

Aus dem Medizinischen Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie
Geschäftsführender Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Steffen Ruchholtz
Medizinische Direktorin: Univ.-Prof. Dr. med. Susanne Fuchs-
Winkelmann
des Fachbereichs Medizin der Philipps Universität Marburg

**Der Vergleich von verschiedenen dorsalen
Stabilisierungstechniken im Bereich der
Brustwirbelsäule unter Betrachtung der
Stabilität
- eine biomechanische Studie**

Inaugural-Dissertation

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

Nils Lintker
Geboren am 01.11.1997, Essen
Marburg 2023

Angenommen vom Fachbereich der Medizin
der Philipps-Universität Marburg am:

31.03.23

Gedruckt mit der Genehmigung des Fachbereichs Medizin

Dekanin: Prof. Dr. Denise Hilfiker-Kleiner

Referent: Prof. Dr. med. Ludwig Oberkircher

1. Korreferent: PD Dr. Sitter

Für meine Eltern und Großeltern

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	IV
Tabellenverzeichnis	VI
Abkürzungsverzeichnis	VII
1. Einleitung:.....	1
1.1. Grundlagen der Anatomie.....	2
1.1.1. Allgemeine Anatomie der Wirbelsäule.....	2
1.1.2. Wirbelkörper und Zwischenwirbelscheiben	4
1.1.3. Bandapparat	5
1.1.4. Brustwirbelsäule	7
1.2. Grundlagen der Biomechanik.....	9
1.2.1. Mechanik und Bewegung der Wirbelsäule	9
1.2.2. Belastungen der Wirbelsäule.....	10
1.2.3. Säulenmodell und Stabilität	11
1.3. Wirbelkörperfraktur im Bereich der thorakolumbalen Wirbelsäule. 12	
1.3.1. Posttraumatische Fehlstellung	13
1.4. AO-Klassifikation.....	14
1.5. McCormack-Klassifikation	16
1.6. Therapie einer thorakalen Wirbelfraktur	17
1.7. Operative Stabilisierungsverfahren im Überblick.....	18
1.7.1. Dorsale Stabilisierung.....	18
1.7.2. Ventrale Stabilisierung.....	20
1.7.3. Dorsoventrale Stabilisierung.....	21
1.7.4. Vertebroplastie und Kyphoplastie.....	22
2. Ziel der Forschungsarbeit	24
3. Material und Methoden	26
3.1. Studienübersicht.....	26
3.2. Humane Präparate	26

3.3. Versuchsvorbereitung	27
3.3.1. Sichtung und Präparation der Wirbelsäulen	27
3.3.2. Einbettung der Wirbelsäulen	28
3.3.3. Simulation der Wirbelkörperfraktur	29
3.3.4. Gruppeneinteilung (Ausschluss und Randomisierung)	34
3.3.5. Operative Versorgung	35
3.4. Biomechanischer Belastungsversuch	41
3.4.1. Materialprüfmaschine	41
3.4.2. Versuchsablauf	43
3.5. Messungen	43
3.5.1. Messgeräte	43
3.5.2. Messung der Materialprüfmaschine	50
3.5.3. Ausmessung des Indexwirbels	50
3.6. Statistische Methoden	52
3.6.1. Median, arithmetisches Mittel und Standardabweichung	52
3.6.2. p-Wert	53
3.6.3. Wilcoxon-Vorzeichentest	53
3.6.4. Mann-Whitney-U	54
3.6.5. Kruskal-Wallis-Test	54
4. Ergebnisse	55
4.1. Ergebnisse der Methodik	55
4.1.1. Dual-Röntgen-Absorptiometrie	55
4.1.2. Sichtung der Wirbelsäulen	56
4.1.3. Präparation	56
4.1.4. Einbettung	57
4.1.5. Fraktursimulation	57
4.1.6. Ergebnisse der Eigenschaften und Randomisierung	57
4.1.7. Dorsale Stabilisierung	59
4.1.8. Belastungsverfahren	60
4.2. Ergebnisse des Indexwirbels	60
4.2.1. Höhe der anterioren Kante des Indexwirbels	61
4.2.2. Zentrale Höhe des Indexwirbels	63
4.2.3. Höhe der posterioren Kante des Indexwirbels	65
4.3. Ergebnisse der Änderung des Traversenweges	67
4.4. Zusammenfassung Ergebnisse	69
5. Diskussion	70

5.1. Methodendiskussion	70
5.1.1. Versuchskollektiv und Präparation	70
5.1.2. Einbettung.....	72
5.1.3. Frakturherzeugung	72
5.1.4. Operative Versorgung	73
5.1.5. Belastungsversuch	74
5.1.6. Ausmessung des Wirbelkörpers.....	75
5.2. Ergebnisdiskussion.....	75
5.2.1. Ergebnisse aus den Methoden.....	75
5.2.2. Höhenmessung des Indexwirbels im Verlauf	76
5.2.3. Traversenweg	79
5.3. Studienlimitation.....	79
5.4. Schlussfolgerung.....	80
5.5. Ausblick.....	81
6. Zusammenfassung	82
7. Summary.....	84
8. Literaturverzeichnis	86
9. Anhang	94
9.1. Verzeichnis der Akademischen Lehre	94
9.2. Schreiben der Ethikkommission	95
9.3. Danksagung	96

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Knöcherne Wirbelsäule	3
Abbildung 2: Bauelemente eines Wirbels	4
Abbildung 3: Schematische Darstellung der Wirbelkörper- und Wirbelbogenbänder	6
Abbildung 4: Brustwirbelsäule in der Ansicht von links lateral	8
Abbildung 5: AOSpine-Klassifikation	16
Abbildung 6: Dorsale Schraubenosteosynthese	20
Abbildung 7: In Technovit® eingebettete Wirbelsäule	29
Abbildung 8: Schematische Abbildung des Wirbelkörpers Th5 mit Zeichnung der Einschnitte	30
Abbildung 9: Simulationsapparatur der Philipps-Universität Marburg	31
Abbildung 10: In Technovit® eingebettete Wirbelsäule, stehend in der Simulationsapparatur	32
Abbildung 11: Indexwirbelkörper Th5 der Wirbelsäule VA16071540 vor und nach Fraktur	33
Abbildung 12: Röntgenbilder der Wirbelsäule VA17042494	38
Abbildung 13: Röntgenbilder der Wirbelsäule NJ16102588	39
Abbildung 14: Röntgenbilder der Wirbelsäule DC17020830	40
Abbildung 15: Materialprüfmaschine Bose Electro Force LM2 TestBench	42
Abbildung 16: CT Wirbelsäule MD16071847 initial, nicht präpariert	45
Abbildung 17: CT Wirbelsäule MD16071847 nach Frakturerzeugung in Th5	46
Abbildung 18: CT Wirbelsäule MD16071847 nach operativer Versorgung mit Schrauben-Stab-System und Knochenzement	47
Abbildung 19: CT Wirbelsäule MD16071847 nach Belastung	48
Abbildung 20: Wirbelkörper Th4 der Wirbelsäule MD17071446	49
Abbildung 21: Indexwirbelkörper Th5, a) Initial, b) nach Fraktur, c) nach operativer Versorgung, d) nach Belastung	51
Abbildung 22: Zeitlicher Verlauf der anterioren Höhe des Indexwirbelkörpers Th5 im Vergleich der Gruppen	61
Abbildung 23: Zeitlicher Verlauf der zentralen Höhe des Indexwirbelkörpers Th5 im Vergleich der Gruppen	63

Abbildung 24: Zeitlicher Verlauf der posterioren Höhe des Indexwirbelkörpers
Th5 im Vergleich der Gruppen 65

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Wirbelsäulenkennzeichnung und Gruppeneinteilung	35
Tabelle 2: Größe der verwendeten Pedikelschrauben (Breite x Länge in mm) 37	
Tabelle 3: T-Score der Wirbelsäulen	56
Tabelle 4: Bezugsgrößen der Randomisierung.....	59
Tabelle 5: Traversenweg/Komprimierbarkeit der Wirbelsäule (vor und nach Belastung)	68

Abkürzungsverzeichnis

AO = Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen

Az = Aktenzeichen

BMI = Body-Mass-Index

BWK = Brustwirbelkörper

BWS = Brustwirbelsäule

C = zervikales Wirbelsäulensegment

CaP = Calciumphosphat

Co = Coccygeales Wirbelsäulensegment

CT = Computertomographie

DEXA = Dual-Energy X-ray Absorptiometry

DXA = Dual-Energy X-ray Absorptiometry

HWK = Halswirbelkörper

HWS = Halswirbelsäule

L = lumbales Wirbelsäulensegment

Lig = Ligamentum

Ligg = Ligamenta

LWK = Lendenwirbelkörper

LWS = Lendenwirbelsäule

Proc = Processus

PMMA = Polymethylmethacrylat

S = Sacrales Wirbelsäulensegment

SPSS = Statistical Package for the Social Science

Th = Thorakales Wirbelsäulensegment

TLICS = Thoracolumbar injury classification and severity score

WHO = World Health Organization

1. Einleitung:

Durch die zunehmende Inzidenz in den letzten Jahren haben sich Kompressionsfrakturen der Wirbelsäule zu einem sozioökonomisch entscheidenden Krankheitsbild entwickelt. [88]

Dies liegt nicht nur an der alternden Bevölkerung der Industrienationen, bei der es durch Knochendichteabnahme immer häufiger zu diesen Wirbelfrakturen kommt, sondern auch an der erheblichen Anzahl dieser Wirbelsäulenverletzung im Rahmen von Traumata. [21][36][64][67][68]

Traumatische Frakturen, um die es in dieser Studie gehen soll, betreffen morphologisch vor allem den thorakolumbalen Übergang. [106]

Diese entstehen am häufigsten durch Hochrasanztraumata bei Verkehrsunfällen oder Stürzen aus großer Höhe. [13][53][105]

In 6,9% der Fälle kommt es bei einem stumpfen Trauma zu einer thorakolumbalen Fraktur. Am häufigsten sind A3-Kompressionsfrakturen. [64]

Für diese Kompressionsfrakturen stehen verschiedene Behandlungsmöglichkeiten zur Auswahl. Die Wirbelsäule kann je nach Schwere der Verletzung operativ oder konservativ versorgt werden.

Die operative Versorgung bietet verschiedene Verfahren, die in Bezug auf Instrumentierung, Zugangsweg und Operationstechnik unterschiedliche Ansätze verfolgen. Die Möglichkeiten erstrecken sich von dorsalen Schraubenimplantationen bis zu ventralen Wirbelkörperersatzimplantaten. Auf Grund einer Reihe von Vor- und Nachteilen jedes Behandlungsverfahrens besteht eine kontroverse Diskussion der unterschiedlichen Behandlungsoptionen und klare Empfehlungen stehen aus. [107][130]

Bezüglich der verschiedenen osteosynthetischen Möglichkeiten und der jeweiligen Stabilität ist die Evidenz aktuell noch nicht ausreichend.

Um einen Einblick in die Thematik und ein Verständnis für die Eigenschaften der Wirbelsäule zu bekommen, werden in den nachfolgenden Punkten die Anatomie und die Biomechanik der Wirbelsäule erklärt. Ein besonderer Fokus liegt dabei auf der Brustwirbelsäule. Anschließend werden die heute gültige Klassifikation und die verschiedenen Therapieansätze einer Wirbelfraktur erläutert.

1.1. Grundlagen der Anatomie

1.1.1. Allgemeine Anatomie der Wirbelsäule

Die Wirbelsäule (Columna vertebralis) ist das Achsenskelett unseres Körpers. Durch ihren einzigartigen Aufbau bestehend aus Wirbeln (Vertebrae), Zwischenwirbelscheiben (Disci vertebrales) und Ligamenten, ermöglicht sie gleichzeitig die Stabilität und die Beweglichkeit unseres Rumpfes. Des Weiteren ist sie ein überwiegend knöcherner Schutz für das in ihr verlaufende Rückenmark.

Die knöchernen Anteile der Wirbelsäule sind über Synchondrosen verbunden, die ihr eine weitreichende Flexibilität gewährleisten.

Aus sagittaler Blickrichtung besitzt sie eine Doppel-S-Form, bei der zwei ventral konvexe Krümmungen (Lordosen) und zwei dorsal konvexe Krümmungen (Kyphosen) abwechselnd ausgeprägt sind.

