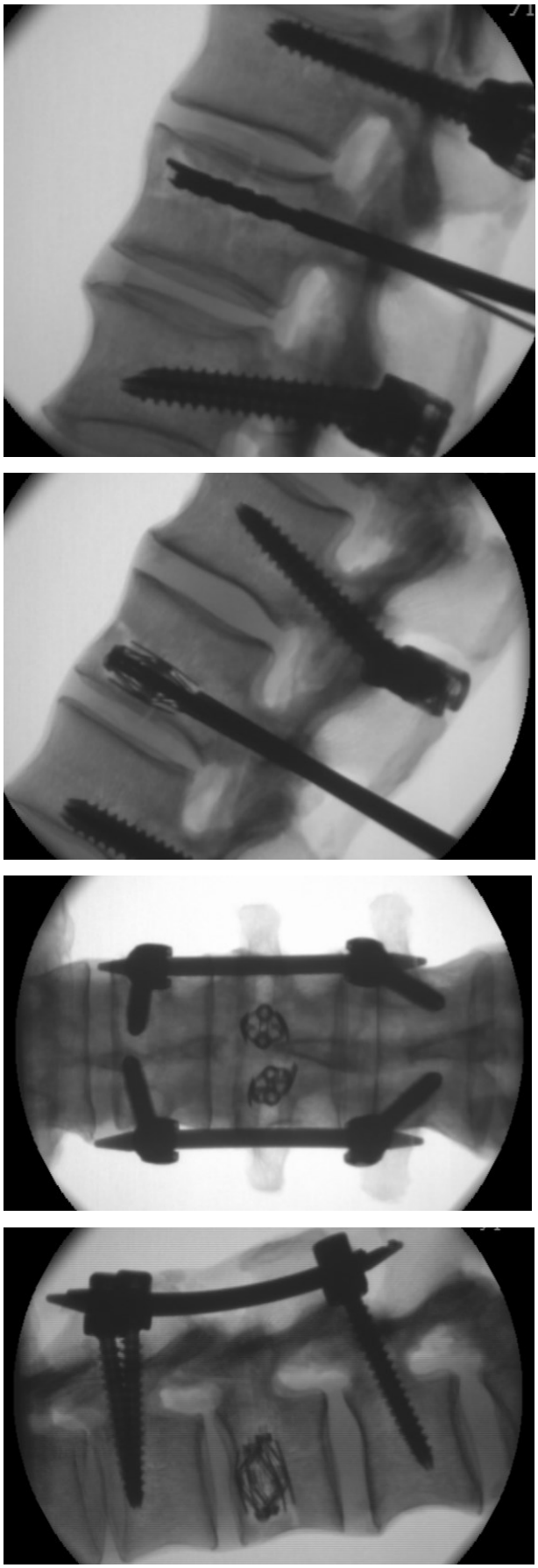


Abbildung 24: C-Bogenbilder intraoperativ, Wirbelsäule 19

3.10 Übersicht der Operationsverfahren

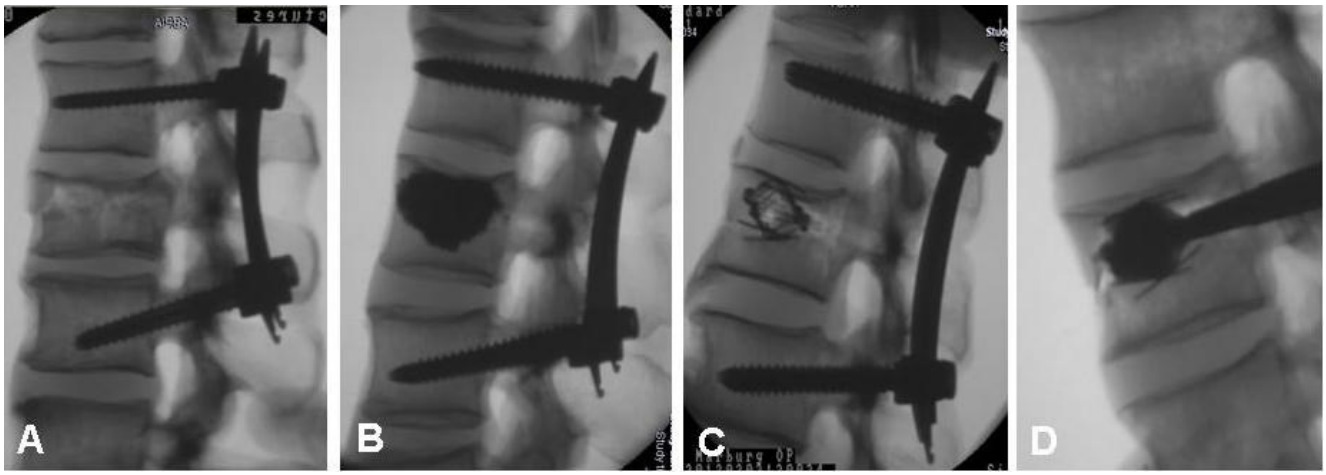


Abbildung 25: Operationsverfahren in der Übersicht
A=Sextant; B=Sextant, SpineJack®, Zementaugmentation; C=Sextant, SpineJack® ohne Zement, D=SpineJack®; [68]

3.11 Übersicht Versuchsablauf

- CT-Aufnahme gesamte Wirbelsäule
- Präparation der Wirbelkörper: BWK 11, 12, LWK 1,2,3, Trennung an angrenzenden Bandscheiben
- Eingießen der Wirbelkörper BWK 11 und LWK 3 in Technovit
- CT Nativ-Aufnahmen
- 50 Cyclische Belastung aller Wirbelkörper bei 600 N
- Generierung der Frakturen LWK 1
- CT der Wirbelsäulen mit generierter Fraktur
- Randomisierung nach Frakturtyp, prozentualer Höhenabnahme der mittleren Achse des gebrochenen Wirbelkörpers und Wirbelkörpergröße
- Operation aller Gruppen
- Belastung 100N- 600N 100.000 Zyklen
- CT Abschluss

3.12 Finanzierung

Die von uns im Labor verwendeten Materialien wurden aus eigenen Mitteln des Zentrums für Orthopädie und Unfallchirurgie in Marburg getragen. Die in dieser Arbeit verwendeten Implantate wurden von den jeweiligen Firmen zur Verfügung gestellt. Die

Finanzierung der humanen Präparate wurden für die Versuche mit dem SpineJack® von der Firma Vexim SAS, Balma aus Frankreich übernommen.

3.13 Statistische Auswertungen

Die in dieser Studie vor allem verwendeten statistischen Größen stellen der Mittelwert und die Standardabweichung sowie zur Ermittlung des p-Wertes der Tukey´s Test dar. Diese sollen hier kurz erläutert werden.

3.13.1 Mittelwert und Standardabweichung

Für alle angegebenen Parameter, d.h. sowohl für die unterschiedlichen Höhenverluste und -rekonstruktionen, den Cobb-Winkel und die Spinalkanalenge wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen mit Microsoft Excel berechnet und angegeben. Alle Werte wurden prozentual von den Ausgangswerten der unfrakturierten Wirbelkörper angegeben (=100%).

3.13.2 Tukey´s Test

Mit Hilfe des Tukey´s Test kann die Signifikanz, hier $p < 0,05$, zwischen Ergebnissen unterschiedlicher Gruppen angegeben werden. Dieser ähnelt dem t-Test, jedoch korrigiert dieser die Fehler 1. Art, wenn mehrere Ergebnisse miteinander verglichen werden. Somit ist der Tukey´s Test für den Vergleich mehrere Ergebnisse genauer, als der t-Test.

3.13.3 P-Wert

Mit der Berechnung des p-Scores kann eine Aussage über die Signifikanz der gemessenen Unterschiede beim Vergleich der vier Gruppen mit unterschiedlichen Operationsmethodiken gemacht werden. Zum Beispiel kann so der Höhenverlust der Wirbelkörper miteinander verglichen werden. Der p-Wert sagt also nur aus, ob ein signifikanter Unterschied vorliegt. Zusätzlich quantifiziert er die Wahrscheinlichkeit, dass das getestete Ergebnis zustande kommt, die Nullhypothese in Wahrheit richtig ist. Wenn p jedoch kleiner ist als das Signifikanzniveau, was zuvor festgelegt wurde, wird die Alternativhypothese angenommen. Somit kann man sagen, dass der p-Score die Wahrscheinlichkeit dafür ist, dass das Testergebnis einen reinen Zufallsbefund darstellt [107].

3.14 Datenauswertung

Sowohl die Verwaltung als auch die Auswertung der Daten erfolgte mit dem Programmen Microsoft Excel (97-2003). Mit Hilfe von SPSS Statistics und Microsoft Exel wurden die statistische Auswertung und das Erstellen von Diagrammen und Graphiken durchgeführt. Die Evaluation und Frakturklassifikation in Typ A3 Verletzungen erfolgte wie oben beschrieben anhand radiologischer Kriterien, die anhand der CT-Bilder ausgewertet werden konnten. Alle 28 Wirbelsäulen mit den Wirbelkörpern BWK 11 bis LWK 3 konnten an der Auswertung teilnehmen.

4 Ergebnisse

In der hier vorgestellten Studie sollte zum einen ein Modell zur Generierung von standardisierten Wirbelkörperfrakturen erstellt werden, zum anderen ein Vergleich unterschiedlich kombinierter Operationsmethoden in Bezug auf die Wirbelkörperrekonstruktion erfolgen. Dieser Abschnitt beginnt somit zunächst mit der Auswertung der Methodik, und anschließend daran werden die radiologischen und biomechanischen Ergebnisse vorgestellt.

4.1 Auswertung der Methodik

Alle 28 Wirbelsäulenpräparate konnten an der Studie und der Auswertung teilnehmen.
Die Präparation, das Eingießen in Technovit 3040 sowie das Herauslösen aus den Gussformen gelang bei allen Wirbelkörpern komplikationslos. Bei allen Präparaten gelang es mit Hilfe des Turmes, bei dem 7 kg aus 1,7 m Höhe auf die eingebettete Wirbelsäule fielen, eine Fraktur der Lendenwirbelkörpers 1, welcher zuvor Sollbruchstellen erhielt, zu generieren. Alle angrenzenden Wirbelkörper blieben intakt. Auch die operative Versorgung der Frakturen zeigte sich komplikationslos. Es zeigten sich keine Lockerungen des Ostheosynthesematerials, die Schrauben konnten in allen Fällen korrekt platziert werden. Auch die Belastung konnte standardisiert bei allen Wirbelkörpern durchgeführt werden.

4.2 Frakturklassifikation

Alle Frakturen wurden nach der AO/OTA Klassifikation eingeteilt [74]. Merkmale für Berstungsfrakturen waren unter anderem die Mitbeteiligung der hinteren Säule, der Höhenverlust des Wirbelkörpers und die Enge des Spinalkanals. Insgesamt wurden 16 inkomplette Berstungsfrakturen (A 3.1.), 8 Splitterfrakturen (A 3.2.) und 4 komplette Berstungsfrakturen (A 3.3.) generiert.

Wirbelsäule	AO-Klassifikation
1	A 3.1.
2	A 3.2.
3	A 3.1.
4	A3.3.
5	A 3.1.
6	A 3.2.
7	A 3.2.
8	A 3.3.
9	A 3.3.
10	A 3.1.
11	A 3.2.
12	A 3.2.
13	A 3.2.
14	A 3.1.
15	A 3.1.
16	A 3.1.
17	A 3.1.
18	A 3.1.
19	A 3.3.
20	A 3.1.
21	A 3.1.
22	A 3.1.
23	A 3.2.
24	A 3.1.
25	A 3.1.
26	A 3.2.
27	A 3.1.
28	A 3.1.

Tabelle 6: Frakturklassifikation aller L1 Wirbelkörper

4.3 Größe der Pedikel und der verwendeten Schrauben

Anhand der ausgemessenen Pedikelgrößen von Th12 und L2 wurden die Schraubenlängen bestimmt, wobei immer die maximalste Größe an Schrauben verwendet wurde.

Wirbel-säule	Pedikelbreite Th 12 (mm)	Schrauben-länge Th 12 (mm)	Schraube ⊖ Th 12 (mm)	Pedikel-breite L2 (mm)	Schrauben-länge L2 (mm)	Schraub en L2 (mm)
1	9	6,5	55	7	6,5	55
2	7			6,2		
3	6,7	5,5	50	6	5,5	50
4	8			8		
5	8	6,5	55	10	6,5	60
6	8	7,5	60	9	7,5	60
7	9	6,5	55	8	6,5	55
8	7,5	6,5	55	9	6,5	55
9	9,2	6,5	50	9	6,5	50
10	8	6,5	55	8,6	6,5	60
11	9	6,5	55	7	6,5	55
12	10	6,5	55	11	6,5	60
13	10	6,5	50	9	6,5	55
14	8	6,5	50	9	6,5	50
15	11	6,5	55	10	6,5	55
16	8			9		
17	7	6,5	55	10	6,5	60
18	8	6,5	50	9	6,5	50
19	6	5,5	50	5,9	5,5	50
20	6			6		
21	7,4	5,5	50	7,4	5,5	50
22	7			9		
23	7	6,5	55	8,7	6,5	55
24	9	6,5	55	8,5	6,5	60
25	9	6,5	50	8	6,5	50
26	6,7			6,8		
27	6,2	5,5	50	8,4	5,5	50
28	6,2			7,6		

Tabelle 7: Pedikelgröße und Schraubenlängen bei allen Wirbelsäulen

4.4 Höhe der ventralen Säule aller Gruppen im Vergleich

4.4.1 Ergebnisse nach Generierung der Frakturen:

In der Gruppe 1 (Sextant) lag die durchschnittliche ventrale Höhe nach Generierung der Frakturen bei 88,1% gesehen auf eine initial angenommene Höhe von 100% (Intervall: 78,5% bis 97,4% mit einer Standardabweichung von ± 7,2.). In der Gruppe 2 (Sextant,

SpineJack® mit Zementaugmentation) lag diese bei 87,7% (Intervall: 68,2 bis 94,9, mit einer Standardabweichung von ± 9,9). In der Gruppe 3 (SpineJack®) lag die durchschnittliche ventrale Höhe nach Frakturierung bei 86,9% (Intervall: 82,2% bis 94,8% mit einer Standardabweichung von ±4.5). In der Gruppe 4 (Sextant, SpineJack® ohne Zementaugmentation) wurden durchschnittlich 90,2% bestimmt (Intervall: 82,2% bis 94,8% mit einer Standardabweichung von ± 4,5). Hier zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Gruppen ($p>0,05$ im Tukey´s Test).