Die Wirbelsäule besteht aus 32-34 Wirbeln und wird in fünf Abschnitte gegliedert.

1. Halswirbelsäule (Wirbel 1-7, Bezeichnung C1-C7)
2. Brustwirbelsäule (Wirbel 8-19, Bezeichnung Th1-Th12)
3. Lendenwirbelsäule (Wirbel 20-24, Bezeichnung L1-L5)
4. Kreuzbein (Wirbel 25-29 verschmolzen, Bezeichnung S1-S5)
5. Steißbein (3-5 rudimentäre Wirbel, Bezeichnung Co1-Co5)

[7][12][92][111][121][148]

Sie ist Grundlage für den aufrechten Gang und sorgt für eine Verteilung des suprapelvinen Gewichtes von Kopf, Schultergürtel, Rumpf und oberen Extremitäten über den Beckengürtel auf die Beine. [7]

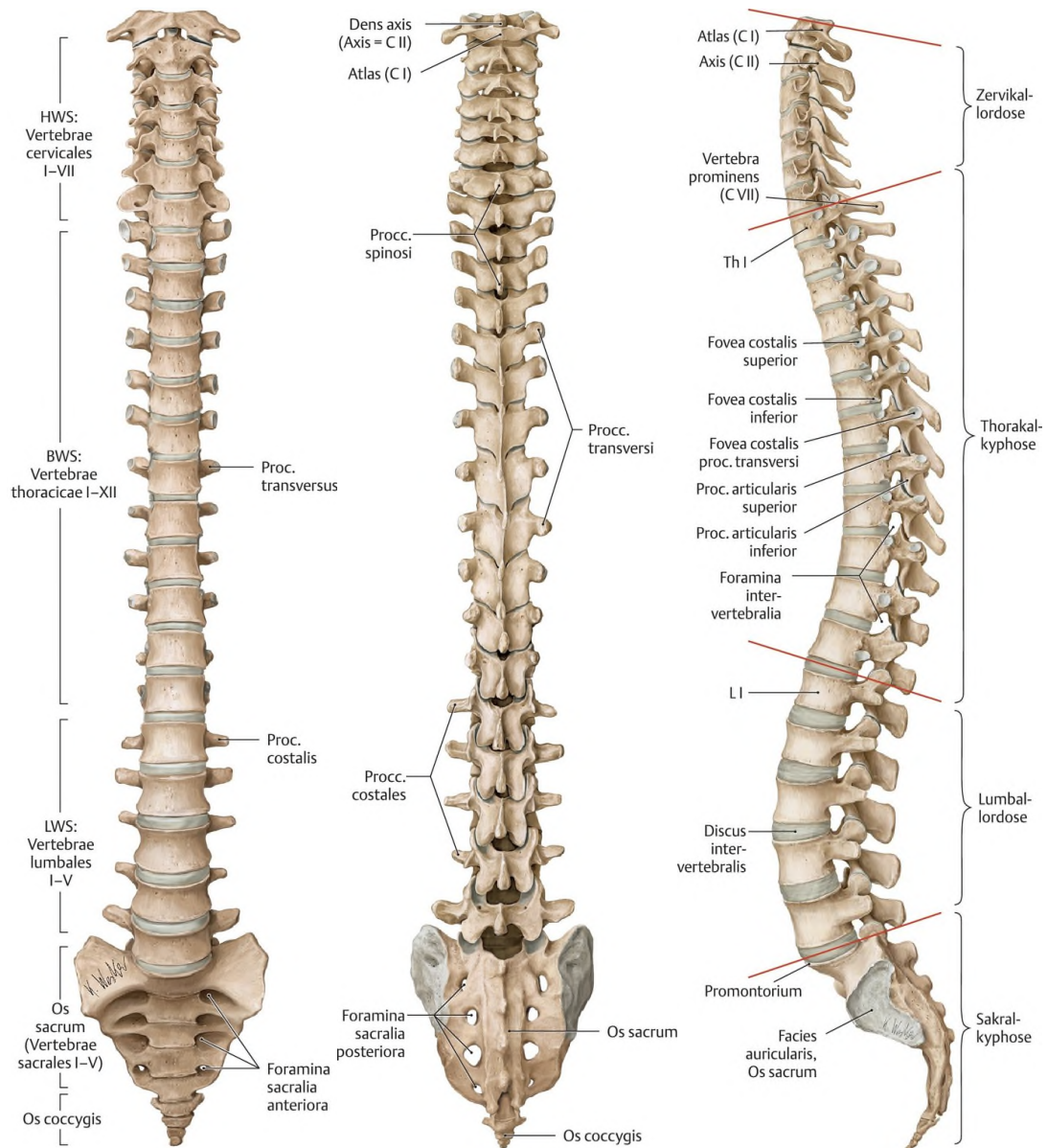


Abbildung 1: Knöchernen Wirbelsäule; a Ansicht ventral; b Ansicht dorsal; c Ansicht von links lateral [7]

1.1.2. Wirbelkörper und Zwischenwirbelscheiben

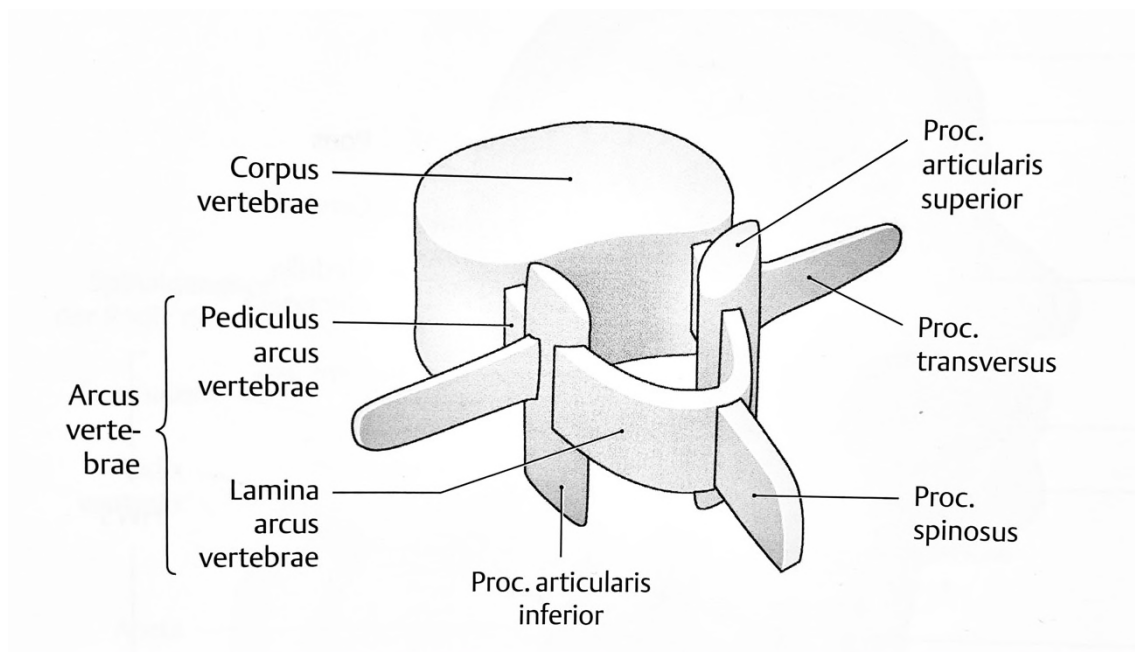


Abbildung 2: Bauelemente eines Wirbels; Ansicht von links oben und dorsal [121]

Ein Wirbelkörper besteht aus dem Wirbelkörper (Corpus vertebrae), einem Wirbelbogen (Arcus vertebrae), zwei Querfortsätzen (Processi transversi), einem Dornfortsatz (Processus spinosus) und vier (zwei oberen und zwei unteren) Gelenkfortsätzen (Porccesi articulares). Zwischen Wirbelkörper und Wirbelbogen befindet sich das Wirbelloch (Foramen vertebrale), durch das das Rückenmark mit seinen Häuten, dem Liquor cerebrospinalis und Gefäßen zieht. Die Quer- und Dornfortsätze dienen Muskeln und Bändern als Ansatz, während die Gelenkfortsätze mit den Gelenkfortsätzen des Wirbels darüber und darunter die Wirbelgelenke bilden (Articulationes zygoapophyseales). [7][12][102][121]

Dieser Aufbau gilt für alle Wirbel, mit Ausnahme des ersten Wirbels (Atlas) und des zweiten Wirbels (Axis). Dies ist der Funktionalität und Belastung geschuldet. [80][92]

Während sich die Wirbellöcher nach kaudal verengen, werden die Wirbelkörper nach kaudal größer. Dies liegt evolutionsbedingt an dem schmäler werdenden Rückenmark und der steigenden Belastung durch das Körpergewicht, das von den Wirbelkörpern ausgehalten werden muss. [121]

Der Wirbelkörper besitzt auf der kranialen Seite eine Deckplatte und auf der kaudalen eine Grundplatte. Diese sind jeweils 1 mm dick und bestehen aus hyalinem Knorpel.

Im Wirbelkörperinneren bilden vertikale Drucktrabekel und horizontale Zugtrabekel die Spongiosaarchitektur. Die Substantia corticalis ist an der kranialen und kaudalen Seite auf eine knöcherne Leiste (Epiphysis anularis) begrenzt. [7]

Zwischen den Wirbeln liegen die nicht vaskularisierten Zwischenwirbelscheiben (Disci intervertebralis). Sie sind mit den Grund- und Deckplatten und der Epiphysis anularis verwachsen. Diese, synonym genannten „Bandscheiben“, bestehen aus einem äußeren Ring aus Faserknorpel (Anulus fibrosus) und einem Gallertkern (Nucleus pulposus). Beim Anulus fibrosus unterscheidet man eine Außenzone aus zugfesten Typ-1-Kollagenfasern und eine Innenzone aus überwiegend Typ-2-Kollagenfasern. Der Nucleus pulposus besteht zum Großteil aus Glykosaminoglykanen, die durch starke Wasserbindung einen Quellungsdruck ausüben und den Anulus fibrosus unter Spannung setzen. [2][7][62][121]

1.1.3. Bandapparat

Der Bandapparat der Wirbelsäule ist ein komplexes System aus Wirbelbogenbändern und Wirbelkörperbändern. Er besteht aus sieben einzeln abzugrenzenden sogenannten Ligamenten.

Zu den Wirbelkörperbändern gehören das vordere Längsband (Ligamentum longitudinale anterius) und das hintere Längsband (Ligamentum longitudinale posterius). Sie begrenzen die Wirbelkörper auf ganzer Länge der Wirbelsäule auf ihren ventralen und dorsalen Seiten. Das vordere Längsband verbreitert sich von kranial nach kaudal, ist in der Kortikalis der Wirbelkörper verankert und hat kaum Verbindung zum Anulus fibrosus der Disci. Das hintere Längsband ist mit den Anuli fibrosi der Wirbelkörper über Faserzüge verbunden, besitzt aber wiederum kaum Verbindung zum Wirbelkörper.

Zu den Wirbelbogenbändern gehören die Ligamenta intertransversaria, interspinalia und flava, das Ligamentum nuchae und das Ligamentum

supraspinale. Die Spitzen der Querfortsätze werden durch Ligamenta intertransversaria verbunden. Zwischen den Dornfortsätzen spannen sich die Ligamenta interspinalia. Das Ligamentum supraspinale verbindet die Spitzen der Dornfortsätze der Wirbel miteinander. Es verbreitert sich kranial im Bereich der Halswirbelsäule und geht in das Ligamentum nuchae (das Nackenband) über. Das Nackenband zieht von der Vertebrae prominens des siebten Halswirbels bis zu der Protuberantia occipitalis externa des Os occipitale. Die Ligamenta flava laufen zwischen den Laminae arcus vertebrae und vervollständigen die Wand des Wirbelkanals. Die Ligamenta flava besitzen einen großen Anteil elastischer Fasern, welche eine hohe Flexibilität gewährleisten. Der Bandhalteapparat gibt der Wirbelsäule Stabilität und eine hohe mechanische Belastbarkeit. Durch die überwiegend unelastischen Bänder begrenzt er gleichzeitig die Dorsal-, Lateral- und Ventralflexion. [7][62][121][122]

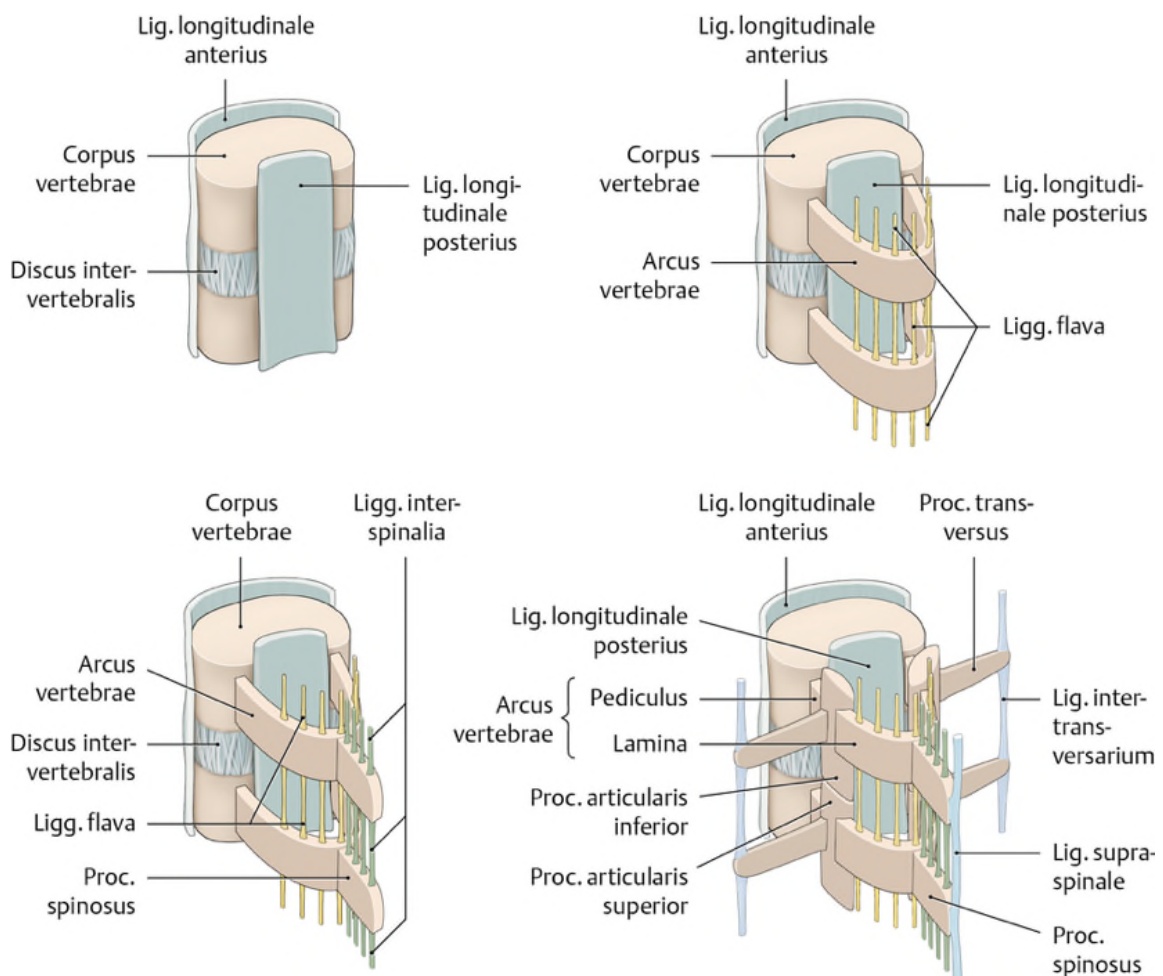


Abbildung 3: Schematische Darstellung der Wirbelkörper- und Wirbelbogenbänder [7]

1.1.4. Brustwirbelsäule

Im Gegensatz zur Hals- und Lendenwirbelsäule ist die Brustwirbelsäule Teil einer Gesamtheit aus Brustbein, knöchernem Thorax und Wirbelsäule.

Sie weist eine primäre Kyphose auf, bedingt durch die nach ventral, keilförmig verlaufenden Wirbel.

Die 12 Brustwirbel werden von kranial nach kaudal höher und breiter. Das Foramen vertebrale ist annähernd rund und kleiner als in der Halswirbelsäule.

Am oberen und unteren Ende der BWS sind die ventralen Grenzen der Grund- und Deckplatten abgerundet. In der Mitte erscheinen die Wirbelkörper aus der axialen Ansicht dreieckig. BWK 1 besitzt eine Gelenkpfanne, über die er mit der ersten Rippe artikuliert ist. BWK 1 bis BWK 9 besitzen zwei knorpelige Gelenkflächen (Foveae costales superior und inferior). Durch sie bilden zwei übereinanderliegende Wirbelkörper die Gelenkpfannen für die Rippen 2 bis 9. BWK 10 besitzt nur eine Gelenkfläche, über die, mit den Fovea costales inferior des 9ten BWKs, die Gelenkpfanne für Rippe 10 gebildet wird. BWK 11 und 12 sind jeweils mit der 11 und 12 Rippe über eine eigene Gelenkfläche verbunden. Die Querfortsätze der Brustwirbelkörper 1-10 besitzen Gelenkflächen (Foveae costales processus transversi), die mit den Rippenhöckerchen artikulieren. Durch die nach kaudal gespitzten Dornfortsätze, ist die Wirbelsäule dachziegelartig miteinander verzahnt. Die Dornfortsätze gleichen sich im unteren Bereich denen der Lendenwirbelsäule in ihrer horizontalen Ausrichtung an. [3][7]

Die Pedikel der Brustwirbelsäule sind im Durchschnitt zwischen 5 und 11 mm breit und zwischen 9 und 18 mm hoch. [98]

Je nach untersuchtem Patientenkollektiv können die Pedikel der Wirbelsäule in der mittleren thorakalen Wirbelsäule auch bis zu 68% dünner als fünf Millimeter sein. Dies kann dazu führen, dass Pedikel der Wirbelkörper Th4 bis Th8 möglicherweise nicht breit genug für eine Schraubenimplantation sind. [22][77]

Der transversale Winkel der Pedikelachse beträgt zwischen 10 und 40 Grad in der Brustwirbelsäule. [32]

Auf Grund der anatomischen Varianz ist eine präoperative CT-Auswertung für die Wahl der Schraubenlänge, Breite und des Eintrittspunktes wichtig. [77]

Die Variabilität der morphologischen Eigenschaften der Wirbelsäule ergeben sich weiterhin in Abhängigkeit von Alter, Körpergröße und Geschlecht des Patienten.

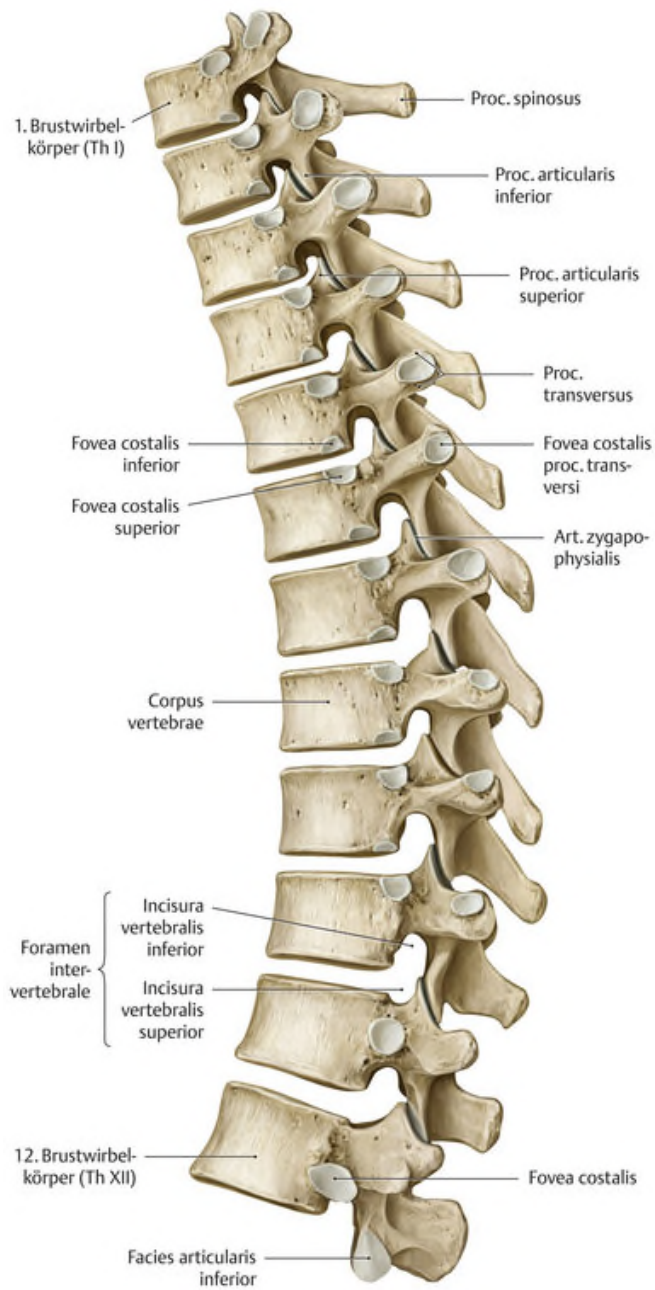


Abbildung 4: Brustwirbelsäule in der Ansicht von links lateral [121]

1.2. Grundlagen der Biomechanik

Die mechanischen Eigenschaften der Wirbelsäule ermöglichen es ihr verschiedene Funktionen zu übernehmen.

Zu diesen Funktionen gehören die aufrechte Körperhaltung, die Dämpfung von Stoßbelastungen, die Ermöglichung und gleichzeitige Limitierung von Bewegungen und der Schutz des Rückenmarkes.

Um die Gesetzmäßigkeiten von Bewegungen der Wirbelsäule und auf sie wirkende Kräfte und Momente zu verstehen, werden Modelle entwickelt, die die Biomechanik der Wirbelsäule untersuchen. Aufgrund der Komplexität der Wirbelsäule mit ihren biologischen und mechanischen Eigenschaften, ist es nicht möglich ein solches Modell im 1:1-Abbild der in-vivo-Situation zu erschaffen. Daher werden häufig, wie auch in dieser Studie, vereinfachte Modelle benutzt, die nur einen Teilbereich des Systems abbilden.

1.2.1. Mechanik und Bewegung der Wirbelsäule

Zur Orientierung und Beschreibung der Wirbelsäule im Raum wurde ein Koordinatensystem mit konstanter Beziehung zu den Körperachsen entwickelt.

Die Wirbelsäule ist im Raum in sechs Freiheitsgraden beweglich. Das liegt daran, dass die einzelnen Wirbelkörper sich gegeneinander in der sagittalen, frontalen und transversalen Ebene, als Verschiebung oder Rotation, entlang von medial-lateralen, kranial-kaudalen und anterior-posterior gelegenen Achsen bewegen können. Die Gesamtbeweglichkeit setzt sich aus der Summe der Einzelsegmente zusammen, die für sich genommen eine eingeschränkte Beweglichkeit besitzen.