4.4.2 Ergebnisse nach operativer Rekonstruktion

In der Gruppe 1 (Sextant) lag diese bei 94,2% (Intervall: 81,1% bis 100,3% mit einer Standardabweichung von ± 6,3) bei einer initialen Höhe vor Generierung der Frakturen von 100%. In der Gruppe 2 (Sextant, SpineJack® mit Zementaugmentation) betrug die postoperative ventrale Höhe im Durchschnitt 102,1% (Intervall: 89,9% bis 113,4% mit einer Standardabweichung von ± 7,9). Die durchschnittliche ventrale Höhe in Gruppe 3 (SpineJack®) betrug nach operativer Rekonstruktion 102,8% (Intervall: 91,7% bis 110,2% mit einer Standardabweichung von ± 6,6). In der Gruppe 4 (Sextant, SpineJack® ohne Zementaugmentation) lag diese bei 100,8 % (Intervall: 95,5% bis 107,3% mit einer Standardabweichung von ± 4,1). Hier konnte kein signifikanter Unterschied in den verschiedenen Gruppen erkannt werden ($p>0,05$ Tukey´s Test).

4.4.3 Ergebnisse nach zyklischer Belastung

In der Gruppe 1 (Sextant) betrug die ventrale Höhe im Durchschnitt nach der zyklischen Belastung (100000 Zyklen) 85,2% (Intervall: 69,3% bis 93,0% mit einer Standardabweichung von ± 7,8) bei einer angenommenen initialen Höhe vor Frakturierung von 100%. In der Gruppe 2 (Sextant, SpineJack® mit Zementaugmentation) wurde eine durchschnittliche ventrale Höhe von 99,7% (Intervall: 92,2% bis 108,0% mit einer Standardabweichung von ± 5,7) gemessen. Die durchschnittliche ventrale Höhe lag in der Gruppe 3 (SpineJack®) bei 101,0% (Intervall: 93,2% bis 109,3% mit einer Standardabweichung von ± 5,9). In der Gruppe 4 (Sextant, SpineJack® ohne Zementaugmentation) lag die ventrale Höhe nach zyklischer Belastung bei 95,8% (Intervall: 90,0% bis 102,3% mit einer Standardabweichung von ± 4,4). Hier konnte ein signifikanter Unterschied zwischen der Gruppe 1 und 3 ($p<0,05$), der Gruppe 1 und 3 ($p<0,05$) und der Gruppe 1 und 4 ($p<0,05$) gemessen werden.

Zwischen den anderen Gruppen ergab sich keine Signifikanz im Vergleich der Ergebnisse (p>0,05 im Tukey´s Test).

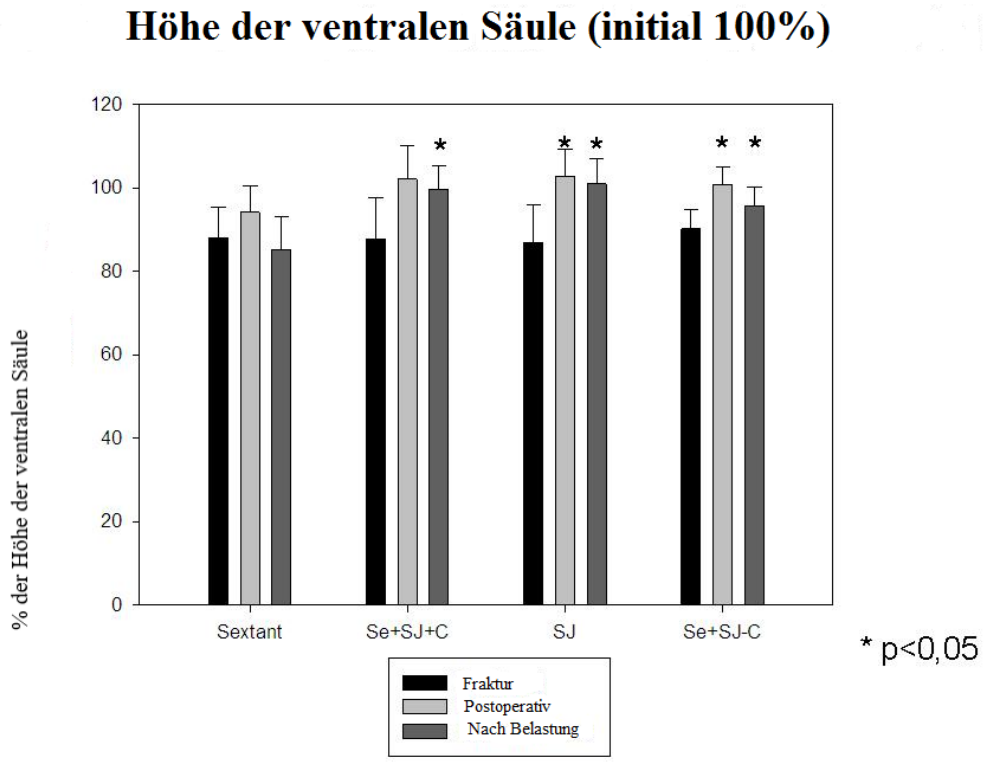


Abbildung 26: Balkendiagramm der Ergebnisse der Höhen der ventralen Säulen der Wirbelkörper
Die initiale Höhe wird mit 100% angegeben; Es werden die Ergebnisse aller vier Gruppen nach Generierung der Frakturen, postoperativ und nach zyklischer Belastung gezeigt; Sextant (Se)=Gruppe 1, Sextant(Se)+SpineJack(SJ)+Zement(C)=Gruppe 2, SpineJack(SJ)=Gruppe 3, Sextant(Se)+SpineJack(SJ)-Zement(C)=Gruppe 4; Der Stern(*) kennzeichnet die signifikanten Unterschiede (p<0,05); [68]

4.5 Zentrale Höhe aller Gruppen im Vergleich

4.5.1 Ergebnisse nach Generierung der Frakturen

Die durchschnittliche zentrale Höhe nach Generierung der Fraktur betrug in Gruppe 1 (Sextant), gemessen an der initialen Höhe (100%) 71,7% (Intervall: 57,6 bis 85,4, mit einer Standardabweichung von ± 8,4%). In der Gruppe 2 (Sextant, Spine Jack®, Zementaugmentation) lag diese bei 72,7% (Intervall: 57,0% bis 94,4% mit einer Standardabweichung von ± 12,4). Die durchschnittliche zentrale Höhe in Gruppe 3 (SpineJack®) wurde mit 71,1% (Intervall: 50,0% bis 85,9% mit einer Standardabweichung von ± 13,0) gemessen. In der Gruppe 4 (Sextant, SpineJack®, ohne Zement) lag diese bei 72,9% (Intervall:56,7% bis 86,0% mit einer Standardabweichung von ± 11,8). Im Vergleich der Gruppen konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden (Tukey´s Test p>0,05).

4.5.2 Ergebnisse nach operativer Rekonstruktion

Die durchschnittliche zentrale Höhe nach operativer Rekonstruktion, gemessen an einer initialen Höhe von 100%, betrug in der Gruppe 1 (Sextant) 69,4% (Intervall: 46,0% bis 82,6% mit einer Standardabweichung von 13,8). In der Gruppe 2 (Sextant, SpineJack®, Zementaugmentation) lag diese bei 98,4% (Intervall: 88,4% bis 105,3% mit einer Standardabweichung von ± 6,0). Der Durchschnitt der zentralen Höhe nach Operation mittels SpineJack® in Gruppe 3 betrug 99,1% (Intervall: 83,3% bis 106,6% mit einer Standardabweichung von ± 7,7). In der Gruppe 4 (Sextant, SpineJack® ohne Zement) lag diese bei 98,9% (Intervall: 80,7% bis 113,4% mit einer Standardabweichung von ± 12,8). Signifikante Unterschiede wurden zwischen den Gruppen 1 und 2, 1 und 3 und den Gruppen 1 und 4 festgestellt ($p<0,05$). Zwischen den anderen Gruppen konnten im Vergleich keine signifikanten Differenzen gemessen werden (Tukey´s Test $p>0,05$).

4.5.3 Ergebnisse nach zyklischer Belastung

Die durchschnittliche zentrale Höhe nach zyklischer Belastung (100000Zyklen) betrug in der Gruppe 1 (Sextant), ausgegangen von einer initialen Höhe von 100%, 63,7% (Intervall: 42,9% bis 74,4% mit einer Standardabweichung von ± 12,2). Diese wurde in der Gruppe 2 (Sextant,SpineJack®, Zementaugmentation) mit 95,7% (Intervall: 89,6% bis 103,4% mit einer Standardabweichung ± 5,8) gemessen. In Gruppe 3 (SpineJack®) betrug die durchschnittliche zentrale Höhe 96,7% (Intervall: 83,3% bis 103,9% mit einer Standardabweichung von ± 6,6). Diese lag in der Gruppe 4 (Sextant, SpineJack®, ohne Zement) bei 85,0% (Intervall: 70,4% bis 98,0% mit einer Standardabweichung von ± 9,8%). Hier konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen 1 und 2, 1 und 3 und 1 und 4 ($p<0.05$) ermittelt werden. Der Vergleich zwischen den anderen Gruppen ergab keinen signifikanten Unterschied.

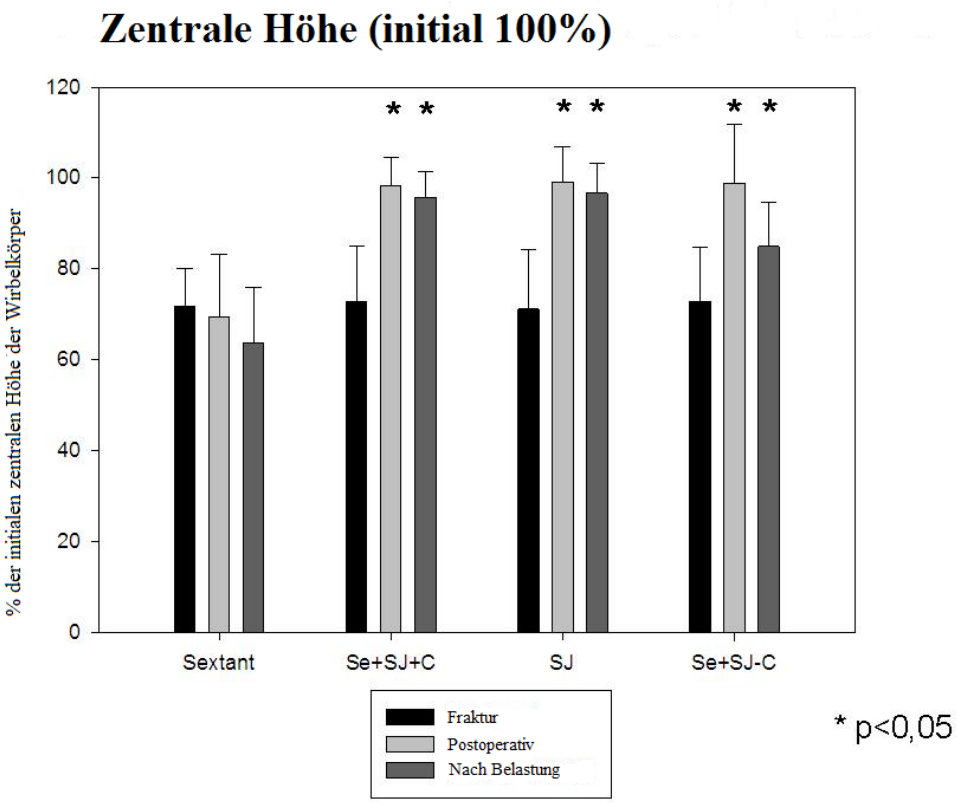


Abbildung 27: Balkendiagramm der Ergebnisse der zentralen Höhen der Wirbelkörper
Die initiale Höhe wird mit 100% angegeben; Es werden die Ergebnisse aller vier Gruppen nach Generierung der Frakturen, postoperativ und nach zyklischer Belastung gezeigt; Sextant (Se)=Gruppe 1, Sextant(Se)+SpineJack(SJ)+Zement(C)=Gruppe 2, SpineJack(SJ)=Gruppe 3, Sextant(Se)+SpineJack(SJ)-Zement(C)=Gruppe 4; Der Stern(*) kennzeichnet die signifikanten Unterschiede (p<0,05). [68]

4.6 Höhe der dorsalen Säule aller Gruppen im Vergleich

4.6.1 Ergebnisse nach Generierung der Frakturen

Die durchschnittliche dorsale Höhe nach Generierung der Frakturen, auf eine Ausgangshöhe von 100% gesehen, betrug in der Gruppe 1 (Sextant) 85,7% (Intervall: 78,0% bis 92,9% mit einer Standardabweichung von ± 5,3%). In der Gruppe 2 (Sextant, SpineJack®, Zementaugmentation) lag diese bei 85,2% (Intervall: 68,1% bis 91,9% mit einer Standardabweichung von ± 8,8). Im Durchschnitt betrug die dorsale Höhe in Guppe 3 (SpineJack®) 87,0% (Intervall: 82,0% bis 90,5% mit einer Standardabweichung von ± 8,8). In der Gruppe 4 (Sextant, SpineJack® ohne Zement), wurde diese bei 89,5% (Intervall: 82,0% bis 99,7% mit einer Standardabweichung von ± 6,1) gemessen. Zwischen den Gruppen konnte kein signifikanter Unterschied gemessen werden.

4.6.2 Ergebnisse nach operativer Rekonstruktion

Die dorsale Höhe nach operativer Rekonstruktion betrug im Durchschnitt in der Gruppe 1 (Sextant), bei einer initial angegebenen Höhe von 100%, 85,9% (Intervall: 73,7% bis

90,6% bei einer Standardabweichung von ± 5,8). In der Gruppe 2 (Sextant, SpineJack®, Zementaugmentation) lag diese bei 95,9% (Intervall: 87,8% bis 100,0% mit einer Standardabweichung von ± 4,0). Die durchschnittliche dorsale Höhe in der Gruppe 3 (SpineJack®) betrug 100,4% (Intervall: 93,9% bis 114,1% mit einer Standardabweichung von ± 6,5). In der Gruppe 4 (Sextant, SpineJack® ohne Zement) wurde diese durchschnittlich bei 94,8% (Intervall: 87,5% bis 103,4% mit einer Standardabweichung von ± 5,1). Es konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen 1 und 2, 1 und 3, sowie 1 und 4 gezeigt werden ($p<0,05$). Im Vergleich der anderen Gruppen lagen keine signifikanten Differenzen (Tukey´s Test $p>0,05$).