[5][99][135]

Die kleinste funktionell bewegliche Einheit der Wirbelsäule ist das Bewegungssegment nach Junghans. Zur ihr gehören zwei Wirbelkörper mit dazwischenliegender Zwischenwirbelscheibe und umgebendem Bandapparat. Die paarig angelegten Facettengelenke dienen als Drehpunkt zwischen Wirbelkörper und Quer- und Dornfortsätzen. [58]

Gleichzeitig dienen die Facettengelenke zusammen mit den Bandscheiben der Lastübertragung. [49]

Durch die eingeschlossene Flüssigkeit dient die Zwischenwirbelscheibe als Dämpfer axialer Stöße, gleichmäßiger Druckverteiler und Begrenzer von Kippbewegungen und Verschiebungen der Wirbel zueinander. [7]

Bestimmte Richtungsbewegungen sind in bestimmten Abschnitten der Wirbelsäule begünstigt. So sind zum Beispiel in der Halswirbelsäule eine besonders große Flexion und Extension von bis zu 100 Grad und in der Lendenwirbelsäule eine besonders kleine Rotation von nur fünf Grad möglich. Bei der Ausmessung der Bewegungsamplituden ergibt sich das größte Bewegungsausmaß für die Halswirbelsäule. [62]

Physiologisch sind die oben genannten Bewegungen auf einer einzelnen Achse so gut wie nicht möglich. Durch die Verschmelzung der einzelnen Bewegungseinheiten durch die Zwischenwirbelscheiben, die Ligamente und den verzahnten und gekoppelten Aufbau der Wirbelkörper erfolgen unweigerlich Bewegungen in mehr als einer Ebene und um mehr als eine Achse. Zum Beispiel kommt es bei einer Seitneigung der Wirbelsäule zur Rotation der Wirbelkörper. [62][135]

In in-vitro-Versuchen wurden die gekoppelten Bewegungsabläufe nachgewiesen. [95]

1.2.2. Belastungen der Wirbelsäule

Die Wirbelsäule ist der Kraftauswirkung des eigenen Körpergewichtes, der eigenen Muskelaktivität und der Kraft durch die Vorspannung der Bandstrukturen dauerhaft ausgesetzt. Neben diesen können noch extern applizierte Kräfte auf sie einwirken.

Um zu bestimmen, wie groß die Kräfte sind, denen die Wirbelsäule ausgesetzt ist, kann man die Muskelaktivität messen, eine intradiskale Druckmessung durchführen oder numerische Modelle errechnen. [90][124][138][147]

Die Belastung der Wirbelsäule nimmt von kranial nach kaudal durch das darüber liegende Körpergewicht zu. Während am Hals bis zu 70% der Last durch die Facettengelenke getragen werden, liegt im BWS-Bereich die größte Last (etwa 80%) auf den Bandscheiben. Am lumbosakralen Übergang ist die Last auf Facettengelenke und Bandscheiben etwa gleich. [80]

Die Drücke in der Bandscheibe haben in Bauchlage eine Vorspannung von 0,1 N/mm² (0,1 bar). Je nach externer Belastung können die Drücke in der Bandscheibe bis auf über 20 bar ansteigen. [138]

Wird die Wirbelsäule belastet, führt das zu einem Flüssigkeitsausstrom aus der Bandscheibe. Die einzelnen Bandscheiben flachen dabei bis zu 1mm im Tagesverlauf ab. Dies verursacht eine Verringerung der Körpergröße von bis zu zwei Zentimetern am Tag. Während einer belastungsfreien Phase (z.B. im Liegen), rehydrieren sie wieder. [62]

Den höchsten nicht traumatischen Belastungen ist die Wirbelsäule beim Heben von schweren Gegenständen, die mit Abstand zum Körper gehalten werden, ausgesetzt. Hierdurch entsteht ein starkes Biegemoment und es wirken Kompressionskräfte von annähernd 5000 Newton auf die Lendenwirbelsäule. [20]

Mit der Größe der Wirbelkörper nimmt ihre Belastungsfähigkeit zu. [14]

1.2.3. Säulenmodell und Stabilität

Grundlage für das heutige Verständnis der Statik und Stabilität der Wirbelsäule war die Publikation von Nicoll im Jahre 1949. Als Novum unterschied er zwischen stabilen und instabilen Wirbelsäulenverletzungen und erkannte die Wichtigkeit des dorsalen Ligamentenkomplexes für die Stabilität. [91]

Die Publikation von Holdsworth 1970 stützte diese Aussage. Unabhängig von der Art der Krafteinwirkung bei der Frakturentstehung (Flexions-, Extensions-, Rotations- oder Kompressionskräfte), definierte er die Läsion des dorsalen Ligamentenkomplexes als ausschlaggebend, ob eine Fraktur als stabil oder instabil eingeteilt werden kann. [50]

Das Modell von Holdsworth wurde aufgegriffen und zu einem Zwei-Säulen-Modell erweitert. Die ventrale Säule besteht aus Wirbelkörpern und Bandscheiben und ist besonders Druckbelastungen ausgesetzt. Die dorsale Säule setzt sich aus den Wirbelbögen, Fortsätzen und Ligamenten zusammen. [136]

Nach aktueller Studienlage wird die Wirbelsäule durch drei Säulen definiert. Die vordere Säule besteht aus dem anterioren Längsband und den ventralen 2/3 des Wirbelkörpers inklusive Bandscheibe. Die mittlere Säule besteht aus dem

hinteren Drittel des Wirbelkörpers, dem dorsalen Teil des Anulus fibrosus und dem dorsalen Längsband. Die hintere Säule besteht aus dem Wirbelbogen, mit Bogenwurzel, kleinen Gelenken und dem dorsalen Bandapparat.

Nach dieser Klassifikation von Denis, handelt es sich, wenn die hintere Säule unbeschädigt ist und nur eine minimale Kompressionsfraktur besteht, um eine stabile Fraktur. Sollte dies nicht der Fall sein, definierte er drei Grade der Instabilität, je nach Verletzungsmuster. [27]

Eine alternative Definition einer dritten Säule lieferte Louis. In seiner Auffassung bestand die erste Säule aus den Wirbelkörpern und die zweite und dritte aus den Wirbelgelenken. [85]

Diese Ansicht hat sich nicht durchgesetzt.

1.3. Wirbelkörperfraktur im Bereich der thorakolumbalen Wirbelsäule

Verletzungen der Wirbelsäule sind immer Folge einer Krafteinwirkung. Diese kann infolge eines Traumas, einer kurzzeitigen Krafteinwirkung oder einer dauerhaften Überbeanspruchung in Form einer Ermüdungsfraktur entstehen.

Etwa die Hälfte aller Wirbelsäulenfrakturen können nicht auf ein einzelnes Ereignis zurückgeführt werden. [89]

Exakte epidemiologische Daten von Wirbelsäulenverletzungen sind auf Grund von einer mangelnden Erfassung nicht darstellbar.

Laut epidemiologischen Hochrechnungen sind pro Jahr in Deutschland etwa 10.000 schwerwiegende Wirbelsäulenverletzungen zu erwarten, die operativ versorgt werden müssen. [19][20]

In den 1990er Jahren wurde in Minnesota eine Inzidenz von 117/100000 festgestellt. [23]

Neuere deutschsprachige Studien beziehen sich auf die von Hu in den 1980er Jahren ermittelte Inzidenz von 64/100.000 Wirbelfrakturen. [51]

Wirbelsäulenfrakturen können in A-Frakturen (Kompressionsfrakturen), B-Frakturen (Dislokationsfrakturen) und C-Frakturen (Translokations- oder Distraktionsverletzungen) eingeteilt werden. [127]

Laut der durchgeführten Multicenter-Studie II der Arbeitsgemeinschaft Wirbelsäule der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie waren Typ-A-

Frakturen mit einem Anteil von 2/3 aller Wirbelkörperfrakturen am häufigsten. Danach kamen Typ-B-Frakturen (21%) und Typ-C-Frakturen (16%). Bei Typ-A-Frakturen wurden überwiegend Berstungsfrakturen (A3/A4) diagnostiziert. Typ-B- und Typ-C-Frakturen waren bei unter 40-jährigen Patienten signifikant höher vertreten als bei über 40-jährigen. [106]

Die Mehrheit der Wirbelkörperfrakturen ist im Bereich zwischen Th10 und L2, am thorakolumbalen Übergang, an dem die steife kyphotische Brustwirbelsäule in die flexiblen lordotische Lendenwirbelsäule, übergeht. [73][106]

Als häufigste Unfallursache für Wirbelkörperfrakturen gelten Stürze aus großer Höhe und Verkehrsunfälle. [13][53][105]

Verkehrsunfälle bergen ein besonders hohes Risiko für die sonst selteneren Typ-C-Frakturen. [73]

Verunfallte Fahrradfahrer weisen einen besonders hohen Anteil von 41,1% an Wirbelsäulenverletzungen auf. [108]

1.3.1. Posttraumatische Fehlstellung

Erfahrungen zeigen, dass bei der Behandlung von Wirbelsäulenfrakturen die Statik und Verletzungsschwere der Wirbelsäule häufig falsch eingeschätzt und ein inadäquates Therapieverfahren gewählt wird. Durch diese Fehlinterpretation kann es posttraumatisch, auf Grund einer Dysbalance der Wirbelsäulenstabilität, zu Fehlstellungen, insbesondere zu Kyphosen kommen, die wiederum in dementsprechender Beschwerdesymptomatik gipfeln. [69]

Auf Grund von erhöhten Sicherheitsstandards, Weiterentwicklung der Notfallmedizin und angemessener Immobilisation überleben mehr Patienten ihre Wirbelsäulenverletzungen und das Management von posttraumatischen Deformitäten gewinnt an Bedeutung. [18]

Diagnostisch können Deformitäten der Wirbelsäule in zwei verschiedene Gruppen unterteilt werden:

Typ 1: lokale Fehlstellungen, bei denen eine globale Balance erhalten ist

Typ 2: globale Fehlstellungen, die eine generelle Dysbalance bedingen

[17]

Durch die posttraumatische Kyphose kommt es vor allem zu lokalen Fehlstellungen, die im weiteren Verlauf auf weiter entfernte Bereiche der Wirbelsäule übergreifen können. [69]

Aktuell ist keine eindeutige Definition dieser posttraumatischen Kyphose vorhanden. Sie wird jedoch als „schmerzhafte kyphotische Angulation, die überall in der posttraumatischen Wirbelsäule auftreten kann“ beschrieben. [120]

Signifikante Risikofaktoren für die Entwicklung einer posttraumatischen Kyphose sind ein Alter über 50 Jahren und eine A3-Fraktur am thorakolumbalen Übergang. [24]

Die Symptomatik reicht von lokalen Schmerzen, die durch Fehlstellung der Facettengelenke oder muskulär bedingt sind, bis hin zu Gangstörungen und restriktiven Ventilationsstörungen. [5]

Neurologische Defizite aufgrund von Stenosierungen der Foramen oder des Spinalkanals sind in bis zu 20% der Fälle beschrieben. [18]

Die relative Enge des Spinalkanals und das Fehlen von Ausweichräumen erklärt die Häufigkeit der neurologischen Ausfälle.

Posttraumatische Fehlstellungen können operativ oder konservativ therapiert werden.

Therapiert wird die Fehlstellung nach interdisziplinärer Einschätzung, Schmerzsymptomatik, Langzeitaussichten und Stabilität. Ziel ist die Reduktion der Symptomatik und Erhöhung der Lebensqualität.

Die therapeutische Vorgehensweise hängt von der individuellen Situation ab.

1.4. AO-Klassifikation

Um die Behandlung einer Wirbelfraktur richtig zu planen und zeitnah umsetzen zu können, ist es wichtig eine strukturierte und anhand von morphologischen Kriterien eindeutig nachvollziehbare Klassifikation zur Verfügung zu haben.

1929 wurde die erste, auf Röntgenbildern basierende Einteilung von Wirbelfrakturen veröffentlicht. [16]

Seitdem sind über 50 Einteilungen und Klassifikationen von Wirbelfrakturen publiziert worden.