4.6.3 Ergebnisse nach zyklischer Belastung

Die durchschnittliche dorsale Höhe nach zyklischer Belastung (100000 Zyklen) bei einer initialen Höhe von 100%, betrug in Gruppe 1 (Sextant) 80,9% (Intervall: 70,7% bis 89,3% mit einer Standardabweichung von ± 6,7). In der Gruppe 2 (Sextant, SpineJack®, Zementaugmentation) lag diese bei 96,1% (Intervall: 91,6% bis 99,7% mit einer Standardabweichung von ± 3,2). Im Durchschnitt betrug die dorsale Höhe in Gruppe 3 (SpineJack®) 96,7% (Intervall: 88,9% bis 104,5% mit einer Standardabweichung von ± 5,0). In Gruppe 4 (Sextant, SpineJack® ohne Zement) wurde diese bei 89,4% (Intervall:78,4% bis 98,6% mit einer Standardabweichung von ± 7,1) gemessen. Ein signifikanter Unterschied bestand zwischen den Gruppen 1 und 2, 1 und 3, sowie zwischen den Gruppen 1 und 4 ($p<0.05$). Zwischen den Ergebnissen der anderen Gruppen im Vergleich konnte keine Signifikanz gezeigt werden.

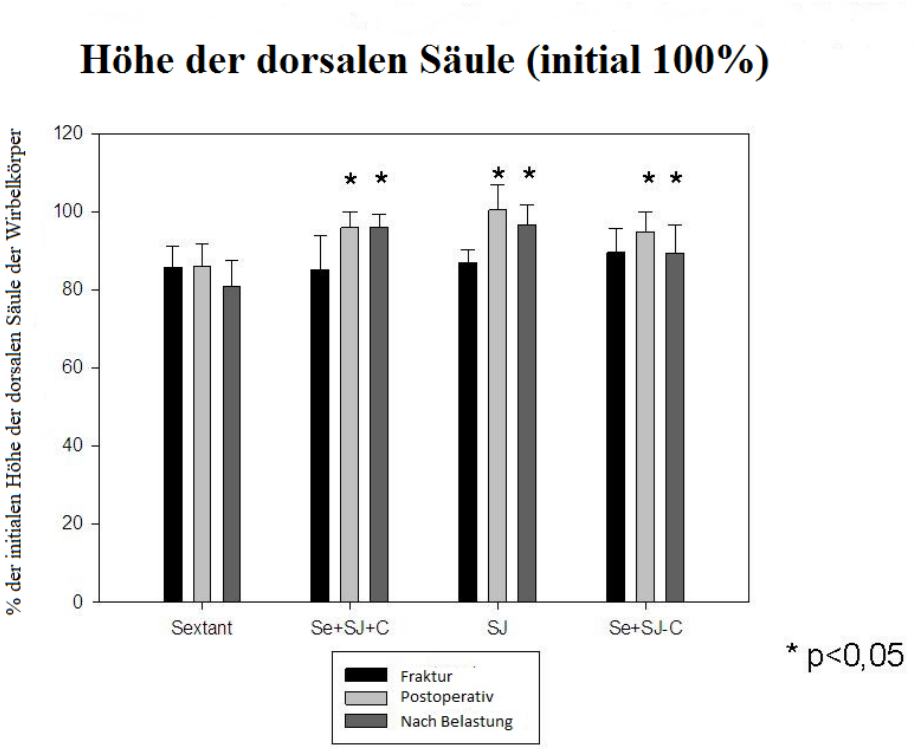


Abbildung 28: Balkendiagramm der Ergebnisse der Höhen der dorsalen Säulen der Wirbelkörper
Die initiale Höhe wird mit 100% angegeben; Es werden die Ergebnisse aller vier Gruppen nach Generierung der Frakturen, postoperativ und nach zyklischer Belastung gezeigt; Sextant (Se)=Gruppe 1, Sextant(Se)+SpineJack(SJ)+Zement(C)=Gruppe 2, SpineJack(SJ)=Gruppe 3, Sextant(Se)+SpineJack(SJ)-Zement(C)=Gruppe 4; Der Stern(*) kennzeichnet die signifikanten Unterschiede($p<0,05$). [68]

4.7 Spinalkanalengen aller Gruppen im Vergleich

4.7.1 Ergebnisse nach Generierung der Frakturen

Die durchschnittliche Spinalkanalenge in der mittleren sagittalen Ebene des Spinalkanals betrug in der Gruppe 1 (Sextant) nach Generierung der Frakturen vom initial gemessenen Durchmesser 16,9% (Intervall: 2,2% bis 31,6% mit einer Standardabweichung von ± 10,0). In der Gruppe 2 (Sextant, SpineJack®, Zementaugmentation) lag dieser bei 18,6% (Intervall: 3,4% bis 39,0% mit einer Standardabweichung von ± 11,9). Der Durchschnitt der Spinalkanalenge in der Gruppe 3 (SpineJack®) betrug 20,5% (Intervall: 1,3% bis 41,9% mit einer Standardabweichung von ± 12,9). In der Gruppe 4 (Sextant, SpineJack® ohne Zement) lag bei 21,3% (Intervall: 9,1% bis 31,3% mit einer Standardabweichung von ±8,4).

Signifikante Unterschiede im Vergleich der Gruppen konnten keine ermittelt werden (Turkey´s Test $p>0,05$).

4.7.2 Ergebnisse nach operativer Rekonstruktion

Nach operativer Rekonstruktion betrug die durchschnittliche Spinalkanalenge in der mittleren sagittalen Ebene des Spinalkanals in der Gruppe 1 (Sextant) vom initiale gemessenen Durchmesser 11,5% (Intervall: 0,7% bis 22,4% mit einer Standardabweichung von ± 8,5). In der Gruppe 2 (Sextant, SpineJack®, Zementaugmentation) lag dieser bei 12,5% (Intervall: 1,7% bis 24,7% mit einer Standardabweichung von ± 8,3). Die Spinalkanalenge in Gruppe 3 (SpineJack®) wurde bei durchschnittlich 8,3% (Intervall: 2,5% bis 15,0% mit einer Standardabweichung von ± 4,1) gemessen. In der Gruppe 4 lag diese bei 9,9% (Intervall: 2,4% bis 20,3% mit einer Standardabweichung von ± 6,6) vom initialen Durchmesser. Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen gemessen werden (Tukey´s Test $p>0.05$).

4.7.3 Ergebnisse nach zyklischer Belastung

Die durchschnittliche Spinalkanalenge im Vergleich zum initial gemessenen Durchmesser des Spinalkanals betrug in der Gruppe 1 (Sextant) nach zyklischer Belastung (100000 Zyklen) 21,0% (Intervall: 12,7% bis 32,2% mit einer Standardabweichung von ± 6,6). In der Gruppe 2 (Sextant, SpineJack®, Zementaugmentation) lag dieser bei 12,5% (Intervall: 1,7% bis 25,3% mit einer Standardabweichung von ± 7,9). Die Spinalkanalenge betrug im Durchschnitt in Gruppe 3 (SpineJack®) 11,5% (Intervall: 5,6% bis 23,5% mit einer Standardabweichung von ± 6,1). In der Gruppe 4 (Sextant, SpineJack® ohne Zement) wurde dieser Wert bei 15,5% (Intervall: 3,0% bis 29,1% mit einer Standardabweichung von ± 9,1). Hier wurde kein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Gruppen festgestellt (Tukey´s Test $p>0,05$).

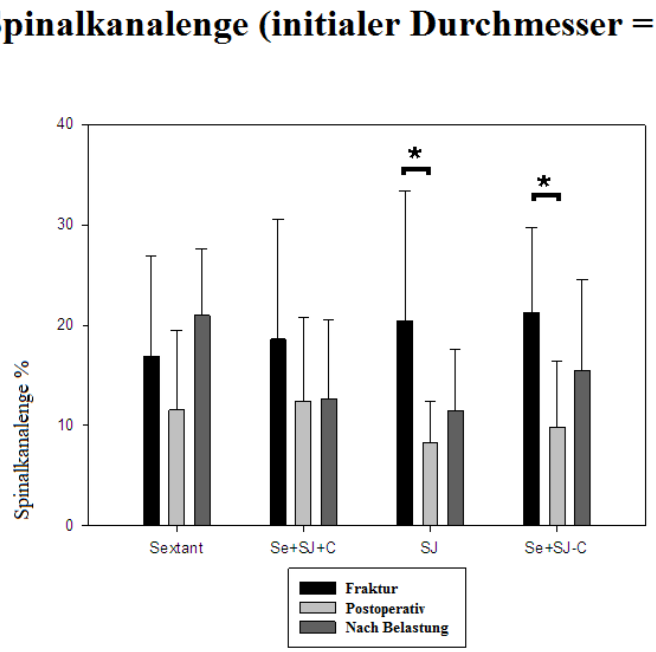


Abbildung 29: Balkendiagramm der Ergebnisse der Spinalkanalenge der Wirbelkörper
Die initiale Höhe wird mit 100% angegeben; Es werden die Ergebnisse aller vier Gruppen nach Generierung der Frakturen, postoperativ und nach zyklischer Belastung gezeigt; Sextant (Se)=Gruppe 1, Sextant(Se)+SpineJack(SJ)+Zement(C)=Gruppe 2, SpineJack(SJ)=Gruppe 3, Sextant(Se)+SpineJack(SJ)-Zement(C)=Gruppe 4; Der Stern(*) kennzeichnet die signifikanten Unterschiede($p<0,05$). [68]

4.8 Cobb-Winkel aller Gruppen im Vergleich

Der Cobb-Winkel wurde zwischen der oberen Deckplatte der Wirbelkörpers Th12 und der unteren des Wirbelkörpers L2 gemessen.

4.8.1 Ergebnisse nach Generierung der Fraktur

Der durchschnittliche Winkel betrug in Gruppe 1 (Sextant) nach Generierung der Frakturen 6° (Intervall: -3,3° bis 17,4° mit einer Standardabweichung von ± 6,5). In der Gruppe 2 (Sextant, SpineJack®, Zementaugmentation) 4,9° (Intervall: 0,7° bis 15,8° mit einer Standardabweichung von ± 5,2). Der Cobb-Winkel in Gruppe 3 (SpineJack®) lag durchschnittlich bei 4,9° (Intervall: -1,6° bis 10,3° mit einer Standardabweichung von ± 3,7). In der Gruppe 4 (Sextant, SpineJack® ohne Zement) wurde dieser bei 9,4° (Intervall: 2,3° bis 15,6° mit einer Standardabweichung von ± 4,8) gemessen. Es gab im Vergleich der Gruppen keine signifikanten Unterschiede (Tukey´s Test $p>0,05$).

4.8.2 Ergebnisse nach operativer Rekonstruktion

Der Cobb-Winkel betrug im Durchschnitt in der Gruppe 1 (Sextant) nach operativer Rekonstruktion 6° (Intervall: -5,8° bis 11,9° mit einer Standardabweichung von ± 6,2). In der Gruppe 2 (Sextant, SpineJack®, Zementaugmentation) wurde dieser bei 4,3° (Intervall: -2,1° bis 15,9° mit einer Standardabweichung von ± 5,6) gemessen. Der durchschnittliche Winkel in Gruppe 3 (SpineJack®) lag bei 4,5° (Intervall: -4,2° bis 12,0° mit einer Standardabweichung von ± 5,0). In der Gruppe 4 (Sextant, SpineJack® ohne Zement) betrug dieser 5,7° (Intervall: 2,4° bis 9,8° mit einer Standardabweichung von ± 5,7). Auch hier ergaben sich keine signifikanten Unterschiede im Vergleich der vier Gruppen (Tukey´s Test $p>0,05$).

4.8.3 Ergebnisse nach zyklischer Belastung

Nach der zyklischen Belastung (100000 Zyklen) wurde ein durchschnittlicher Cobb-Winkel in der Gruppe 1 (Sextant) von 7,1° (Intervall: -6,3° bis 24,5° mit einer Standardabweichung von ± 9,8) gemessen. In der Gruppe 2 (Sextant, SpineJack®, Zementaugmentation) lag dieser bei 1,6° (Intervall: -9,7° bis 17,2° mit einer Standardabweichung von ± 9,0). Der durchschnittliche Winkel in Gruppe 3 (SpineJack®) betrug 3,7° (Intervall: -6,8° bis 10,7° mit einer Standardabweichung von ± 5,3). In der Gruppe 4 (Sextant, SpineJack® ohne Zement) lag dieser bei 8,5° (Intervall: 1,6° bis 13,3° mit einer Standardabweichung von ± 4,8) Es wurden keine signifikanten Unterschiede im Vergleich der vier Gruppen festgestellt.

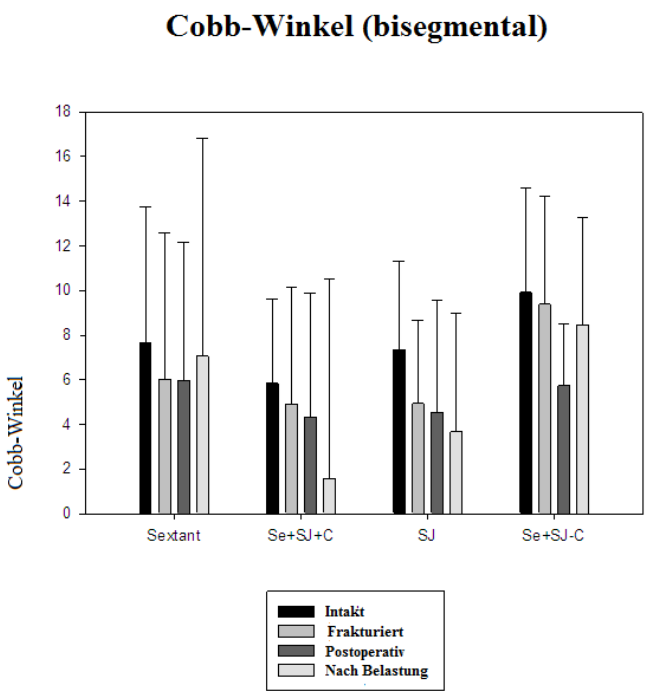


Abbildung 30: Balkendiagramm der bisegmentalen Cobb-Winkel aller Wirbelkörper im Vergleich
Auf Grund der großen Schwankungen in den Standardabweichungen war eine statistische Auswertung nicht möglich; Sextant (Se)=Gruppe 1, Sextant(Se)+SpineJack(SJ)+Zement(C)=Gruppe 2, SpineJack(SJ)=Gruppe 3, Sextant(Se)+SpineJack(SJ)-Zement(C)=Gruppe 4. [68]

4.9 Werte der Steifigkeit

Die Steifigkeit der Wirbelsäulen wurde anhand einer servohydraulischen Belastungsmaschine in N/mm vor und nach Generierung der Frakturen gemessen. Die durchschnittliche Steifigkeit vor Generierung der Frakturen lag bei 728,5 N/mm (Standardabweichung ± 144,9). Die durchschnittliche Steifigkeit nach Frakturierung lag bei 386,4 N/mm (Standardabweichung ± 84,6). Hier wurde ein signifikanter Unterschied im Tukey`s – Test ermittelt ($p<0,05$).

Wirbelsäule	Steifigkeit vor Frakturierung (N/mm)	Steifigkeit nach Frakturierung (N/mm)
1	983,61	416,67
2	666,67	422,54
3	810,81	600,00
4	1111,11	517,24
5	612,24	273,97
6	461,54	309,28
7	869,57	540,54
8	666,67	368,10
9	625,00	295,57
10	659,34	379,75
11	674,16	384,62
12	895,52	500,00
13	714,29	350,88
14	659,34	387,10
15	810,81	416,67
16	810,81	416,67
17	779,22	434,78
18	731,71	350,88
19	530,97	320,86
20	612,24	361,45
21	722,89	379,75
22	1000,00	434,78
23	638,30	263,16
24	750,00	408,16
25	645,16	413,79
26	606,06	272,73
27	731,71	245,90
28	618,56	352,94
Mittelwert	**728,5**	**386,4**
Standardabweichung	**144,9**	**84,6**

Tabelle 8: Steifigkeit der Wirbelsäulen

4.10 Zusammenfassung der Ergebnisse

Insgesamt wurde bei allen vier Gruppen nach Generierung der Frakturen keine signifikanten Unterschiede der Höhen des Lendenwirbelkörpers 1 sowie der Spinalkanalenge in den verschiedenen Gruppen gemessen. Somit ergaben sich in allen vier Gruppen vergleichbare Ausgangswerte zur Höhenrekonstruktion sowie zur Veränderung des Spinalkanals. Nach operativer Versorgung zeigte sich sowohl in der ventralen Höhe als auch in der zentralen Wiederaufrichtung sowie der dorsalen Höhe in allen Gruppen, die mit dem SpineJack® versorgt wurden, eine signifikant bessere Höhenrekonstruktion. Nach zyklischer Belastung zeigte sich in der Wiederaufrichtung des Wirbelkörpers ein signifikanter Unterschied in allen Gruppen, die mit dem SpineJack® versorgt wurden, sowohl in der ventralen, der dorsalen als auch der zentralen Höhenrekonstruktion. In keiner der Gruppen zeigen sich große Unterschiede, was die Veränderung des Spinalkanals oder des Cobb-Winkels angeht.

5 Diskussion

Ziel dieser Studie war es zum einen, eine Methodik zu entwickeln, die es ermöglicht, singuläre standardisierte inkomplette Berstungsfrakturen des Lendenwirbelkörpers 1 zu generieren. Zum anderen sollte mittels unterschiedlicher Operationstechniken untersucht werden, welche Stabilisierungsmethode in Hinblick auf die Höhenrekonstruktion des Wirbelkörpers am ehesten geeignet ist. Diese Fragestellungen ergaben sich aus der noch immer kontrovers diskutierten vielseitigen Versorgung von inkompletten Berstungsfrakturen vor allem bei jungen Patienten nach Hochrasanztraumata.

Wie bereits in der Einleitung beschrieben sind Berstungsfrakturen im thorakolumbalen Übergang eine der häufigsten Wirbelkörperverletzungen bei jungen Menschen, die vor allem nach Hochrasanztraumata auftreten [61, 83]. In einer Metaanalyse von Katsuura et al. werden vor allem die Verletzungen des Lendenwirbelkörpers 1 als am häufigsten betroffener Wirbelkörper mit 34 Prozent angegeben, welches durch die Biomechanik der Wirbelsäule, nämlich dem Übergang der recht unbeweglichen Brustwirbelsäule in die beweglichere Lendenwirbelsäule zu erklären ist [61].
Knop et al. Geben in ihrer Studie mit 82,7 % die Berstungsfraktur, das heißt die A3 Fraktur, als häufigste Kompressionsverletzung an [82]. Bei diesem Frakturtyp ohne Auftreten neurologischer Defizite ist die Behandlung jedoch weiterhin stark umstritten

und wird unterschiedlich diskutiert. Das Vorgehen bei diesen Verletzungen erstreckt sich von rein konservativen Therapiekonzepten bis hin zu verschiedensten Operationsmethodiken [40, 50].

Die Typ A-Frakturen haben gemeinsam, dass hier die hinteren Bandstrukturen (PCL) intakt sind [46].
Die klare Empfehlung zu einer konservativen Therapie wird bei Frakturen des Typs A1 und A2 ausgesprochen [17] [64]. Nur die A2.3 Fraktur nimmt hier eine Sonderstellung ein, bei der ein operatives Vorgehen aufgrund der Mitbeteiligung der Bandscheibe beschrieben wird [17]. Den Übergang von einem konservativen Therapieregime zu einem operativen stellen die Berstungsfrakturen des Typs A3 dar [64]. Vor allem werden in der Behandlung der A3.1. Frakturen, den inkompletten Berstungsfrakturen, unterschiedliche Therapiekonzepte propagiert. In einigen Studien wird gezeigt, dass ein operatives Therapiekonzept dem konservativen nicht überlegen ist [40, 101].

In der Studie von Gnanenthiran, einer Metastudie, wurde das Outcome der operativen Therapie von Frakturen des thorakolumbalen Übergangs dem des konservativen gegenübergestellt. Analysiert wurde anhand der VAS-Schmerzskala, der Kyphosierung, der Funktionalität und dem Zeitpunkt der Rückkehr an den Arbeitsplatz. Als Ergebnis wurde hier eine Verbesserung der Kyphosierung beim operativen Vorgehen beschrieben, jedoch zeigte sich keine Schmerz- oder Funktionalitätsverbesserung nach Operation. Da es allerdings in einigen Fällen beim operativen Vorgehen zu postoperativen Komplikationen gekommen ist, wird ein konservatives Vorgehen bei inkompletten Berstungsfrakturen ohne neurologisches Defizit empfohlen [40].

In einer anderen Studie wurden nach durchschnittlich 4,3 Jahren die Ergebnisse von 18 Patienten nach operativer Therapie mittels dorsaler Stabilisierung mit denen von 16 Patienten, die konservativ therapiert wurden, verglichen. Hier zeigte sich in der operativen Gruppe eine signifikant geringere Kyphosierung. Auch in den anderen Bereichen wie VAS Pain, VAS Spine Score zeigte sich ein signifikant besseres Ergebnis bei den Patienten, die dorsal stabilisiert wurden. Hier wird eindeutig ein operatives Vorgehen mittels dorsaler Instrumentierung bei Typ A3 Frakturen im thorakolumbalen Übergang propagiert [96].

Bei einer Zunahme der Kyphosierung oder Dislokation eines Fragmentes der Hinterkante wird auch in anderen Studien eine operative Stabilisierung empfohlen [85].
In einer Literaturrecherche von Ghobrial et al., in der die Studienlage von 1966 bis 2013 zum Vorgehen bei Frakturen des thorakolumbalen Übergangs dargestellt wird und die Ergebnisse der operativen den konservativen Therapieoptionen gegenübergestellt werden, kommt man zudem zum Ergebnis, dass aufgrund der begrenzten Anzahl von qualitativ hochwertigen Studien keine Aussage zum richtigen Therapieregime gemacht werden könne [39].

Auch die Studie von Bakhshesian et al., die vor allem die unterschiedlichen Ergebnisse des konservativen Vorgehen beleuchtet, gibt an, dass noch immer keine ausreichenden evidenzbasierten Studien zur Behandlung dieser Frakturen vorliegen [6].

Des Weiteren stellt sich nicht nur die Frage, welche Verletzungen konservativ behandelt werden sollten, sondern natürlich auch, welches operative Vorgehen das geeignetste, mit den besten Ergebnissen in Hinblick auf die Reposition, den Höhenerhalt und die Funktionalität darstellt.

In der Literatur werden offene und minimalinvasive Zugangsmethoden beschrieben, wobei in den letzten Jahren das minimalinvasive Vorgehen zunehmend an Bedeutung gewonnen hat [41], sowie ventrale und dorsale Zugangswege oder kombinierte Verfahren.

Auf die alleinige ventrale Instrumentierung und Stabilisierung wird an dieser Stelle nicht mehr eingegangen, da diese Methodik stark limitiert ist und nur in besonderen Kasuistiken eingesetzt werden sollte, wie zum Beispiel bei mechanisch weniger beanspruchten Frakturen wie isolierten Kompressionsfrakturen bei intakter hinterer Säule und geringer Dislokation [18].

Das System der transpedikulären Verschraubung als dorsale Instrumentierung, welches erstmals in der 80er Jahren von Dick et al. beschrieben wurde, stellt heutzutage ein Standardverfahren bei Berstungsfrakturen mit Hinterkantenbeteiligung der Brust-und Lendenwirbelsäule dar [25, 55, 62]. Dieses Verfahren ermöglicht durch intraoperative Distraktion bei kyphotischer Fehlstellung des Wirbelkörpers eine gute Reposition. Jedoch

beschreiben Knop et al. in einer der größten multizentrischen Studie, dass durch diese dorsale Stabilisierung der Fraktur zunächst eine Korrektur und Reduzierung der Kyphosierung erreicht werden kann, diese aber im Verlauf bei alleiniger dorsaler Korrektur nicht aufrecht erhalten werden kann [82, 84].

In einigen Studien wird vor allem die Zunahme der Kyphosierung und der Repositionsverlust bei alleiniger dorsaler Instrumentierung als eine der Ursachen für eine Beschwerdezunahme des Patienten im postoperativen Verlauf genannt [37, 103].
Die Studienlage zeigt, dass eine minimalinvasive dorsale Stabilisierung durch einen Fixateur interne eine geeignete Operationsmethode darstellt, um die Fraktur zu stabilisieren, jedoch wird oftmals kein ausreichendes Repositionsergebnis und adäquater Höhenerhalt der ventralen Säule erreicht.
Laut Gonschorek et al. Ist insbesondere beim Auftreten von kyphotischen Fehlstellungen mit der Gefahr der Destruktion von benachbarten Strukturen wie der Bandscheiben die Indikation zur Rekonstruktion der ventralen Säule gegeben [41].

Daniaux et al. kombinierten die dorsale Stabilisierung mittels einer Roy-Camille Platte mit der Einbringung einer Spongiosaplastik [21]. Sie beschreiben einen deutlich geringeren Repositionsverlust bei der Kombination mittels Spongiosaplastik, als in der alleinigen dorsalen Stabilisierung [22]. Den Erfolg des verminderten Korrekturverlustes konnte in anderen Studien jedoch nicht bestätigt werden [63, 115].

In der Arbeit von Knop et al. wurde die operative Versorgung mittels Knochenspänen denen mit Wirbelkörperersatzimplantaten, sog. Cages, gegenübergestellt. Hier zeigen die Cages einen geringeren Korrekturverlust und eine bessere ventrale Rekonstruktion als nach Einsetzen von Knochenspänen [66, 82, 83].

Als eine weitere Möglichkeit wird in der Literatur die Kombination aus dorsaler Instrumentierung und ventraler Stabilisierung angegeben. Hier wird in unterschiedlichen Studien ein deutlicher Repositionsvorteil einer Kombination aus dorsaler und ventraler Stabilisierung gegenüber der reinen dorsalen Methode beschrieben [18, 41, 112]. Jedoch weisen diese Arbeiten auch darauf hin, dass das kombinierte Verfahren in zwei verschiedenen Sitzungen durchgeführt werden muss, was mit einem deutlich erhöhten

Operationsrisiko, gerade bei multimorbiden Patienten, einhergeht. [17, 41, 111, 112, 112].
Auch in der Versorgung von Wirbelkörperfrakturen erhielt die Durchführung von zusätzlicher Zementaugmentationen Einzug. In einigen biomechanischen Studien wurde gezeigt, dass die Druckbelastbarkeit eines Wirbelkörpers durch das zusätzliche Einbringen von Zement deutlich erhöht werden kann [9, 47, 48].

Ab den 90er Jahren wurde in der USA die Vertebroplastie im klinischen Alltag eingesetzt [53]. Durch Reiley wurde 1998 die erste Kyphoplastie mit Erfolg durchgeführt, die einige Vorteile gegenüber der Vertebroplastie zeigte [36]. Minimalinvasiv wurden transpedikulär zwei Ballons in den Wirbelkörper eingebracht, welche eine hohe Druckbelastbarkeit aufweisen und somit den Wirbelkörper wiederaufrichten können. Der Vorteil der Ballonkyphoplastie besteht zum einen darin, dass ein Hohlraum geschaffen werden kann und der verwendete Zement viskösere Eigenschaften aufweist, als jener der bei der Vertebroplastie genutzt wird. Zum anderen ist der Druck, der zum Einbringen des Zements benötigt wird, geringer [49, 108].

In einem Review von Felder-Puig et al. wird gezeigt, dass es bei der Vertebroplastie (20-40%) zu einem deutlich vermehrten Zementaustritt als bei der Kyphoplastie (8%) kommt. Zudem zeigt sich eine erfolgreichere Höhenwiederherstellung bei vergleichbarer Schmerzreduktion [32, 48, 99].

Es herrscht in der Literatur noch Uneindeutigkeit, bei welcher Fraktur die Ballonkyphoplastie Anwendung finden sollte [19, 73, 87].

Als Indikationen werden einfachen Kompressionsbrüchen oder Einbrüche der Grund - und Deckenplatte mit stabiler Hinterkante vom Typ A1.1-A1.3 beschrieben, da ansonsten die Gefahr besteht, dass bei instabiler Hinterkante die Frakturfragmente durch die Ballons in den Spinalkanal verschoben werden könnten [48]. Allerdings werden bei Becker et al. auch die inkompletten Berstungsbrüche (A3.1) mittels Ballon versorgt [7].
In einer weiteren Studie von Maestretti et al. wird die Kombination einer dorsalen Instrumentierung und der Ballonkyphoplastie bei Berstungsfrakturen des Typs A3.3 postuliert [73].

Bei der Augmentation von Zement werden unterschiedliche Kunststoffe in der Literatur beschrieben. Der gängigste Kunststoff, der vor allem bei Patienten mit osteoporotischen Wirbelkörperfrakturen eingesetzt wird ist der Polymethylmetacrylatzement (PMMA). In Tierexperimenten konnte nachgewiesen werden, dass dieser unter großer Hitzeeinwirkung polymerisiert, was eine große Stabilität bietet, jedoch auch zu Hitzeschäden führen kann [12, 48]. In einer weiteren Publikation konnte gezeigt werden, dass es bei diesem Kunststoff zu keinem knöchernen Einbauprozess kommt [34].
Im Vergleich hierzu steht ein anorganischer Calciumphosphatzement (CaP), der vor allem bei jungen Patienten eingesetzt wird. Als Vorteil des CaP wird vor allem der gute Ab- und Umbau auf zellulärer Ebene beschrieben, welcher beinhaltet, dass dieser in den Knochen eingebaut werden kann [48, 71].