Die 1994 von Magerl et al. beschriebene Frakturklassifikation thorakolumbaler Wirbelfrakturen bietet eine präzise, aber überwiegend morphologische Einteilung. [86]

In den 2005 von Vaccaro et al. erstellten Score (TLICS) flossen zusätzlich der Schweregrad und das klinische Management der Fraktur mit ein. [126]

Beide dienen sie als Grundlage für die heute überwiegend verwendete AO-Klassifikation:

– A – Kompressionsfrakturen

A0: isolierte Fraktur des Processus spinosus oder der Processus transversi, ohne Stabilitätsverlust

A1: isolierte Endplattenfraktur

A2: Verletzung beider Endplatten ohne Hinterkantenbeteiligung

A3: Beteiligung von Endplatte und Hinterwand (inkomplette Berstungsfraktur)

A4: Beteiligung beider Endplatten und der Hinterwand (komplette Berstungsfraktur)

– B – Distraktionsfrakturen

B1: eine transossäre Zerreißung der dorsalen Zuggurtung und des Wirbelkörpers (Chance-Fraktur)

B2: Verletzungen mit traumatischer Insuffizienz der knöchernen oder ligamentären dorsalen Zuggurtung mit Endplattenbeteiligung

B3: Verletzung mit traumatischer Insuffizienz der anterioren Zuggurtung (Hyperextensionstrauma)

– C – Translokations-/ Distraktionsverletzungen

[127]

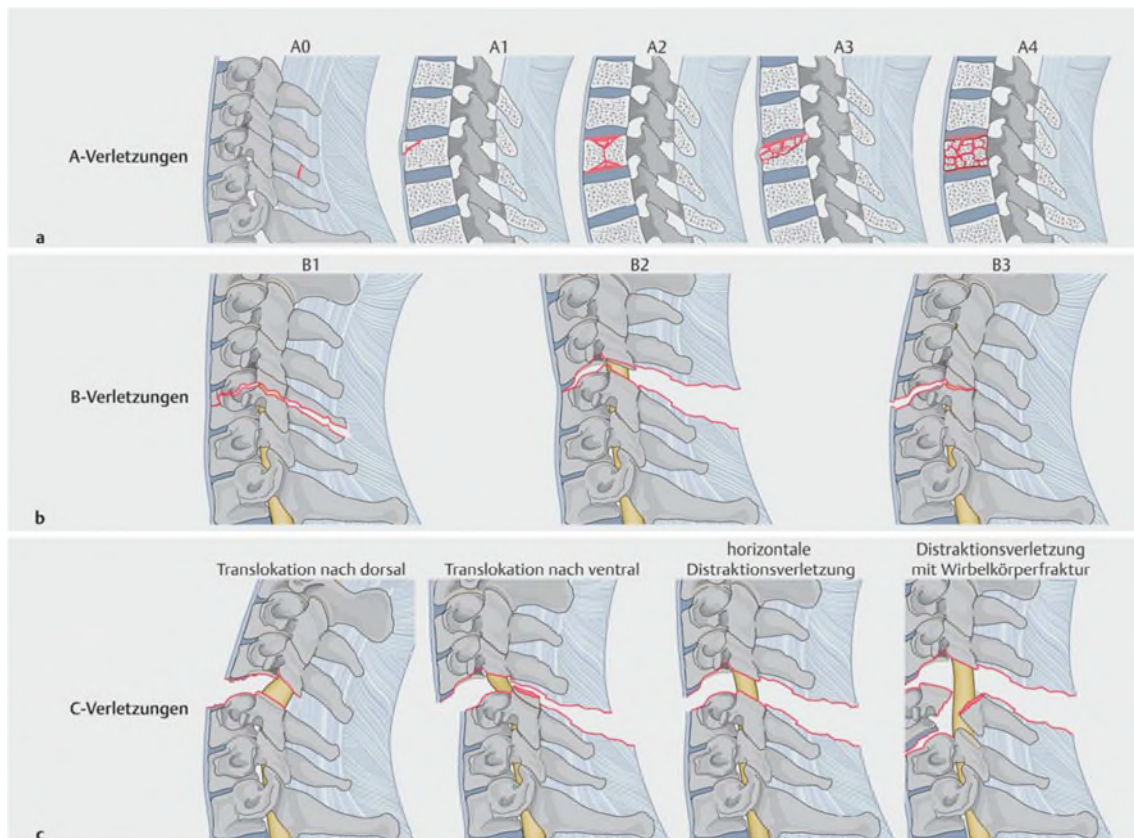


Abbildung 5: AOSpine-Klassifikation [118]

1.5. McCormack-Klassifikation

Die McCormack-Klassifikation oder auch die sogenannte „Load Sharing Classification“ ist eine Einteilung zur Beurteilung der Zerstörung eines Wirbelkörpers. Zur Beurteilung des frakturierten Volumens des Wirbelkörpers wird dieser in ein kraniales, mittleres und kaudales Drittel eingeteilt und das Ausmaß der Fraktur in Prozent angegeben. Des Weiteren werden die Verteilung der Frakturfragmente und der Grad der Kyphose beurteilt. Die genannten Aspekte sind maßgeblich für die Auswahl einer adäquaten, operativen Behandlung. Bei einer Zerstörung von weniger als einem Drittel kann die Fraktur rein dorsal versorgt werden und eine begleitende anteriore Versorgung ist möglich. [26][28][87]

1.6. Therapie einer thorakalen Wirbelfraktur

Die Therapie einer thorakalen Wirbelfraktur ist abhängig von der oben genannten Frakturklassifikation. (s. 1.4)

Obwohl die AO-Klassifikation Wirbelfrakturen eindeutig nach ihrer Morphologie einteilt, wird heutzutage immer noch kontrovers diskutiert, welche Therapie welcher Fraktur gerecht wird.

Nicht nur bei den operativen Ansätzen spalten sich international die Meinungen, sondern auch die Grenze zwischen konservativer und operativer Handhabung ist nicht eindeutig. Für ein besseres Verständnis dieser Studie und einen Einblick in die aktuelle Diskussion wird im folgenden Abschnitt die aktuellen Erkenntnisse und Empfehlungen der konservativen und operativen Therapien vorgestellt.

Die Indikation einer konservativen Therapie oder auch frühfunktionellen Therapie besteht in stabilen oder ansatzweise stabilen A1- und A2-Brüchen nach AO-Klassifikation. Diese Therapie besteht aus einer frühen physiotherapeutischen Mobilisierung nach kurzer Ruhephase unter adäquater Schmerztherapie mit regelmäßigen Röntgenkontrollen. Optional kann eine Ruhigstellung durch eine Korsettbehandlung angestrebt werden. [46][129]

Die Grenze zwischen konservativer und operativer Versorgung ist fließend und findet sich zwischen A2- und A3-Brüchen. Je nach individueller Patientensituation können schon A2-Brüche operativ (z.B. beim sogenannten Kneifzangenbruch) oder A3-Brüche konservativ (z.B. bei stabilen inkompletten Berstungsbrüchen ohne oder mit nur wenig Skoliose) versorgt werden. [20][28][129]

Je instabiler eine Verletzung, desto eher bietet sich die operative Versorgung an. Typ-B-Frakturen und Typ-C-Frakturen werden daher grundsätzlich operativ versorgt. [20][28][129]

Eine evidenzbasierte Studie, ob eine konservative oder operative Versorgung bei Berstungsbrüchen einen signifikanten Vorteil bietet, steht bis heute aus. [1][8][110]

Neben der AO-Klassifikation muss das biologische Alter, die Knochenqualität, die Aktivität und der Anspruch des Patienten an sein weiteres Leben mit in die therapeutische Entscheidung miteinbezogen werden müssen. [129]

1.7. Operative Stabilisierungsverfahren im Überblick

Bei den operativen Therapien stehen dorsale und ventrale Versorgungen, sowie Kombinationsverfahren aus beiden zur Verfügung.

Optional wird die Zementaugmentation zur zusätzlichen Stabilisierung der eingebrachten Pedikelschrauben angewendet.

Bislang fehlt ein evidenzbasierter Konsens für die operative Behandlungsstrategie. [130]

Das Ziel aller Behandlungen von Brustwirbelsäulenverletzungen ist die Wiederherstellung der Belastbarkeit, Stabilität und Form des betroffenen Wirbelsäulenabschnittes unter Berücksichtigung aller muskulären, ligamentären, knöchernen und neuronalen Strukturen. Die Stabilisierung und das ausgewählte Versorgungskonzept sind eng an die mechanischen Gegebenheiten, die Belastung und die Instabilität der Wirbelsäule gebunden.

1.7.1. Dorsale Stabilisierung

Die Anfänge der dorsalen Stabilisierung, wie wir sie heute kennen, gehen bis ins 19. Jahrhundert zurück. Die ersten Versuche einer operativen Wirbelsäulenstabilisierung wurden durch Hadra mithilfe einer Drahtcerclage durchgeführt. [43]

King war der Erste, der 1948 Versuche mit transpedikulären Schraubenimplantaten machte. [65]

1953 wurde der erste Fixateur interne für die Behandlung einer instabilen Wirbelfraktur benutzt. [34].

Erst bedeutend später, im Jahre 1984 erschienen klinische Ergebnisse einer Stabilisierung mit Hilfe des Fixateur interne. Nach Sammeln von Erfahrungen mit dieser Operationstechnik wurden weitere Wirbelsäuleninstrumentarien nach dessen Vorbild entwickelt und verwendet. [30][70]

Für Stabilisierungen der thorakalen und lumbalen Wirbelsäule werden seit 1977 auch externe winkelstabile spinale Fixationen aus Schrauben und Längsträgern benutzt.

Die erste dorsale transpedikuläre Schraubenverankerung, die dem heutigen Verfahren als Vorbild gilt, wurde 1985 und 1986 ausführlich von Roy-Camille beschrieben. [112][113][114]

Die heute angewendete dorsale Stabilisierung mit transpedikulärer Verschraubung gilt als Goldstandard der Versorgung vieler Wirbelsäulenabschnitte. Durch die Pedikelschrauben lassen sich Kräfte in alle Richtungen aufbringen (Translation, Flexion, Extension, Distraction und Kompression). Somit können die Segmente korrekt reponiert und in ihre anatomische Ausgangslage gebracht werden.

Durch die Verschraubung können hintere und mittlere Säule fixiert werden. Die vordere Säule ist hierbei in ihrer Fixation limitiert. Insbesondere zur akuten Reposition der Hinterkante ist eine dorsale Instrumentierung am besten geeignet. [20][39]

Die dorsale Instrumentierung kann in kurzstreckige und langstreckige Instrumentierung eingeteilt werden.

Bei der kurzstreckigen Instrumentierung erfolgt die Stabilisierung unter Einbeziehung der benachbarten Wirbel durch jeweils zwei Pedikelschrauben, die in den Wirbel kranial und in den Wirbel kaudal des betroffenen, geschädigten Wirbels eingeschraubt werden. Sie werden mit einem winkelstabilen Längsträger dorsal verbunden. Die einwirkenden Kräfte werden von den Pedikelschrauben über den Längsträger geleitet.

Bei der langstreckigen Instrumentierung (über vier oder mehr) Segmente wird ein Dreipunktstützsystem erzeugt, bei dem, nach dem Prinzip einer Dreipunktbiegung, eine Vorspannung des Längsträgers einer Kyphosierung entgegenwirkt (*Abbildung 6*). Über Distractions-Extensions-Einstellungen der Instrumentierung können Stabilität und neuronale Dekompression gewährleistet werden. [94]

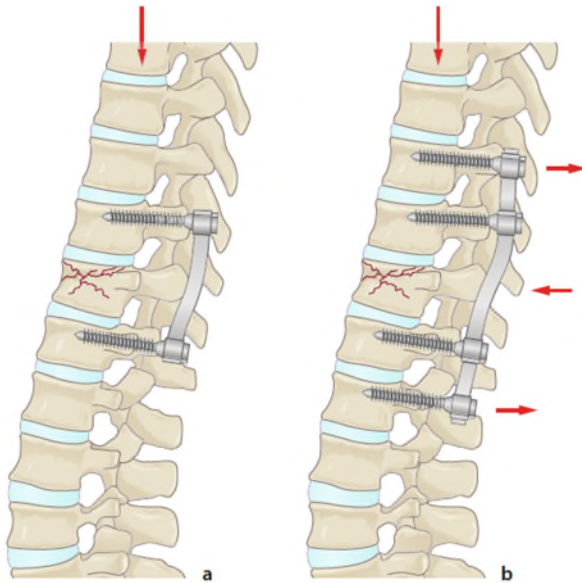


Abbildung 6: Dorsale Schraubenosteosynthese; a: Kurzstreckige Versorgung mit winkelstabiler Verbindung; b: langstreckige Verbindung nach dem Prinzip der Dreipunktbiegung [20]

1.7.2. Ventrale Stabilisierung

Die ventrale Stabilisierung der Wirbelsäule bietet sich für Fraktursituationen an, in denen die dorsale Stabilität durch eine intakte hintere Säule noch gegeben ist. Instabile oder stark dislozierte Frakturen sind für die rein ventrale Stabilisierung ungeeignet. Zur ventralen operativen Versorgung werden Plattenosteosynthesen oder Wirbelkörperersatzverfahren verwendet. [20]

Die Plattensysteme können axial, dynamisch oder winkelstabil befestigt werden. Als Wirbelkörperersatz werden Korporektomie-Cage-Implantate in expandierbarer und nicht expandierbarer Form oder Knochentransplantate in autologer und allogener Form verwendet.