Sowohl Schmied et al. als auch Graefe et al. verwenden diesen in ihren Studien. Sie beschreiben ähnlich gute Ergebnisse in der Funktion, der Schmerzreduktion und dem Erhalt der Wirbelkörperhöhe im Vergleich zum PMMA an [94][42]. In zwei Studien wird jedoch beschrieben, dass der CaP in der Festigkeit bei Scher- und Biegekräften geringer sei. Aus diesem Grund sollte er nicht bei Wirbelkörperfrakturen vom Typ A3.3, B oder C eingesetzt werden [48, 94].

5.1 Methodenkritik

5.1.1 Patientenkollektiv/Präparate

Wilke et al. Beschreiben 1998 unterschiedliche Kriterien zur Aussagekraft von in vitro durchgeführten Instrumentationen an Wirbelkörpern. Sie kommt zu dem Entschluss, dass die sichersten Ergebnisse an lebenden Menschen oder aber an frisch präparierten Cadavern erhoben werden können. Jedoch bemängeln sie, dass diese Präparate oft ein hohes Lebensalter und damit degenerative Veränderungen, Osteoporose oder ähnliches ausweisen und somit die in vitro erhobenen Ergebnisse nicht auf ein jungen Patientekollektiv zu übertragen sein [113]. Sie empfehlen die Wirbelsäulen vor Präparation röntgenologische auf die Knochenqualität zu überprüfen. Dies wurde in dieser Arbeit berücksichtigt [113]. Es konnten massive degenerative Veränderungen ausgeschlossen werden, jedoch zeigten sich einigen osteophytäre Anbauten. Allerdings handelte es sich bei den Präparaten in dieser Studie um ein relativ junges Kollektiv mit einem durchschnittlichen Alter von 64,9 Jahren (+/- 6,5 Jahre). Somit ist eine Übertragbarkeit mit gewissen Einschränkungen auch auf ein jüngeres Patientenkollektiv

möglich. Eine genaue Knochendichtemessung (DEXA-Messung) an den Präparaten wurde nicht durchgeführt, weshalb genaue Angaben zur Knochenqualität nur eingeschränkt möglich sind. Jedoch waren Tumorerkrankungen oder bestimmte Medikamente, die Einfluss auf die Knochenqualität nehmen können, ein Ausschlusskriterium für die humanen Präparate in dieser Studie. Des Weiteren spricht der nicht signifikante Unterschied nach Generierung der Frakturen bei allen 28 Wirbelsäulen für eine ähnliche oder zumindest gut vergleichbare Knochendichte der einzelnen Präparate.

Einen weiteren wichtigen Aspekt für in vitro Messungen erläutern White und Panjabi. Sie beschreiben die Verwendung von multisegmentalen Präparaten als eine wichtige Voraussetzung, da hier die ligamentären Strukturen noch erhalten sind und diese zur Stabilität beitragen [109].
Bei der Präparation der Wirbelkörper blieb in dieser Arbeit der Bandapparat intakt. Panjabi et al. haben weiterhin den Umgang mit fresh-frozen Präparaten untersucht. Die Präparate verändern ihre mechanischen Eigenschaften durch das Einfrieren und Auftauen nicht, beschreiben sie. Es wird jedoch empfohlen die Präparate bei Zimmertemperatur aufzutauen und die Cadaver bei mindestens -18°C zu kühlen [78]. Weiterhin wird in vorangegangenen Versuchen mit fresh-frozen Präparaten zur Verhinderung des Austrocknens dieser Präparate das Verpacken in Plastiktüten, sowie das ständige Anfeuchten mit 0,9% NaCl-Lösung empfohlen [78, 111, 113].

In dieser Studie wurde sich an diese Empfehlung gehalten und die Präparate bei Zimmertemperatur langsam aufgetaut. Es wurde berücksichtigt, dass die Temperatur 20°C betrug, um eine Autolyse der Präparate zu verhindern, welche bei höheren Temperaturen eintreten könnte [113]. Die Cadaver wurden immer nur für kurze Zeit aufgetaut und mittels NaCL 0,9% feucht gehalten.
Die Stückzahl der Präparate in dieser Arbeit ist aufgrund der geringen Verfügbarkeit von fresh-frozen Cadavern begrenzt. Insgesamt wurden 28 Wirbelkörper präpariert, die im Gesamten an der Studie teilnehmen konnten. In ähnlich aufgebauten Studien wurde eine deutlich geringere Fallzahl angegeben [54, 57].

5.1.2 Einbettung der Wirbelkörper

Die Einbettung der Wirbelkörper erfolgte in speziell angefertigte Eingussschalen in Polymethylacrylaten zur Stabilisierung der Präparate. Diese Methodik wurde auch in anderen Studien als zur Fixierung der genutzt [27, 46, 54].

Die Präparate wurden alle mit der Grundplatte des L3 parallel zur Eingussvorrichtung eingegossen, was eine physiologische Ausrichtung des Präparates gewährleiten sollte und die individuelle Wirbelsäulenkrümmung berücksichtigen. Allerding ist somit die Belastung in axialer Ebene aufgrund der anatomischen Unterschiede der Präparate nicht hundertprozentig gewährleistet, was einen Einfluss auf die Messergebnisse gehabt haben könnte.

5.1.3 Generierung der Frakturen

Im Gegensatz zu Modellen zur Frakurgenerierung osteoporotischer Frakturen, in denen eine langsam zunehmende axiale Last zur Fraktur führt, sollte in dieser Studie ein plötzlicher starker Anprall, ein Hochrasanztrauma, imitiert werden. Genau dieses stellte in anderen biomechanischen Studien häufig ein Problem dar, da die Fallzahlen entweder sehr gering waren oder nur tierische Präparate verwendet wurden [46, 54, 57].

Panjabi et al. generieren 1995 an 16 humanen Wirbelsäulen Frakturen, die ein Hochrasanztrauma simulierten [79]. Sie beschreiben jedoch nicht, welche Wirbelkörper frakturiert wurden. An diesem Modell orientierten sich 2008 Kallemeier et al. um Berstungsfrakturen im thorakolumbalen Übergang zu generieren [57].

Wie schon im Abschnitt Material und Methodik beschrieben, wurde immer wieder die Generierung von singulären Frakturen eines Wirbelkörpers initiiert, jedoch meist in kleiner Fallzahl, welches eine Übertragung auf eine größere Gesamtheit erschwert. Der in dieser Studie entwickelte Turm zur Generierung der Frakturen orientierte sich an dem Versuchsaufbau von Kallemeier et al., sowie dem von Jones et al. beschriebenem Modell mit dem Ziel eine höhere Fallzahl zu generieren. Jones et al. präparierten Th 10 bis L 4 und ließ 25 Kilo aus einem Meter auf die Wirbelsäule fallen, ihre Fallzahl lag bei fünf frakturierten Wirbelkörpern [54]. Kallemeier et al. nutzen Th 11 bis L 1 und lieen7 kg aus 1,7 m Höhe durch eine horizontale Röhre, welche zur Luftzirkulation kleine Öffnungen besaß, auf einen Impactor fallen. Das Entweichen der Luft während des Falls

des Gewichtes zeigte sich als notwendig, um ein Abbremsen zu verhindern. Der Impactor soll das Gewicht abfangen und auf die Wirbelsäule gleichmäßig verteilen. In der Studie vom Kallemeier et al. gelang die Frakturierung des L 1 an neun Präparaten [57].

Im hier vorliegenden Versuchsaufbau konnten bei allen 28 Wirbelsäulen singuläre Frakturen des Lendenwirbelkörpers 1 generiert werden. Die Einteilung der Frakturtypen erfolgte nach der AO/OTA Klassifikation. Hiernach wurden bei allen Präparaten inkomplette Berstungsfrakturen generiert. Es wurden A3.1, A3.2. und A3.3. Frakturen erzeugt. Diese Unterschiede sind sicherlich auf die doch zum Teil diverse Knochensubstanz, sowie die nicht ganz axiale Belastung durch die unterschiedlichen Wirbelsäulenkrümmungen zu erklären.

Die TLClassification unterteilt die Frakturen des thorakolumbalen Übergangs in weitere Untergruppen und stellt eine leichte Modifikation der AO/OTA Klassifikation dar. In dieser werden die gesamten Berstungsfrakturen als A4 Frakturen noch weiter differenziert. Diese ist in der aktuellen Studie jedoch nicht von großer Bedeutung, da hier vor allem inkomplette Berstungsfrakturen vorliegen. Aufgrund der unterschiedlichen Frakturtypen ist eine direkte Vergleichbarkeit der unterschiedlichen Frakturen bei der Höhenreposition und der späteren Belastung kritisch zu sehen. In der Randomisierung wurde dieses berücksichtigt.

Hartensuer et al. gehen davon aus, dass eine Fraktur in einem bestimmten Wirbelkörper nur generiert werden kann, wenn eine Kombination aus standardisierter Schwächung des Wirbelkörpers und Kompression besteht [46]. Auch Kallemeier et al. beschreiben Sollbruchstellen in dem zu frakturierenden Wirbelkörper [57]. Eine Schwächung des Wirbellkörpers mit vorher zugefügten Sollbruchstellen, welche in diesem Versuchsaufbau standardisiert durchgeführt wurden, trug maßgeblich zum Brechen des gewollten Wirbelkörpers bei.

5.1.4 Belastung der Präparate

Die Belastung der Wirbelsäulenpräparate mit Hilfe der servohydraulischen Belastungsmaschine sollte möglichst einer physiologischen entsprechen. Die physiologischen Belastungen der Drücke auf die Bandscheiben wurde von Sato et al. in

verschiedenen Körperpositionen gemessen. Sie beschreiben die auf die Wirbelsäule wirkenden Drücke bei einem Körpergewicht von 73 kg auf die Lendenwirbelkörper 4-5 in folgender Reihenfolge: 144 N in vornübergebeugter Körperposition, in seitlicher Lage 240 N, 800 N im aufrechten Stand und 996 N beim aufrichten Sitzen. Mit diesen Ergebnissen können sowohl die Pathophysiologie als auch die biomechanische Belastung der Wirbelsäule genauer beschrieben werden [92].

In verschiedensten Studien wurden anhand dieser Daten unterschiedliche Drücke zur Belastung der Wirbelsäule gewählt. Rotter et al. beschreiben somit eine Vorlast von 110 N, die der Belastung der Wirbelsäule in Bauchlage entsprechen [88]. Wilke et al. beschreiben hingegen einen axialen Druck von 100 N als Vorlast [114]. Anhand dieser ermittelten Werte orientieren sich die in dieser Studie verwendeten Drücke, um eine möglichst physiologische Belastung zu simulieren. Mit der hier verwendeten Belastungsmaschine konnten jedoch nur axiale Drücke gemessen und ausgeübt werden, Torsionsbewegungen waren nicht möglich.

5.2 Ergebnisdiskussion

5.2.1 Frakturgenerierung

In dieser Arbeit wurden typische Berstungsfrakturen des Lendenwirbelkörpers 1 in allen 28 Präparaten erzeugt. Insgesamt wurden 16 inkomplette Bersungsfrakturen (A 3.1.), 8 Splitterfrakturen (A 3.2.) und 4 komplette Berstungsfrakturen (A 3.3.) generiert. Die Verteilung ist ähnlich derer, die in der klinischen Studie von Alanay et al. aufgeführt werden [1]. Sie geben 61,9% für Typ A3.1 Frakturen; 12,7% für Typ A3.2 Frakturen; und 25,4% für Typ A3.3 Frakturen an [1]. Das bedeutet, dass es auch mit allen Legitimationen dieser Arbeit möglich war, eine große Fallzahl für eine in-vitro Studie an fresh-frozen Präparaten zu generieren.

5.2.2 Höhenrekonstruktion der verschiedenen Operationsmethodiken

Wie aus der aktuellen Studienlage hervorgeht, ist bei der operativen Versorgung der Berstungsfrakturen im thorakolumbalen Übergang eine Höhenrekonstruktion des Wirbelkörpers in Hinblick auf das operative Ergebnis als auch aus klinischer Sicht ein wichtiger Aspekt. Wie bereits oben beschrieben, ist gerade die Rekonstruktion und der Höhenerhalt bei rein dorsaler Stabilisierung zumeist vermindert [38, 103]. In den hier

vorliegenden Ergebnissen wird genau das bestätigt. Der Höhenverlust der Wirbelkörper betrug nach Frakturierung bei allen ca. 30%. Hier konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden, weshalb der Ausgangswert zur Höhenrekonstruktion in allen Gruppen vergleichbar ist. Nach der operativen Versorgung zeigen sich in allen Gruppen, in denen der SpineJack® eingesetzt wurde, eine signifikant bessere Höhenrekonstruktion sowohl in der ventralen, der zentralen als auch in der dorsalen Höhe. Das heißt, dass sich hier ein deutlich besseres Ergebnis in der Kombinierung der Methoden zeigt als bei der alleinigen dorsalen Stabilisierung. Auch nach der zyklischen Belastung, welche wie oben erläutert eine physiologische Belastung der Wirbelsäule imitieren sollte, zeigt sich ein signifikanter Unterschied in der alleinigen dorsalen Instrumentation im Gegensatz zu den anderen drei Gruppen, in denen jeweils der SpineJack® eingesetzt wurde.

Bei der Anwendung des SpineJack® zeigt sich somit, dass dieser eine geeignete Methode zur intravertebralen Höhenrekonstruktion auch der vorderen Säule bietet, was die alleinige dorsale Stabilisierung nicht erreicht. Zudem ist mit diesem Cage eine ventrale Höhenrekonstruktion möglich, ohne das eine Operation in einer weiteren Sitzung von ventral nötig erscheint, was zum einen eine Schonung der Weichteile ermöglicht, sowie das Vermeiden einer zweizeitigen Operation mit Verringerung von perioperativen Komplikationen.

5.2.3 Cobb-Winkel und Spinalkanal

Wie auch in anderen Studien wurde der Cobb-Winkel, welches der Winkel zwischen der oberen Deckplatte des 12. Brustwirbelkörpers und der unteren Endplatte des 2. Lendenwirbelkörpers darstellt, gemessen. Dieser bisegmentale Winkel spielt eine Rolle beim Vergleich klinischer Ergebnisse vor allem bei Keilkompressionsfrakturen, ist jedoch bei Berstungsfrakturen eher von untergeordneter Bedeutung. Die hier vorliegenden Messergebnisse zeigen eine sehr große Standardabweichung, was zum einen an der Frakturform und zum anderen an der nicht standardisierten Positionierung der Winkelmessung im CT liegen kann.

Auch die Messungen der Spinalkanalenge zeigten sehr große Standardabweichungen. Hier konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Nur die alleinige Anwendung des SpineJack® zeigt eine deutliche Spinalkanalenge im Gegensatz zu den

anderen Verfahren, in denen die dorsale Instrumentierung durchgeführt wurde. Dies ist ein weiteres Argument für die Kombination beider Verfahren.

5.3 Limitation der Studie

Die hier vorliegende experimentelle Studie weist, wie viele andere Studien auch, einige Limitationen und Fehlerquellen auf. Die erhobenen Ergebnisse wurden an fresh-frozen Präparaten, das heißt in vitro, bestimmt, was häufig eine erschwerte Übertragbarkeit in vivo zulässt. Des Weiteren lässt sich bei einer relativ geringen Fallzahl von 28 Präparaten nur begrenzt auf eine größere Gesamtheit schließen. Die Wirbelkörper zeigten zudem unterschiedliche Größen und unterschiedliche Stabilität, was die Messungen beeinflusst haben kann. Auch das durchschnittliche Alter von 64,5 Jahren der Präparate zeigt eine begrenzbare Übertragbarkeit bei zum Teil reduzierter Knochensubstanz auf ein häufig jüngeres Gesamtkollektiv, welches Wirbelkörperfrakturen nach Hochrasanztraumen aufweist. Die Präparate beinhalteten zudem nur den knöchernen Wirbelkörper, sowie die Bandstrukturen. Weitere stabilisierende Faktoren wie die umgebende Muskulatur wurden in dieser Studie nicht berücksichtigt. Auch dies zeigt eine erschwerte Übertragbarkeit in vivo.

Die Generierung der Frakturen wurde standardisiert durchgeführt, das heißt, dass das Gewicht aus immer der gleichen Höhe auf die Wirbelkörper gefallen ist, ohne Berücksichtigung der Wirbelkörpergröße oder individuellen Wirbelkörperkrümmungen, was zu unterschiedlicher Krafteinwirkung geführt haben kann. Zudem wurden hier vier verschiedene Operationsmethoden miteinander verglichen, in denen nur die dorsale Stabilisierung mittels Schraubenstabsystem und der SpineJack® eingesetzt wurden. Hier wäre es sicherlich sinnvoll gewesen, auch andere operative Verfahren, wie zum Beispiel die Kyphoplastie, mit zu beleuchten.

In der hier vorliegenden Studie ist der empfohlene Zement PMMA verwendet worden, auch wenn andere Kunststoffformen wie der CaP eine interessante Alternative darstellen, gerade in Hinblick auf ein jüngeres Patientenkollektiv.
In dieser Arbeit wurden die verschiedenen Messungen anhand von CT-Bildern erhoben, jedoch gab es keine standardisierte Positionierung der Wirbelsäulen im CT, was zu Messungenauigkeiten geführt haben kann.

5.4 Schlussfolgerung

Mit der hier vorliegenden Arbeit ist es gelungen, ein Modell zur Erzeugung standardisierter Berstungsfrakturen zu etablieren, mit einer deutlich höheren Fallzahl als in anderen vorherigen in vitro Studien. Die Ergebnisse dieser biomechanischen Studie konnten zum einen bestätigen, dass eine isolierte dorsale Stabilisierung bei Berstungsfrakturen des thorakalen Übergangs, hier bei Frakturen des 1. Lendenwirbelkörpers, zu einer geringeren Höhenrekonstruktion führten als eine Kombination einer dorsalen Stabilisierung mit einer intravertebralen Rekonstruktion. Jedoch muss der Stellenwert der in dieser Studie ermittelten absoluten Werte für eine Übertragung in vivo in weiteren klinischen Studien überprüft werden.

Das durchschnittliche Patientenalter in dieser Studie, welches bei 64,9 lag, entspricht einem Altersgipfel der Patienten mit Berstungsfrakturen vom Typ A. Allerdings liegt ein weiterer Altersgipfel bei deutlich jüngeren Patienten, somit ist eine Übertragung dieser Werte kritisch zu hinterfragen [38, 84, 98, 98, 105].
Diese Arbeit zeigt zudem dass eine intravertebrale Rekonstruktion eines Wirbelkörpers in Kombination mit einer dorsalen Stabilisierung als eine gute Methode oder sogar als Alternative zur ventralen Instrumentierung bei Berstungsfrakturen diskutiert werden sollte. Die Vorteile dieser minimalinvasiven Therapie sind zum einen, dass der SpineJack® transpedikulär eingesetzt werden kann, was einen weichteilschonenden operativen Zugang darstellt. Zusätzlich zeigt sich diese Operationsmethodik als ein zeitlich zügiger Eingriff, was die Operationszeit verkürzt und somit zu geringeren intra- und postoperativen Komplikationen führen könnte.

5.5 Ausblick

In dieser in vitro Studie wurden die alleinige dorsale Stabilisierung sowie diese in Kombination mit einer intravertebralen Höhenrekonstruktion mittels SpineJack® verglichen. In weiteren Experimenten wäre es sinnvoll, weitere Cages in Kombination mit der dorsalen Instrumentierung dem SpineJack® gegenüberzustellen, sowie der ventralen Stabilisierung. Weiterhin würde es sich anbieten, die unterschiedlichen Zementformen bei kombinierten Operationsmethoden zu untersuchen, gerade in Hinblick auf ein junges Patientenkollektiv. Zudem kann mit dieser Studie nicht beantwortet werden, wie die klinischen Ergebnisse nach Kombination der dorsalen Stabilisierung und

des SpineJack® wären. Somit sind weitere klinische Studien wichtig, um nicht nur einen radiologisch messbaren, sondern auch einen klinischen Erfolg zeigen zu können.

6 Zusammenfassung

Zu einer der häufigsten Wirbelkörperverletzungen bei jungen Menschen zählen die inkompletten Berstungsfrakturen im thorakolumbalen Übergang nach Hochrasanztraumen. Die Versorgung dieser Wirbelkörperfrakturen ohne neurologische Defizite wird zudem nach wie vor in der Literatur kontrovers diskutiert. Bei den aktuell propagierten Operationsmethoden wird zwischen einer reinen dorsalen Stabilisierung, einer ventralen Stabilisierung und einer Kombination aus beidem unterschieden. Es gibt verschiedene offene Methoden, sowie minimalinvasive Verfahren. Bei den unterschiedlichen Vorgehensweisen zeigte sich jedoch immer wieder ein relevanter Höhenverlust bei reiner dorsaler Stabilisierung im thorakolumablen Übergang und eine unzureichende ventralen Stabilisierung. Zudem zeigte sich bei einer zusätzlichen offenen ventralen Stabilisierung eine erhöhte perioperative Komplikationsrate. Die Datenlage ist zudem, vor allem was größere Fallzahlen betrifft, eher unzureichend.

Die konkrete Zielsetzung dieser Arbeit war es, verschiedene Kombinationen aus minimalinvasiver Operationsmethodik mit einer perkutanen intravertebralen Reposition in Form des SpineJack® miteinander zu vergleichen, mit der Fragestellung, welche das erfolgreichste Outcome in der Höhenaufrichtung des Wirbelkörpers und zusätzlich der ventralen Stabilität bietet. Zudem sollte eine Methodik entwickelt werden, welche Wirbelkörperfrakturen standardisiert generieren kann.
Hierzu wurden 28 humane Wirbelkörper Th11 bis L3 präpariert und kontrolliert Frakturen des Wirbelkörpers L1 generiert. Im Anschluss wurden die Frakturen mit vier verschieden kombinierten Operationsverfahren versorgt. Es wurde der SpineJack® mit und ohne Zement sowie eine dorsale minimalinvasive Operationsmethode kombiniert. Die Wirbelkörper wurden postoperativ mit einer hydraulischen Belastungsmaschine belastet und der Höhenverlust des Wirbelkörpers ventral, medial und dorsal ermittelt. Bei allen 28 Wirbelsäulen konnte mit einem sog. „Freefall-Tower“ eine Fraktur des LWK 1 erzielt werden. In allen Gruppen konnte bei der Einbringung des SpineJack® eine signifikante anatomische Höhenrekonstruktion gezeigt werden im Gegensatz zur alleinigen dorsalen Stabilisierung. Es zeigte sich somit, dass die dorsale Stabilisierung in der Kombination mit einer intravertebralen Rekonstruktion eines Wirbelkörpers ein erfolgreiches Operationsverfahren darstellt, welches gegebenenfalls auch als Alternative zur ventralen Wirbelkörperstabilisierung gesehen werden kann.

Kritisch muss zum einen die doch weiterhin geringe Fallzahl, Messungenauigkeiten in der CT -graphischen Auswertung, sowie das mediane Alter der Kadaver von 64,9 ± 6.5 Jahren gesehen werden.

Die Übertragbarkeit von Testergebnissen aus biomechanischen Kadaverstudien auf in vivo-Verhältnisse zeigt sich zudem erschwert. Es sollten noch weitere experimentelle und auch klinische Studien durchgeführt werden, um ein abschließendes Ergebnis der erfolgreichen operativen Versorgung von Berstungsfrakturen im thorakolumbalen Übergang treffen zu können.

7 Summary

One of the most common vertebral injuries in young people is the incomplete burst fracture in the thoracolumbar junction after high-speed trauma. The treatment of these vertebral fractures without neurological deficits is still controversial in the literature. Within current recommended surgical methods, a distinction is made between pure dorsal stabilization, ventral stabilization and a combination of both. There are several open surgical techniques, as well as minimal invasive procedures. In recent studies there was always a relevant loss of height and insufficient ventral stabilization with pure dorsal stabilization in the thoracolumbar junction. Also, an additional open ventral stabilization showed an increased perioperative complication rate. Moreover, the data situation is rather insufficient, especially in regard to larger case numbers.

The specific objective of this work was to compare different combined minimally invasive surgical methods using the SpineJack®, to evaluate which method offers the best outcome in vertebral elevation and additional ventral stability. In addition, a technique to be developed that could generate standardized vertebral fractures. For this purpose, 28 human vertebral bodies Th11 to L3 were prepared and controlled fractures of the vertebral body L1 were generated. Subsequently, the fractures were treated with four different combined surgical procedures. The SpineJack® with and without cement, was combined with a dorsal minimal invasive surgical procedure. The vertebral bodies were postoperatively loaded with a hydraulic loading machine and the height loss of the vertebral body was determined ventrally, medially and posteriorly.

In all 28 spinal columns a fracture of the LWK 1 could be achieved with a so-called "Freefall Tower". Significant anatomical height reconstruction was demonstrated in all groups when SpineJack® was introduced, as opposed to dorsal stabilization alone. Thus, dorsal stabilization in combination with intravertebral reconstruction of a vertebral body has been shown to be a successful surgical procedure, which may also be seen as an alternative to ventral vertebral body stabilization.

However, the low number of cases, measurement inaccuracies in the CT evaluation and the median age of the carcasses of 64.9 ± 6.5 years must be considered critically. Moreover, the transferability of test results from biomechanical cadaver studies to in vivo conditions is also difficult. Future experimental and clinical studies are nedded to reach a

conclusion on the successful surgical treatment of burst fractures in the thoracolumbar junction.

8 Literatur

1. Alanay A, Acaroglu E, Yazici M, Oznur A, Surat A (2001) Short-segment pedicle instrumentation of thoracolumbar burst fractures: does transpedicular intracorporeal grafting prevent early failure? Spine 26(2):213–217
2. AO Foundation (2014). https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgery
3. Arregui R, Martínez-Quiñones JV, Aso-Escario J, Aso-Vizan J (2008) Papel del refuerzo vertebral mediante cifoplastia en el tratamiento de las fracturas dorsolumbares de índole no osteoporótico. Revisión del tema y análisis de 40 casos (Vertebral reinforcement by means of kyphoplasty in the treatment of non-osteoporotic thoraco-lumbar fractures. Study of 40 cases and review of the literature). Neurocirugía (Asturias, Spain) 19(6):537–550
4. Aumüller G (2010) Anatomie. 208 Tabellen ; [mit DVD zum Präp.-Kurs]. Duale Reihe, 2.überarb. Aufl. Thieme, Stuttgart
5. Aymar M, Cotta H, Ewerbeck V (2014) Standardverfahren in der operativen Orthopädie und Unfallchirurgie, 4., vollst. überarb. und erw. Aufl. Thieme, Stuttgart [u.a.]
6. Bakhsheshian J, Dahdaleh NS, Fakurnejad S, Scheer JK, Smith ZA (2014) Evidence-based management of traumatic thoracolumbar burst fractures: a systematic review of nonoperative management. Neurosurgical focus 37(1):E1. DOI 10.3171/2014.4.FOCUS14159
7. Becker S, Ogon M (2007) Balloon kyphoplasty. Springer, Wien, London
8. Been HD (1991) Anterior decompression and stabilization of thoracolumbar burst fractures using the Slot-Zielke-device. Acta orthopaedica Belgica 57 Suppl 1:144–161
9. Belkoff SM, Mathis JM, Erbe EM, Fenton DC (2000) Biomechanical evaluation of a new bone cement for use in vertebroplasty. Spine 25(9):1061–1064
10. Bensch FV, Koivikko MP, Kiuru MJ, Koskinen SK (2006) The incidence and distribution of burst fractures. Emergency radiology 12(3):124–129. DOI 10.1007/s0010140-005-0457-5
11. Berdel P, Ruchholtz S, Wirtz DC (2013) Orthopädie und Unfallchirurgie essentials. Intensivkurs zur Weiterbildung ; [sicher durch die Facharztprüfung 2013]. essentials, 2., vollst. überarb. und erw. Aufl. Thieme, Stuttgart [u.a.]