Der Beckenkamm gilt als Standardknochenransplantat. [52][101][131]

Teile der Fibula, der Rippen, der Tibia und des Femurs können ebenfalls verwendet werden und sind für Wirbelkörperersatzimplantate geeignet. [33][45][54][55][59][116][123][146]

Spongiosaplastiken haben eine hohe Komplikationsrate bei der Entnahme. [6][9]

Darüber hinaus können sie mit entstehenden Fehlstellungen, Pseudarthrosen, chronischen Schmerzen, Dysästhesien und mangelnden biomechanischen Eigenschaften einhergehen. [9][79][82]

Diese nicht zu verachtenden Anzahl von Problemen bei Spongiosaplastiken, hat zu einem erhöhten Einsatz von Korporektomie-Cage-Implantaten geführt.

Nicht expandierbare Cages haben den Nachteil der individuellen Anpassung und eines exakten, zeitaufwendigen, intraoperativen Zuschneidens, da sie nur in vordefinierten Formen verfügbar sind. Zudem muss die exakte operative Einbringung gewährleistet werden, um Verschiebungen und Fehlstellungen zu verhindern. Um die technischen Probleme zu beseitigen, werden mittlerweile vermehrt expandierbare Cages eingesetzt. Aus technischer Sicht ergeben sich hier Vorteile, dem nicht expandierbaren Cage gegenüber. Biomechanisch ist dies fraglich. [4][66][74][104]

Im Vergleich des Cages mit dem originalen, physiologischen Bewegungssegment ergeben sich eine Abnahme der Steifigkeit und eine Zunahme des Bewegungsumfanges in allen Richtungen für den Cage. Mit Hilfe von zusätzlicher Plattenfixation kann eine Erhöhung der Steifigkeit gewährleistet werden. Im Vergleich des Cages mit den Knochenimplantaten ergibt sich eine höhere Steifigkeit und ein geringerer Bewegungsumfang. [61][104]

1.7.3. Dorsoventrale Stabilisierung

Hochgradig instabile Frakturen und Berstungsfrakturen, bei denen die vordere Säule der Wirbelsäule geschädigt wurde, lassen sich oft nicht durch eine isoliert dorsale Versorgung ausreichend axial und sagittal stabilisieren. [63][129]

Neben diesem Umstand gilt die reine dorsale Versorgung instabiler Frakturen als Risikofaktor für daraus resultierenden signifikanten Repositionsverlusten, kyphotischen Fehlstellungen, Materialversagen und Verlusten der Bandscheibe. [11][39][40][57][107]

Ebenso ist eine rein anteriore Versorgung, aufgrund der reduzierten Steifigkeit und erhöhten Beweglichkeit, bei instabilen Frakturen für die Rotations- und Seitneigungsstabilität unzureichend. Obwohl Korporektomie-Cages in der

direkten vertikalen Lastachse der Wirbelsäule angebracht werden, kann eine mechanisch ausreichende Stabilität nicht gewährleistet werden. [104]

Durch die fehlende Stabilität wird ein kombiniertes Verfahren aus ventraler und dorsaler Instrumentierung nötig, um eine Heilung zu ermöglichen.

Eine dorsoventrale Versorgung ist der isoliert ventralen oder isoliert dorsalen Versorgung in Puncto Steifigkeit und Stabilität überlegen. [128][140]

Die kombinierte dorsoventrale Instrumentierung beginnt mit der dorsalen Instrumentierung zur Frakturposition und Dekompression. Danach kann über den ventralen Zugang die Stabilisierung komplettiert werden. [20]

1.7.4. Vertebroplastie und Kyphoplastie

Auf Grund der reduzierten Knochenqualität in strukturgeschwächten Knochen der alternden Bevölkerung, wurde in der Vergangenheit nach Lösungen gesucht, Implantate fest im Knochen zu verankern.

Die hier vorgestellte Zementaugmentation von Pedikelschrauben ist eine, der heutzutage häufig angewandten Möglichkeiten dieser stabilen Verankerung.

Das Füllen eines Wirbels mit Zement, die sogenannte perkutane Vertebroplastie, ist ein erstmals 1987 von Galibert publiziertes Verfahren. [37]

Während das Verfahren zunächst zur Stabilisierung von Wirbelkörperhämangiomen und tumorbedingten Osteolysen verwendet wurde, sind nach ihrem Vorbild heute die verschiedensten perkutanen zu instrumentierenden Augmentationsverfahren entwickelt worden, um den Wirbelkörper wiederaufzurichten. [35][37]

Die Kyphoplastie, eine modifizierte Form der Vertebroplastie, wurde 1998 erstmalig angewandt. [38][132]

Die Kyphoplastie nutzt aufblasbare Ballons, die temporär in den frakturierten Wirbelkörper eingebracht werden. Durch Auffüllen der Ballons entsteht ein Hohlraum, in den Konchazement zur Aufrichtung und Stabilisierung eingebracht werden kann. [38][132]

Während einige Instrumente temporär in den Körper einbracht werden, bleiben andere, wie z.B. der „Spine Jack“[®] lebenslang zementaugmentiert im Körper.

Die Zementinjektion kann sowohl vor als auch nach der Schraubenimplantation erfolgen, außerdem ist eine Zementinjektion auch als Füllung eines vorgeformten Schraubenlagers möglich, um auch hier die Stabilität zu erhöhen.

Die Zementinjektion vor Schraubenimplantation (durch Vertebroplastie oder Füllung des vorgeformten Schraubenlagers mit Zement) bedingt eine schnelle Insertion der Schrauben vor Aushärtung des Zements.

Für die Zementinjektion nach Schraubenimplantation werden spezielle, an der schraubenspitze gefensterte Schrauben benötigt, durch die der Zement in den Wirbelkörper gelangt.

Der verwendete Zement ist standardgemäß auf Polymethylmethacrylat (PMMA) Basis. Die Polymerisation des Zements bei Aushärtung sorgt für eine erhebliche Wärmeentwicklung. Im Rahmen von Tierversuchen wurde bewiesen, dass es bei Hitze zu Nekrosen im angrenzenden Gewebe, und damit wiederum zu Lockerungen des Implantats kommen kann. [15]

Als Alternative des PMMA bietet sich Calciumphosphatzement (CaP-Zement) an. Anders als bei PMMA erfolgt bei CaP ein vollständiger knöcherner Einbau in den Knochen durch Ab-, Um- und Aufbau des Zements durch Osteoklasten und Osteoblasten. [83]

Zwischen PMMA und CaP scheinen keine signifikanten Unterschiede im Langzeitverlauf, in Bezug auf Funktion, Höhe des Wirbelkörpers und Schmerzen, zu bestehen. [42]

Auf Grund der Anfälligkeit von CaP auf Biege- und Scherkräfte, ist CaP allerdings nicht für hochgradig instabile Frakturen geeignet. Ab A3- bzw. B- und C-Frakturen sollte PMMA genutzt werden. [47][119]

Die Verwendung von Zement sorgt nicht nur für eine Stabilisierung, sondern bewirkt auch eine direkte postoperative Schmerzreduktion. [29]

Die genauen Mechanismen der Schmerzreduktion sind bis heute ungeklärt, aber mehrfach bewiesen. [38][81][84][103]

Die Schmerzreduktion ist nicht abhängig von der Art des verwendeten Zements. [48]

2. Ziel der Forschungsarbeit

Im deutschsprachigen Raum gehen wir bei Brustwirbelfrakturen von einer Inzidenz von 64/100.000 aus. [51]

Das sind in Deutschland über 50.000 Frakturen jedes Jahr, die versorgt werden müssen.

Die Studienlage über die operative dorsale Versorgung einer Brustwirbelsäulenfraktur ist bis heute nicht eindeutig. Die Behandlungsformen erstrecken sich von bisegmentalen Versorgungen bis hin zu Schrauben-Stab-Versorgungen über vier Segmente. Die operative Versorgung der BWS-Fraktur über den dorsalen Zugang wird nicht einheitlich durchgeführt. Das Behandlungsspektrum reicht von zweisegmentalen Verschraubungen bis zu kombinierten Schrauben-Stabversteifungen über vier Segmente, mit oder ohne Zementunterstützung. Eine genaue Studienlage fehlt bis heute. [20][37]

Mit dem Einsatz der verschiedenen Therapieoptionen bestehen gute Regenerations- und Heilungschancen. Trotzdem bleibt bisher ungeklärt, welches Verfahren die beste Stabilität erzielt. [130]

Ob es tatsächlich notwendig ist, bei einer einzelnen Wirbelkörperfraktur vier Segmente zu versteifen, oder ob für eine ausreichende Stabilisierung lediglich eine bisegmentale Versorgung (ggf. inklusive Zementaugmentation der Pedikelschrauben) geboten wäre, ist bis dato biomechanisch nicht geklärt.

Die daraus resultierende Fragestellung für diese Studie lautet:

Welches dorsale Stabilisierungsverfahren zeigt bei einer Fraktur eines Brustwirbelkörpers die größte Stabilität und verhindert am effektivsten einen Höhenverlust des gebrochenen Wirbelkörpers nach operativer Versorgung?

Im Rahmen dieser Fragestellung soll die Hypothese, dass eine Stabilisierung über vier Segmente eine höhere Stabilität gewährleistet als eine Stabilisierung über zwei Segmente (mit und ohne Zementaugmentation), untersucht werden.

Um die Fragestellung zu beantworten und die Hypothese zu untersuchen, wurde in einer biomechanischen Kadaverstudie die Stabilität von drei verschiedenen

dorsalen Instrumentierungsverfahren an künstlich gebrochenen humanen Brustwirbelsäulenpräparaten untersucht. Langfristig soll diese Studie einen Beitrag zur bestmöglichen Versorgung von A3/A4-Berstungsfrakturen leisten.

3. Material und Methoden

3.1. Studienübersicht

In der vorliegenden Studie wurden drei verschiedene operative Methoden zur dorsalen Stabilisierung von Brustwirbelsäulenfrakturen verglichen. Die Untersuchung wurde an humanen Brustwirbelsäulenpräparaten durchgeführt. Den Präparaten wurde künstlich eine Wirbelkörperfraktur zugefügt. Daraufhin wurden die Präparate randomisiert den operativen dorsalen Stabilisierungsverfahren zugeordnet, sodass drei gleich große Gruppen entstanden. Nach der Instrumentierung wurden alle Präparate einer definierten Belastung ausgesetzt, um zu ermitteln, welches Verfahren dieser Belastung am besten standhält, am stabilsten ist. Die Stabilität wurde über die Höhenveränderung des frakturierten Wirbelkörpers und die Belastbarkeit der Wirbelsäule evaluiert, die durch eine servohydraulische Maschine gemessen wurde.

Für diese Studie liegt das positive Ethikvotum vor. (Az: 116/18)

3.2. Humane Präparate

Für die Studie wurden humane „fresh-frozen“ Brustwirbelsäulenpräparate (Th1-12) verwendet. Sie wurden präpariert, eingebettet und künstlich frakturiert.

Es standen 21 humane Brustwirbelsäulenpräparate zu Beginn dieser Studie zur Verfügung. Die Wirbelsäulen stammten alle von Körperspendern aus verschiedenen Bundesstaaten der Vereinigten Staaten von Amerika. Den Präparaten wurde jeweils eine Identitätsnummer zugeteilt. Diese besteht aus der Bundesstaatenabkürzung und acht bis neun darauffolgende Ziffern. Das Anatomy Gifts Registry in Hanover, Maryland, USA stellte diese Wirbelsäulenpräparate zur Verfügung.

Alle Spender waren männlich, im Alter zwischen 21 und 71 Jahren.

Die Wirbelsäulenpräparate wurden inklusive der dorsalen Weichteile (autochthonen Rückenmuskulatur, Fettgewebe, Haut), Teile der Rippen und Teile des Beckens aus den Kadavern entfernt. Um eine Austrocknung der Wirbelsäulen zu verhindern, wurden sie mit einer Natriumchlorid-Lösung angefeuchtet. Der Transport der Wirbelsäulen erfolgte bei -20 Grad Celsius. Die weitere Lagerung erfolgte bis zum Beginn dieser Studie bei -20 Grad Celsius.

3.3. Versuchsvorbereitung

3.3.1. Sichtung und Präparation der Wirbelsäulen

Alle in dieser Studie verwendeten Präparate durchliefen eine Computertomografie und eine DEXA-Messung (s. 3.5.1.1.), bevor mit der eigentlichen Versuchsvorbereitung begonnen wurde. Die CT gab Aufschluss über die Größe und strukturellen Beschaffenheit der einzelnen Präparate, die DEXA-Messung über die Knochendichte.

Die fresh-frozen Präparate wurden zunächst bei Raumtemperatur aufgetaut. Dieser Vorgang dauerte zwischen vier und sechs Stunden. Danach mussten die Wirbelkörper und angrenzenden Ligamente von dem umliegenden Gewebe befreit werden. Paravertebrale und autochthone Muskulatur, Fettgewebe, Bindegewebe, Haut und Rückenmark wurden entfernt. Hierbei wurde darauf geachtet, dass Bandscheiben sowie knöcherne und ligamentäre Strukturen, die zur Stabilität der Wirbelsäule beitragen, erhalten und nicht beschädigt wurden. Angrenzende knöcherne Strukturen, wie zum Beispiel Rippenanteile, wurden entfernt.

Zur Präparation wurden anatomische und chirurgische Pinzetten und Skalpelle mit Wechselklingen (Größe 10) verwendet.

Alle Präparate wurden nach vollständiger Präparation gekürzt, um die spätere Einbettung zu ermöglichen. Hierfür wurde eine elektrische, oszillierende Knochensäge benutzt.

Sowohl am Ende der Präparation als auch bei jeder Unterbrechung wurden die fresh-frozen Wirbelsäulen erneut mit einer Natriumchlorid-Lösung angefeuchtet und bei -20 Grad Celsius eingefroren.

Das Auftauen und anschließende Einfrieren wurden bei jedem weiteren Schritt des Versuches durchgeführt. Aufgrund des exakt gleichen, sich wiederholenden Vorganges, wird dieser in der weiteren Ausführung bei der Einbettung, der Fraktursimulation, der operativen Versorgung und dem Belastungstest nicht erneut genannt.

3.3.2. Einbettung der Wirbelsäulen

Die Wirbelsäulenpräparate wurden nacheinander an ihrer kaudalen und kranialen Seite jeweils einen Wirbelkörper hoch in Technovit® 3040 (ein schnell härtender Kunststoff) eingebettet.

Das Technovit® stammt von der Firma Heraeus Kulzer (CAS Registriernummer 94-36-0). Es besteht aus einer Flüssigkeit und einem Pulver, basierend auf Methylmetacrylat. Dieses Gemisch wurde unter einem Laborabzug gemäß der Gebrauchsanleitung im 1:1 Verhältnis angerührt.

Der Kunststoff wurde in eine mit Vaseline eingefettete Gussform gegeben, nachdem ein Wirbelsäulenpräparat darin senkrecht mit Hilfe einer Stativklemme befestigt wurde. Die Gussform bestand aus zwei Halbschalen, die über zwei Schrauben zu einer Schale mit ca. 10 cm Durchmesser und flachem Boden zusammengefügt werden konnten. Der Spalt zwischen den Halbschalen wurde überklebt, um das Auslaufen des Kunststoffes zu verhindern.

Die Gussform wurde bis zur Oberkante des Wirbelkörpers Th8 (kaudale Einbettung) oder bis zur Unterkante des Wirbelkörpers Th2 (kraniale Einbettung) mit dem Technovit® gefüllt, sodass jeweils der kranialste und kaudalste Wirbelkörper komplett umschlossen waren. Freiliegend dazwischen waren somit Wirbelkörper Th3-Th7.

Es dauerte ca. 35 Minuten pro Wirbelsäule, bis der Kunststoff vollständig ausgehärtet war. Danach wurde der Kunststoff aus der Schale gelöst.

Die Einbettung der Wirbelsäulen wurde bei der Simulation der Wirbelfraktur genutzt, um eine stabile, kipp- und drehfeste Verankerung in der Simulationsvorrichtung zu erreichen. Gleiches gilt für die Belastungsvorrichtung des eigentlichen Versuchs.

Beide Geräte, ebenso wie die Gussform, wurden von der technischen Abteilung der Philipps-Universität Marburg entworfen. Somit sind sie von ihren Maßen und Verankerungsmöglichkeiten für eingebettete Wirbelsäulenpräparate kompatibel.



Abbildung 7: In Technovit® eingebettete Wirbelsäule

3.3.3. Simulation der Wirbelkörperfraktur

Nachdem die Präparate kranial und kaudal mit Technovit® befestigt waren, wurde der Wirbel Th5 frakturiert.

Ziel war es bei jeder Wirbelsäule eine Berstungsfraktur (A3- oder A4-Fraktur nach AO-Klassifikation) in dem definierten Indexwirbel Th5 zu generieren. Die Fraktur sollte einen Höhenverlust von 50% nicht überschreiten.

Um zu gewährleisten, dass keine Wirbelserienfraktur entstand, sondern nur der Wirbelkörper Th5 frakturierte, wurde dessen Stabilität künstlich geschwächt. Dies geschah durch mehrfaches, wie unten abgebildetes, etablieren von Sägeschnitten mit einer oszillierenden Säge.

Hierfür wurde das Modell für reproduzierbare thorakolumbale Berstungsfrakturen nach Oberkircher benutzt. [93]

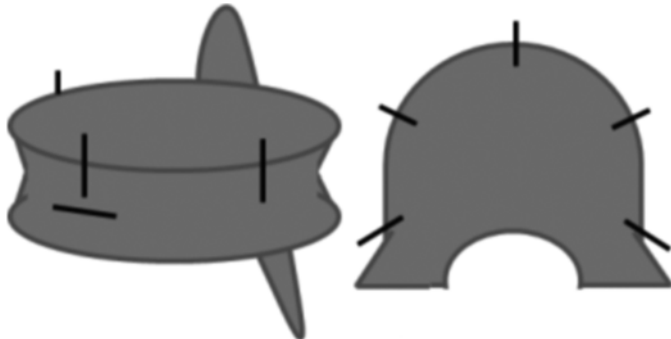


Abbildung 8: Schematische Abbildung des Wirbelkörpers Th5 mit Zeichnung der Einschnitte [93]

Um die Fraktur zu generieren, wurden die eingebetteten Präparate wie oben beschrieben angesägt und nacheinander in eine Fraktursimulationsapparatur eingespannt.

Die Apparatur stand auf einer ca. 40cmx40cm großen quadratischen Grundplatte. Darauf, mit vier Schrauben verankert befand sich eine aus zwei Hälften bestehende, fünf Zentimeter hohe Schale. Der Durchmesser der Schalen war identisch zu der Schale, die bei der Einbettung genutzt wurde.

Dies gewährleistete, einen guten Sitz eines mit Technovit® umschlossenen Wirbelkörpers in der Apparatur.

Das Wirbelsäulenpräparat wurde in diese Schale mit der kaudalen Seite nach unten hineingestellt. Eine zusätzliche Befestigung in der Schale erfolgte über vier einzeln festdrehbare Schrauben. Über die Schrauben ließen sich die Hälften der Schale arretieren, sodass das Präparat kipp- und drehfest verankert war.

Über der Schale hing eine Metallröhre, in der ein Gewicht von sieben Kilogramm gerichtet nach unten fallen konnte, und somit eine komprimierende Kraft auf das darunter befestigte kranial ausgerichtete Präparat ausüben konnte. Dieses Gewicht konnte mit einer an der Seite befestigten Kurbel, über eine oben an der Röhre befestigten Rolle, hinaufgezogen werden.

Wenn die entsprechende Höhe von 170cm erreicht wurde, wurde das Gewicht gelöst. Es fiel, durch die Erdanziehungskraft beschleunigt, auf die Wirbelsäule herab und simulierte einen starken Aufprall im Sinne eines Hochrasanztraumas. Das Gewicht hatte an der Aufprallseite eine kreisrunde Fläche mit dem gleichen Durchmesser wie der kraniale, von Technovit® ummantelte Wirbelkörper. Dies sorgte für gleichmäßige Druckverteilung auf der kranialen Seite.

Die auf den Wirbelkörper einwirkende Kraft sollte sich den Weg des kleinsten möglichen Widerstandes suchen und damit den angesägten, instabilen Wirbelkörper Th5 zum Frakturieren bringen.

Der Vorgang wurde wiederholt, bis jeweils der Wirbelkörper Th5 eine äußerlich sichtbare Kompressionsfraktur erlitten hatte.

Die Fraktur wurde computertomographisch verifiziert.



Abbildung 9: Simulationsapparatur der Philipps-Universität Marburg

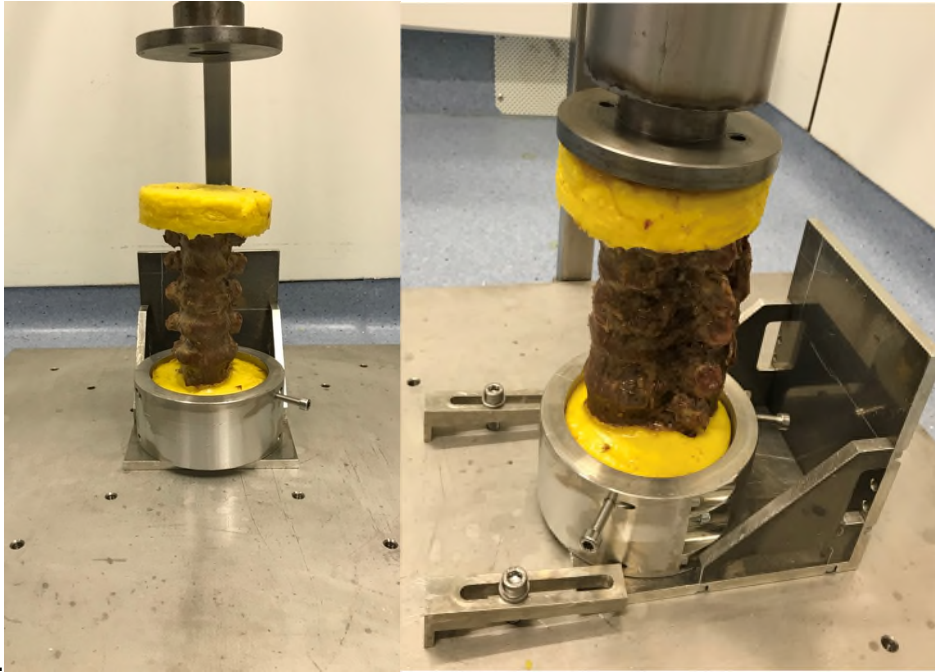


Abbildung 10: In Technovit® eingebettete Wirbelsäule, stehend in der Simulationsapparatur



Abbildung 11: Indexwirbelkörper Th5 der Wirbelsäule VA16071540 vor und nach Fraktur

3.3.4. Gruppeneinteilung (Ausschluss und Randomisierung)

Die erzeugten Wirbelkörperfrakturen ließen sich computertopographisch entsprechend ihren Fraktureigenschaften nach der AO-Klassifikation zuordnen. Sechs der ursprünglich 21 Wirbelsäulen wurden, auf Grund von mangelhafter Fakturierung und unbrauchbaren morphologischen Eigenschaften aus dem weiteren Versuch ausgeschlossen.

Die verbliebenen 15 fresh-frozen Präparate wurden in drei Gruppen mit jeweils fünf Wirbelsäulen eingeteilt. Jede Gruppe wurde mit einer anderen dorsalen Schraubenosteosynthesetechnik versorgt.