12. Berman AT, Reid JS, Yanicko DR, Sih GC, Zimmerman MR (1984) Thermally induced bone necrosis in rabbits. Relation to implant failure in humans. Clinical orthopaedics and related research(186):284–292
13. Bernstein M (2010) Easily missed thoracolumbar spine fractures. European journal of radiology 74(1):6–15. DOI 10.1016/j.ejrad.2009.06.021
14. Blondel B, Fuentes S, Metellus P, Adetchessi T, Pech-Gourg G, Dufour H (2009) Severe thoracolumbar osteoporotic burst fractures: treatment combining open kyphoplasty and short-segment fixation. Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR 95(5):359–364. DOI 10.1016/j.otsr.2009.06.001
15. Boluki D (2011) Operative Behandlung osteoporotischer Wirbelkörperfrakturen (Surgical therapy of osteoporotic vertebral body fractures). Zeitschrift für Rheumatologie 70(1):45-54; quiz 55. DOI 10.1007/s00393-010-0739-5
16. Bone LB, Johnston CE, Ashman RB, Roach JW (1988) Mechanical comparison of anterior spinal instrumentation in a burst fracture model. Journal of orthopaedic trauma 2(3):195–201
17. Bühren V, Josten C (2013) Chirurgie der verletzten Wirbelsäule. Frakturen, Instabilitäten, Deformitäten. Springer, Berlin
18. Bühren V, Josten C (2013) Chirurgie der verletzten Wirbelsäule. Frakturen, Instabilitäten, Deformitäten. Springer, Berlin
19. Bula P, Lein T, Strassberger C, Bonnaire F (2010) Ballonkyphoplastie zur Behandlung osteoporotischer Wirbelfrakturen: Indikationen - Behandlungsstrategie - Komplikationen (Balloon kyphoplasty in the treatment of osteoporotic vertebral fractures: indications - treatment strategy - complications). Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie 148(6):646–656. DOI 10.1055/s-0030-1250379
20. Costa F, Ortolina A, Cardia A et al (2009) Efficacy of treatment with percutaneous vertebroplasty and kyphoplasty for traumatic fracture of thoracolumbar junction. Journal of neurosurgical sciences 53(1):13–17
21. Daniaux H (1986) Transpedikuläre Reposition und Spongiosaplastik bei Wirbelkörperbrüchen der unteren Brust- und Lendenwirbelsäule (Transpedicular repositioning and spongioplasty in fractures of the vertebral bodies of the lower thoracic and lumbar spine). Der Unfallchirurg 89(5):197–213
22. Daniaux H, Seykora P, Genelin A, Lang T, Kathrein A (1991) Application of posterior plating and modifications in thoracolumbar spine injuries. Indication, techniques, and results. Spine 16(3 Suppl):S125-33

23. Denis F (1983) The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. Spine 8(8):817–831
24. Denis F (1984) Spinal instability as defined by the three-column spine concept in acute spinal trauma. Clinical orthopaedics and related research(189):65–76
25. Dick W (©1984) Innere Fixation von Brust- und Lendenwirbelfrakturen. Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie, Bd. 28. H. Huber, Bern
26. Dimar JR, Wilde PH, Glassman SD, Puno RM, Johnson JR (1996) Thoracolumbar burst fractures treated with combined anterior and posterior surgery. American journal of orthopedics (Belle Mead, N.J.) 25(2):159–165
27. Do Koh Y, Lim TH, Won You J, Eck J, An HS (2001) A biomechanical comparison of modern anterior and posterior plate fixation of the cervical spine. Spine 26(1):15–21
28. Duale Reihe Anatomie (2014). DUALE REIHE Herausgegeben von Alexander Bob und Konstantin Bob, 3., Auflage. Thieme, Stuttgart
29. Eggers C, Stahlenbrecher A (1998) Verletzungen der BWS und LWS. Der Unfallchirurg 101(10):779–790. DOI 10.1007/s001130050338
30. Eysel P (1998) Die ventrale Instrumentation der Rumpfwirbelsäule. Enke, Stuttgart
31. Eysel P, Meinig G, Sanner F (1991) Vergleichende Untersuchung unterschiedlicher dorsaler Stabilisierungsverfahren bei frischen Frakturen der Rumpfwirbelsäule. Unfallchirurgie 17(5):264–273. DOI 10.1007/BF02588405
32. Felder-Puig R, Piso B, Guba B, Gartlehner G (2009) Kyphoplastie und Vertebroplastie bei osteoporotischen Wirbelkörperkompressionsfrakturen: Systematischer Review (Kyphoplasty and vertebroplasty for the management of osteoporotic vertebral compression fractures: a systematic review). Der Orthopäde 38(7):606–615. DOI 10.1007/s00132-009-1446-2
33. Feldmann PH, Wittenberg RH (2001) Treatment of spinal disorders: historical review. Der Orthopäde 30(10):776–783. DOI 10.1007/s001320170038
34. Freeman MA, Bradley GW, Revell PA (1982) Observations upon the interface between bone and polymethylmethacrylate cement. The Journal of bone and joint surgery. British volume 64(4):489–493
35. Galibert P, Deramond H, Rosat P, Le Gars D (1987) Note préliminaire sur le traitement des angiomes vertébraux par vertébroplastie acrylique percutanée (Preliminary note on the treatment of vertebral angioma by percutaneous acrylic vertebroplasty). Neuro-Chirurgie 33(2):166–168

36. Garfin SR, Yuan HA, Reiley MA (2001) New technologies in spine: kyphoplasty and vertebroplasty for the treatment of painful osteoporotic compression fractures. Spine 26(14):1511–1515
37. Gertzbein SD (1992) Scoliosis Research Society. Multicenter spine fracture study. Spine 17(5):528–540
38. Gertzbein SD, Betz R, Clements D et al (1996) Semirigid instrumentation in the management of lumbar spinal conditions combined with circumferential fusion. A multicenter study. Spine 21(16):1918-25; discussion 1925-6
39. Ghobrial GM, Maulucci CM, Maltenfort M et al (2014) Operative and nonoperative adverse events in the management of traumatic fractures of the thoracolumbar spine: a systematic review. Neurosurgical focus 37(1):E8. DOI 10.3171/2014.4.FOCUS1467
40. Gnanenthiran SR, Adie S, Harris IA (2012) Nonoperative versus operative treatment for thoracolumbar burst fractures without neurologic deficit: a meta-analysis. Clinical orthopaedics and related research 470(2):567–577. DOI 10.1007/s11999-011-2157-7
41. Gonschorek O, Spiegl U, Weiss T, Pätzold R, Hauck S, Bühren V (2011) Rekonstruktion der ventralen Säule nach thorakolumbalen Wirbelsäulenverletzungen (Reconstruction after spinal fractures in the thoracolumbar region). Der Unfallchirurg 114(1):26–34. DOI 10.1007/s00113-010-1940-3
42. Grafe IA, Baier M, Nöldge G et al (2008) Calcium-phosphate and polymethylmethacrylate cement in long-term outcome after kyphoplasty of painful osteoporotic vertebral fractures. Spine 33(11):1284–1290. DOI 10.1097/BRS.0b013e3181714a84
43. Gurr KR, McAfee PC, Shih CM (1988) Biomechanical analysis of anterior and posterior instrumentation systems after corpectomy. A calf-spine model. The Journal of bone and joint surgery. American volume 70(8):1182–1191
44. Hadra BE (1975) The classic: Wiring of the vertebrae as a means of immobilization in fracture and Potts' disease. Berthold E. Hadra. Med Times and Register, Vol22, May 23, 1891. Clinical orthopaedics and related research(112):4–8
45. Harrington KD, Sim FH, Enis JE, Johnston JO, Diok HM, Gristina AG (1976) Methylmethacrylate as an adjunct in internal fixation of pathological fractures.

Experience with three hundred and seventy-five cases. The Journal of bone and joint surgery. American volume 58(8):1047–1055

46. Hartensuer R, Gasch A, Gehweiler D et al (2012) Experimentally induced incomplete burst fractures - a novel technique for calf and human specimens. BMC musculoskeletal disorders 13:45. DOI 10.1186/1471-2474-13-45
47. Heini PF, Berlemann U, Kaufmann M, Lippuner K, Fankhauser C, van Landuyt P (2001) Augmentation of mechanical properties in osteoporotic vertebral bones--a biomechanical investigation of vertebroplasty efficacy with different bone cements. European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society 10(2):164–171
48. Hillmeier J (2010) Ballonkyphoplastie (Balloon kyphoplasty). Der Orthopäde 39(7):665–672. DOI 10.1007/s00132-010-1600-x
49. Hillmeier J, Meeder PJ, Nldge G, Kasperk C (2003) Minimal invasive Reposition und innere Stabilisierung osteoporotischer Wirbelkrperfrakturen (Ballonikyphoplastie). Operative Orthopdie und Traumatologie 15(4):343–362. DOI 10.1007/s00064-003-1083-6
50. Hitchon PW, Torner JC, Haddad SF, Follett KA (1998) Management options in thoracolumbar burst fractures. Surgical neurology 49(6):619-26; discussion 626-7
51. Holdsworth F (1970) Fractures, dislocations, and fracture-dislocations of the spine. The Journal of bone and joint surgery. American volume 52(8):1534–1551
52. Jackson AB, Dijkers M, Devivo MJ, Poczatek RB (2004) A demographic profile of new traumatic spinal cord injuries: change and stability over 30 years. Archives of physical medicine and rehabilitation 85(11):1740–1748
53. Johnson BA, Staats PS, Wetzel FT, Mathis JM (Hrsg) (2004) Image-Guided Spine Interventions. Springer-Verlag, New York
54. Jones HL, Crawley AL, Noble PC, Schoenfeld AJ, Weiner BK (2011) A novel method for the reproducible production of thoracolumbar burst fractures in human cadaveric specimens. The spine journal : official journal of the North American Spine Society 11(5):447–451. DOI 10.1016/j.spinee.2011.03.021
55. Kahanovitz N, Bullough P, Jacobs RR (1984) The effect of internal fixation without arthrodesis on human facet joint cartilage. Clinical orthopaedics and related research(189):204–208

56. Kahle W (2013) Nervensystem und Sinnesorgane. Taschenatlas Anatomie : in 3 Bänden, Band 3, 11., überarb. Aufl. Thieme, Stuttgart ˜[u.a.]œ
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. Journal of spinal disorders & techniques 21(3):216–224. DOI 10.1097/BSD.0b013e31807a2f61
58. Kandziora F, Schnake KJ, Klostermann CK, Haas NP (2004) Wirbelkörperersatz in der Wirbelsäulenchirurgie (Vertebral body replacement in spine surgery). Der Unfallchirurg 107(5):354–371. DOI 10.1007/s00113-004-0777-z
59. Kaneda K, Abumi K, Fujiya M (1984) Burst fractures with neurologic deficits of the thoracolumbar-lumbar spine. Results of anterior decompression and stabilization with anterior instrumentation. Spine 9(8):788–795
60. 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. The Journal of bone and joint surgery. American volume 79(1):69–83
61. Katsuura Y, Osborn JM, Cason GW (2016) The epidemiology of thoracolumbar trauma: A meta-analysis. Journal of orthopaedics 13(4):383–388. DOI 10.1016/j.jor.2016.06.019
62. Kluger P, Gerner HJ (1986) Das mechanische Prinzip des Fixateur externe zur dorsalen Stabilisierung der Brust- und Lendenwirbelsäule. Unfallchirurgie 12(2):68–79. DOI 10.1007/BF02588325
63. Knop C, Blauth M, Bastian L, Lange U, Kesting J, Tscherne H (1997) Frakturen der thorakolumbalen Wirbelsäule. Spätergebnisse nach dorsaler Instrumentierung und ihre Konsequenzen (Fractures of the thoracolumbar spine. Late results of dorsal instrumentation and its consequences). Der Unfallchirurg 100(8):630–639
64. Knop C, Blauth M, Bühren V et al (2000) Operative Behandlung von Verletzungen des thorakolumbalen Übergangs. Der Unfallchirurg 103(12):1032–1047. DOI 10.1007/s001130050667
65. Knop C, Blauth M, Bühren V et al (2001) Operative Behandlung von Verletzungen des thorako-lumbalen Übergangs - Teil 3: Nachuntersuchung. Der Unfallchirurg 104(7):583–600. DOI 10.1007/s001130170089
66. Knop C, Blauth M, Bastian L, Lange U, Kesting J, Tscherne H Frakturen der thorakolumbalen Wirbelsäule. Unfallchirurgie 1997(100):630–639

67. Krüger A, Rammler K, Ziring E, Zettl R, Ruchholtz S, Frangen TM (2012) Percutaneous minimally invasive instrumentation for traumatic thoracic and lumbar fractures: a prospective analysis. Acta orthopaedica Belgica 78(3):376–381
68. Krüger A, Schmuck M, Noriega DC, Ruchholtz S, Baroud G, Oberkircher L (2015) Percutaneous Dorsal Instrumentation of Vertebral Burst Fractures: Value of Additional Percutaneous Intravertebral Reposition-Cadaver Study. BioMed research international 2015:434873. DOI 10.1155/2015/434873
69. Kulzer http://kulzer-technik.de/de_kt/kt/maerkte/metallographie/produktbereiche/abdruckverfahren_1/technovit_3040.aspx
70. Lendemans S, Hussmann B, Kauther MD, Nast-Kolb D, Taeger G (2011) Minimal-invasive dorsale Stabilisierung der thorakolumbalen Wirbelsäule (Minimally invasive dorsal stabilization of the thoracolumbar spine). Der Unfallchirurg 114(2):149-59; quiz 160. DOI 10.1007/s00113-010-1935-0
71. Libicher M, Hillmeier J, Liegibel U et al (2006) Osseous integration of calcium phosphate in osteoporotic vertebral fractures after kyphoplasty: initial results from a clinical and experimental pilot study. Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA 17(8):1208–1215. DOI 10.1007/s00198-006-0128-8
72. Louis R (1977) Les theories de l'instabilite. Rev Chir Orthop,(63):423–425
73. Maestretti G, Cremer C, Otten P, Jakob RP (2007) Prospective study of standalone balloon kyphoplasty with calcium phosphate cement augmentation in traumatic fractures. European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society 16(5):601–610. DOI 10.1007/s00586-006-0258-x
74. Magerl F, Aebi M, Gertzbein SD, Harms J, Nazarian S (1994) A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society 3(4):184–201
75. Magerl FP (1984) Stabilization of the lower thoracic and lumbar spine with external skeletal fixation. Clinical orthopaedics and related research(189):125–141
76. McAfee PC, Yuan HA, Fredrickson BE, Lubicky JP (1983) The value of computed tomography in thoracolumbar fractures. An analysis of one hundred consecutive

cases and a new classification. Einteilung berstungsfrakturen und kompressionsfrakturen. The Journal of bone and joint surgery. American volume 65(4):461–473

77. Oberkircher L, Schmuck M, Bergmann M, Lechler P, Ruchholtz S, Krüger A (2016) Creating reproducible thoracolumbar burst fractures in human specimens: an in vitro experiment. Journal of neurosurgery. Spine 24(4):580–585. DOI 10.3171/2015.6.SPINE15176
78. Panjabi MM, Krag M, Summers D, Videman T (1985) Biomechanical time-tolerance of fresh cadaveric human spine specimens. Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society 3(3):292–300. DOI 10.1002/jor.1100030305
79. Panjabi MM, Oxland TR, Kifune M, Arand M, Wen L, Chen A (1995) Validity of the three-column theory of thoracolumbar fractures. A biomechanic investigation. Spine 20(10):1122–1127
80. Platzer W, Fritsch H, Kühnel W, Leonhardt H, Kahle W, Frotscher M (2013) Taschenatlas Anatomie. In 3 Bänden, 11., aktual. Aufl. Thieme, Stuttgart
81. Rauschmann MA, Stechow D von, Thomann K-D, Scale D (2004) Komplikationen in der Vertebroplastie (Complications of vertebroplasty). Der Orthopäde 33(1):40–47. DOI 10.1007/s00132-003-0573-4
82. Reinhold M, Knop C, Beisse R et al (2009) Operative Behandlung traumatischer Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule: Teil I: Epidemiologie (Operative treatment of traumatic fractures of the thoracic and lumbar spinal column. Part I: epidemiology). Der Unfallchirurg 112(1):33-42, 44-5. DOI 10.1007/s00113-008-1524-7
83. Reinhold M, Knop C, Beisse R et al (2010) 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. European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society 19(10):1657–1676. DOI 10.1007/s00586-010-1451-5
84. Reinhold M, Knop C, Lange U, Bastian L, Blauth M (2003) Nichtoperative Behandlung von Verletzungen der thorakolumbalen Wirbelsäule. Klinische Spätergebnisse nach 16 Jahren (Non-operative treatment of thoracolumbar spinal

fractures. Long-term clinical results over 16 years). Der Unfallchirurg 106(7):566–576. DOI 10.1007/s00113-003-0607-8

85. Chirurg (2004) Reposition frischer Wirbelkompressionsfrakturen in Lokalansthesie. Aktueller Stellenwert und Kommentar zu Schnek F (1930). Chirurg 2:833-838 75(6). DOI 10.1007/s00104-004-0894-9
86. Resnick DK, Garfin SR (©2005) Vertebroplasty and kyphoplasty. Thieme, New York
87. Röllinghoff M, Zarghooni K, Schlüter-Brust K et al (2010) Indications and contraindications for vertebroplasty and kyphoplasty. Archives of orthopaedic and trauma surgery 130(6):765–774. DOI 10.1007/s00402-010-1083-6
88. Rotter R, Martin H, Fuerderer S et al (2010) Vertebral body stenting: a new method for vertebral augmentation versus kyphoplasty. European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society 19(6):916–923. DOI 10.1007/s00586-010-1341-x
89. Roy-Camille R, Berteaux D Technique et resultats des osteosyntheses du rachis lombaire par plaques - posterieures visees dans les pedicules vertebraux. Montpellier Chir, 1976(22):307–315
90. Roy-Camille R, Saillant G, Berteaux D, Marie-Annes S: (1979) Early management of spinal injuries. In: McKibbin: Recent advances in orthopaedics.Edinburgh, Churchill Livingstone,:57–87
91. Roy-Camille R, Saillant G: (1984) Les traumatismes du rachis sans complication neurologique. Int Orthop,(8):S. 155-162
92. Sato K, Kikuchi S, Yonezawa T (1999) In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems. Spine 24(23):2468–2474
93. Schiebler TH, Korf H-W (2007) Anatomie. Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie, Topographie ; unter Berücksichtigung des Gegenstandskatalogs ; mit 111 Tabellen, 10., vollst. überarb. Aufl. Steinkopff, Darmstadt
94. Schmelzer-Schmied N, Cartens C, Meeder PJ, DaFonseca K (2009) Comparison of kyphoplasty with use of a calcium phosphate cement and non-operative therapy in patients with traumatic non-osteoporotic vertebral fractures. European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity

Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society 18(5):624–629. DOI 10.1007/s00586-008-0880-x

95. Schünke M (2013) Funktionelle Anatomie Topographie und Funktion des Bewegungssystms, 2., Auflage. Thieme, Stuttgart
96. Siebenga J, Leferink, Vincent J M, Segers, Michiel J M et al (2006) Treatment of traumatic thoracolumbar spine fractures: a multicenter prospective randomized study of operative versus nonsurgical treatment. Spine 31(25):2881–2890. DOI 10.1097/01.brs.0000247804.91869.1e
97. Stoltze D, Harms J: Kombinierte Stabilisationsverfahren an der thorako-lumbalen Wirbelsäule. Osteosyn Intern, 1998(6):157–177
98. Surkin J, Gilbert BJ, Harkey HL, Sniezek J, Currier M (2000) Spinal cord injury in Mississippi. Findings and evaluation, 1992-1994. Spine 25(6):716–721
99. Taylor RS, Taylor RJ, Fritzell P (2006) Balloon kyphoplasty and vertebroplasty for vertebral compression fractures: a comparative systematic review of efficacy and safety. Spine 31(23):2747–2755. DOI 10.1097/01.brs.0000244639.71656.7d
100. Orthopäde (2005) Therapiekonzepte bei Frakturen des thorakolumbalen Überganges und der Lendenwirbelsäule 34(10):1021–1032. DOI 10.1007/s00132-005-0880-z
101. Thomas KC, Bailey CS, Dvorak MF, Kwon B, Fisher C (2006) Comparison of operative and nonoperative treatment for thoracolumbar burst fractures in patients without neurological deficit: a systematic review. Journal of neurosurgery. Spine 4(5):351–358. DOI 10.3171/spi.2006.4.5.351
102. Trepel M (2012) Neuroanatomie. Struktur und Funktion : [mit dem Plus im Web - Zugangscode im Buch], 5. Aufl. Urban & Fischer in Elsevier, München
103. Trojan E (1972) Langfristige Ergebnisse von 200 Wirbelbrüchen der Brust--Lendenwirbelsäule ohne Lähmung (Long-term results of 200 vertebral fractures of the thoracic and lumbar spine without paralysis). Zeitschrift für Unfallmedizin und Berufskrankheiten. Revue de médecine des accidents et des maladies professionelles 65(2):122–134
104. Tscherne Unfallchirurgie (2013). [Springer Berlin], Berlin
105. Verlaan JJ, Diekerhof CH, Buskens E et al (2004) Surgical Treatment of Traumatic Fractures of the Thoracic and Lumbar Spine. Spine 29(7):803–814. DOI 10.1097/01.BRS.0000116990.31984.A9

106. Verlaan JJ, Diekerhof CH, Buskens E et al (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(7):803–814

107. Vexim http://www.vexim.fr/gr/profi-raum/unsere-losungen/spinejack-kontrollierter-anatomischer-wiederaufbau/

108. Voggenreiter G (2005) Balloon kyphoplasty is effective in deformity correction of osteoporotic vertebral compression fractures. Spine 30(24):2806–2812

109. White AA, Panjabi MM (1990) Clinical biomechanics of the spine, 2nd ed. Lippincott, Philadelphia

110. Whitesides TE (1977) Traumatic kyphosis of the thoracolumbar spine. Clinical orthopaedics and related research(128):78–92

111. Wilke HJ, Jungkunz B, Wenger K, Claes LE (1998) Spinal segment range of motion as a function of in vitro test conditions: effects of exposure period, accumulated cycles, angular-deformation rate, and moisture condition. The Anatomical record 251(1):15–19

112. Wilke HJ, Kemmerich V, Claes LE, Arand M (2001) Combined anteroposterior spinal fixation provides superior stabilisation to a single anterior or posterior procedure. The Journal of bone and joint surgery. British volume 83(4):609–617

113. Wilke HJ, Wenger K, Claes L (1998) Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society 7(2):148–154

114. Wilke H-J, 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(25):2934–2941. DOI 10.1097/01.brs.0000248423.28511.44

115. Winkler H (2005) Fehlschläge der dorsalen Spongiosaplastik der vorderen Säule. Trauma Berufskrankh 7(S02):S307-S310. DOI 10.1007/s10039-004-0952-z

116. Wirth C-J (Hrsg) (2014) Praxis der Orthopädie und Unfallchirurgie, 3., vollst. überarb. Aufl. Thieme, Stuttgart, New York, NY

117. Xu J-G, Zeng B-F, Zhou W et al (2011) Anterior Z-plate and titanic mesh fixation for acute burst thoracolumbar fracture. Spine 36(7):E498-504. DOI 10.1097/BRS.0b013e3181f5ddc7

118. Zdeblick TA, Warden KE, Zou D, McAfee PC, Abitbol JJ (1993) Anterior spinal fixators. A biomechanical in vitro study. Spine 18(4):513–517

119. Zindrick MR, Wiltse LL, Widell EH et al (1986) A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine. Clinical orthopaedics and related research(203):99–112

9 Anhang

9.1 Schreiben der Ethikkommission

Philipps Universität Marburg

Philipps-Universität - 35032 Marburg

Herrn
Ludwig Oberkircher
Klinik für Unfall-, Hand- u.
Wiederherstellungschirurgie
Universitätsklinikum Giessen u. Marburg GmbH
Standort Marburg
Baldingerstraße
35033 Marburg

Fachbereich Medizin
Dekanat/Ethikkommission
Prof. Dr. med. Gerd Richter (Vors.)

Tel.: 06421 586 6487
Fax: 06421 586 6585
Sek.: M.Backes/D.Raiss
E-Mail: ethikkom@staff.uni-marburg.de
Anschrift: Baldingerstrasse/Postfach 2360
35032 Marburg
Web: www.med.uni-marburg.de/ethikkomm
Az.:

Marburg, den 12.10.2010

Studie: „Auswirkungen unterschiedlicher Augmentationsverfahren auf biomechanische Eigenschaften und Wiederherstellung der Wirbelkörperanatomie bei osteoporotischen Wirbelkörperfrakturen".

Eingereichte Unterlagen:

1. Anschreiben vom 10.10.2010,
2. Ethikantrag vom März 2009.

Sehr geehrter Herr Oberkircher,

mit Schreiben vom 10.10. haben Sie einen Ethikantrag zur o. g. Studie eingereicht. Im vorliegenden Ethikantrag legen Sie dar, dass Sie die biomechanischen Untersuchungen bei verschiedenen Augmentationsverfahren auf ihre biomechanischen Eigenschaften bzgl. der Verwendung verschiedener Knochenzemente, Aufrichtungsmethoden und Implantate testen wollen. Sie verwenden für diese Untersuchung nur Knochen von freiwilligen Spendern aus den USA, welche käuflich von der Firma Anatomy Gifts Registry, USA, erworben werden. Da Sie entsprechend diesen Angaben nur Material verwenden, bei denen eine Zustimmung der Spender erfolgt ist, benötigen Sie kein eigenes Ethikkommissionsvotum. Die Ethikkommission geht aber davon aus, dass die Zustimmung zur postmortalen Gewebespende für wissenschaftliche Untersuchungen von ihren Vertragspartnern gegebenenfalls nachgewiesen werden kann.

Mit freundlichen kollegialen Grüßen
für die Ethikkommission des
Fachbereichs Medizin
der Philipps-Universität Marburg

Prof. Dr. med. G. Richter
(Vorsitzender)

PD Dr. med. Carola Seifart
(Geschäftsstelle Ethikkommission)

Sekretariat : Frau Raiss **Montag – Donnerstag 8.00 – 12.00 Uhr, Freitag 8.00 – 11.00 Uhr**
Frau Backes **Montag – Donnerstag 14.00 – 16.00 Uhr**

Kommissionsmitglieder: □ Prof. Dr. med. R. Berger, □ Prof. Dr. jur. G. Freund, □ Prof. Monika Böhm, □ Prof. Dr. med. J.-C. Krieg, □ Prof. Dr. M. Koch, □ Prof. Dr.med. Czubayko, □ Prof. Dr. med. G. Richter (Vorsitzender), □ Prof. Dr. rer. nat. H. Schäfer, □ Prof. Dr. med. Uwe Wagner (stellvertretender Vorsitzender), □ Prof. Dr. med. R. Maier, □ Prof. Dr. med. N. Donner-Banzhoff, □ Prof. Dr. Konstantin Strauch, □ Prof. Dr. med. A. Neubauer, □ Dr. B. Tackenberg, □ Bettina Nieth, □ Dr. Thomas Neubert, □ PD Dr. C. Seifart, □ cand.med. M. Fries

Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren in Marburg:

Adamkiewicz, Bartsch, Bauer, Baum, Becker, Cordes, Czubayko, Dannlowski, Daut, Del Rey, Dettmeyer, Ellenrieder, Fendrich, Feuser, Fiegil, Fritz, Fuchs-Winkelmann, Geks, Görg, Gress, Grundmann, Hegele, Hertl, Hilt, Hofmann, Hoyer, Kann, Kill, Kinscherf, Kircher, Klose, Köhler, König, Koolman, Krüger, Kruse, Lill, Lohoff, Lüers, Maier, Moll, Müller, Mutters, Neubauer, Oberkircher, Oertel, Olbert, Oliver, Pagenstecher, Plant, Preisig-Müller, Renz, Richter, Rierra-Knorrenschild, Röhm, Ruchholtz, Sahmland, Schäfer, Schierl, Schneider, Schütz, Sekundo, Sevinc, Vogelmeier, Wagner, Weihe, Werner, Westermann, Wrocklage, Wulf, Zemlin, Zettel

9.2 Danksagungen

Ich möchte mich bei allen Personen bedanken, die mich bei der Umsetzung dieser Arbeit unterstützt haben.

Herrn Univ.-Prof. Dr. med. S. Ruchholtz möchte ich danken, dass dieser mir die Möglichkeit gegeben hat meine Promotion in der Klinik für Unfall- Hand- und Wiederherstellungschirurgie der Philipps-Universität Marburg durchzuführen.

Zudem möchte ich mich besonders bei Herrn PD Dr. med. habil. L. Oberkircher und Herrn PD Dr. med. habil. A. Krüger für die Unterstützung und die viele Geduld die beide mrt während der gesamten Zeit entgegengebracht hat bedanken.

Weiter möchte ich mich bei Herrn PD Dr. med. L. Oberkircher für die intenisve Zusammenarbeit während des experimentellen Teils und der Nacharbeit dieser Arbeit bedanken.

Einen besonderen Dank möchte ich natürlich meine Eltern, meine Familie und meinem Ehemann aussprechen, die mich die ganzen Jahre während des Studiums und der Fertigstellung dieser Arbeit unterstützt haben.

Die Vorliegende Arbeit wurde in folgenden Publikationsorganen veröffentlicht:

“Percutaneous dorsal instrumentation of vertebral burst Fractures. Value of additional percutaneous intravertrebal reposition – cadaver study”
Antonio Krüger, Maya Schmuck, David C Noriega, Steffen Ruchholtz, Gamal Baroud, Ludwig Oberkircher
Erschienen in: BioMed Research International

“Creating reproducible thoracolumbar burst fractures in human specimens - an in vitro Experiment”
Ludwig Oberkircher, Maya Schmuck, Philipp Lechler, Martin Bergmann, Steffen Ruchholtz, Antonio Krüger
Erschienen in: Journal of Neurosurgery: Spine