- Gruppe 1: Dorsale Stabilisierung (Schrauben-Stab-System) über zwei Segmente
- Gruppe 2: Dorsale Stabilisierung (Schrauben-Stab-System) über zwei Segmente mit zementaugmentierten Schrauben
- Gruppe 3: Dorsale Stabilisierung (Schrauben-Stab-System) über vier Segmente

Die Einteilung der Gruppen erfolgte über Randomisierungen. Das Ziel hierbei war es, bekannte und unbekannte Störgrößen gleichmäßig auf die drei Gruppen zu verteilen. Randomisierte bekannte Größen waren: die Frakturmorphologie, die Knochenqualität (entnommen aus der DEXA-Messung), die Wirbelkörperhöhe (entnommen aus der ersten Computertomographie), das Alter und der BMI des Probanden (entnommen aus den Kadaverunterlagen). Den Wirbelsäulen wurde zur erleichterten Dokumentierung eine Nummer zwischen 1 und 15 zugewiesen, nachdem sie in die Gruppen eingeteilt waren.

Wirbelsäulen-ID	Zugeordnete Nummer	Gruppe
VA 16071540	1	1
VA 17042494	2	1
MD 17071344	3	1
MD 161125102	4	1
MD 16081025	5	1
MD 17071446	6	2
MD 16040409	7	2
MD 16071847	8	2
MD 17021552	9	2
NJ 16102588	10	2
DC 17020830	11	3
MD 15100619	12	3
MD 160731103	13	3
PA 17011151	14	3
MD 16091555	15	3

Tabelle 1: Wirbelsäulenkennzeichnung und Gruppeneinteilung

3.3.5. Operative Versorgung

Jede der in 3.3.4. genannten Gruppen wurde mit einem anderen Stabilisierungsverfahren versorgt. Um eine dorsale Stabilisierung durchführen zu können, wurden die Maße, der zu verschraubenden Pedikel, durch eine Computertomographie ausgemessen. Entscheidend war, dass die Osteosyntheseschrauben in verschiedenen Größen zur Verfügung standen. Dies sicherte bei jeder Wirbelsäule die individuelle, optimale, knochenbezogenen Versorgung. Nach Ausmessen der Pedikelbreite wurden die entsprechend passenden Schrauben der Firma Aesculap® Implant Systems bestellt. Für die Zementaugmentation wurden gefensterterte Schrauben der gleichen Firma verwendet. Eine ausführliche Liste der verwendeten Schrauben ist in *Tabelle 2* zu sehen. Die Tabelle gibt die Schrauben in einfacher Ausführung in

ihren Ausmaßen an. Für die Instrumentierung wurden pro Wirbelkörper zwei Schrauben mit den gleichen Ausmaßen verwendet.

Als Instrumentarium wurde das ENNOVATE® Spinal System verwendet.

Der Ablauf der Instrumentierung verlief wie folgt:

Die Wirbelsäule wurde mit der dorsalen Seite nach oben ausgerichtet. Zuerst wurde die Eintrittsstelle der Schraube mit einem Pedikelfinder punktiert.

Ein Führungsdraht wurde eingebracht, welcher radiologisch kontrolliert wurde.

Ein Gewindeschneider, mit an die Pedikel angepasster Größe, wurde verwendet.

Der Bohrkanal wurde durch Führungsdrähte in Länge und Ausrichtung kontrolliert. (*Abbildung 12, Abbildung 13, Abbildung 14*)

Entlang der Führungsdrähte wurden die Schrauben in den Pedikeln verankert.

Nach Instrumentierung in allen vier bzw. acht Pedikeln wurden die Längsstangen angebracht, nachdem sie durch einen chirurgischen Bolzenschneider auf die richtige Länge gekürzt und der Wirbelsäule entsprechen gebogen wurden. Die Längsstangen wurden über Verschlusschrauben unbeweglich fixiert. Über eine Distractionszange wurde die Wirbelsäule aktiv aufgerichtet, bevor die Verschlusschrauben letztendlich festgezogen wurden.

Bei den fünf Wirbelsäulen, die die Zementaugmentation erhielten, wurde vor Befestigung der Längsstäbe der Knochenzement über eine Hohnadel in die fenestrierten Schrauben eingespritzt. Der „Fenestrated Screw Cement“ war speziell für fenestrierte Schrauben ausgelegter Knochenzement der Firma Medtronic Sofamor Danek USA, Inc. (REF 7480724). Es wurde 1 ml Zement pro Schraube verwendet.

Während der gesamten Instrumentierung wurden die einzelnen Arbeitsschritte unter Röntgenkontrolle durch einen Röntgenbildwandler kontrolliert.

Nummer/ Gruppe der Wirbelsäule	Verwendete Schrauben in Wirbelkörper Th3	Verwendete Schrauben in Wirbelkörper Th4	Verwendete Schrauben in Wirbelkörper Th6	Verwendete Schrauben in Wirbelkörper Th7
1 / 1	-	4,5 x 40	4,5 x 40	-
2 / 1	-	5,5 x 40	5,5 x 40	-
3 / 1	-	4,5 x 45	4,5 x 45	-
4 / 1	-	4,5 x 40	4,5 x 40	-
5 / 1	-	5,5 x 40	5,5, x 40	-
6 / 2	-	5,5 x 35	5,5 x 40	-
7 / 2	-	5,5 x 30	5,5 x 35	-
8 / 2	-	5,5 x 45	5,5, x 40	-
9 / 2	-	5,5 x 40	5,5 x 45	-
10 / 2	-	5,5 x 45	5,5 x 45	-
11 / 3	4,5 x 45	4,5 x 40	4,5 x 45	5,5 x 45
12 / 3	4,5 x 40	4,5 x 40	4,5 x 40	4,5 x 45
13 / 3	5,5 x 40	5,5, x 45	5,5 x 40	5,5 x 40
14 / 3	5,5 x 40	4,5 x 40	4,5 x 45	5,5 x 40
15 / 3	5,5 x 40	5,5 x 40	4,5 x 40	4,5 x 40

Tabelle 2: Größe der verwendeten Pedikelschrauben (Breite x Länge in mm)



Abbildung 12: Röntgenbilder der Wirbelsäule VA17042494. Links oben: laterale Ansicht mit Führungsdrähten; rechts oben: laterale Ansicht mit vier Osteosyntheseschrauben; links unten: dorsale Ansicht mit vollständiger Instrumentierung; rechts unten: laterale Ansicht mit vollständiger Instrumentierung

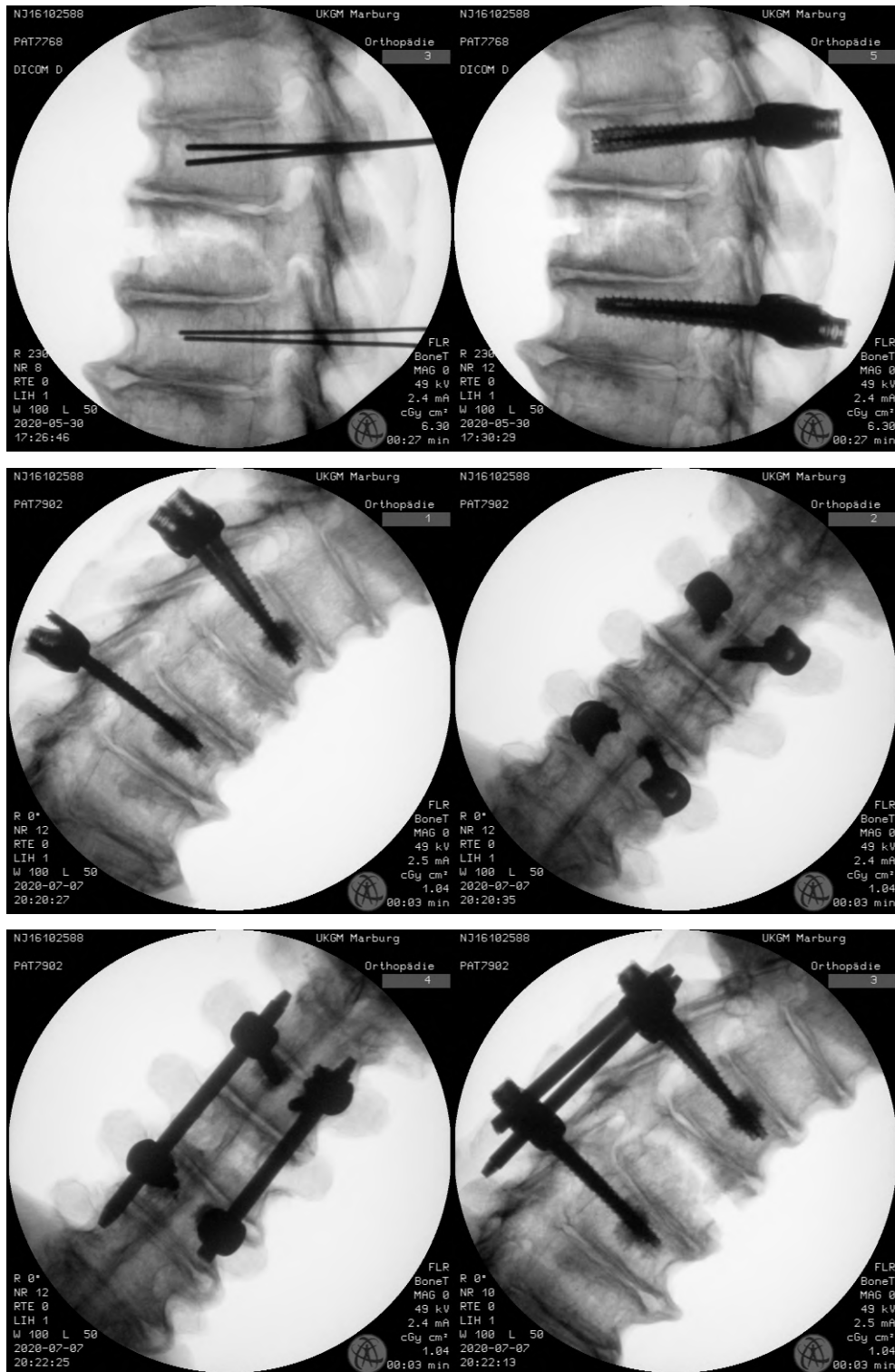


Abbildung 13: Röntgenbilder der Wirbelsäule NJ16102588. Links oben: laterale Ansicht mit Führungsdrähten; rechts oben: laterale Ansicht mit vier Osteosyntheseschrauben; links Mitte: laterale Ansicht mit Zementaugmentation; rechts Mitte: dorsale Ansicht mit Zementaugmentation; links unten: dorsale Ansicht mit vollständiger Instrumentierung; rechts unten: laterale Ansicht mit vollständiger Instrumentierung



Abbildung 14: Röntgenbilder der Wirbelsäule DC17020830. Links oben: laterale Ansicht mit Führungsdrähten; rechts oben: laterale Ansicht mit acht Osteosyntheseschrauben; links unten: dorsale Ansicht mit vollständiger Instrumentierung; rechts unten: laterale Ansicht mit vollständiger Instrumentierung

Nachdem alle Wirbelsäulen entsprechend instrumentiert waren, wurde durch eine Computertomografie kontrolliert, ob die Schrauben fachgerecht in den Wirbelkörpern befestigt waren.

3.4. Biomechanischer Belastungsversuch

Nach Abschluss der Versuchsvorbereitung wurde der biomechanische Belastungstest durchgeführt. Dieser sollte Aufschluss darüber geben, welches der drei unterschiedlichen Instrumentierungsverfahren die bestmögliche Stabilität nach einer Wirbelfraktur bietet. Die Stabilität wurde über die Komprimierbarkeit der Wirbelsäulen und die computertomographisch gemessene Indexwirbelkörperhöhe evaluiert.

Hierfür wurden alle 15 fresh-frozen Wirbelsäulen nacheinander in eine dafür geeignete Materialprüfmaschine gespannt und zyklische belastet.

3.4.1. Materialprüfmaschine

Die Belastungsapparatur ist eine Maschine der Firma Bose. Sie besteht aus einem Motor und einem Krafterzeuger (Bose ElectroForce LM2 TestBench). Der Krafterzeuger wird von dem Motor betrieben und überträgt hydraulisch eine vorher definierte Kraft auf eine quadratische Druckplatte.

Die Kraft kann in zyklischen Abständen oder als statische Kraft übertragen werden. Kraft und Anzahl der Zyklen werden über einen, an das Gerät angeschlossenen, Computer eingestellt.

Der Krafterzeuger misst dabei die tatsächlich ausgeübte Kraft und die Länge in Millimetern, die sich die quadratische Platte bei der Kraftausübung bewegt.

Gleichzeitig zählt sie die Zyklen mit.

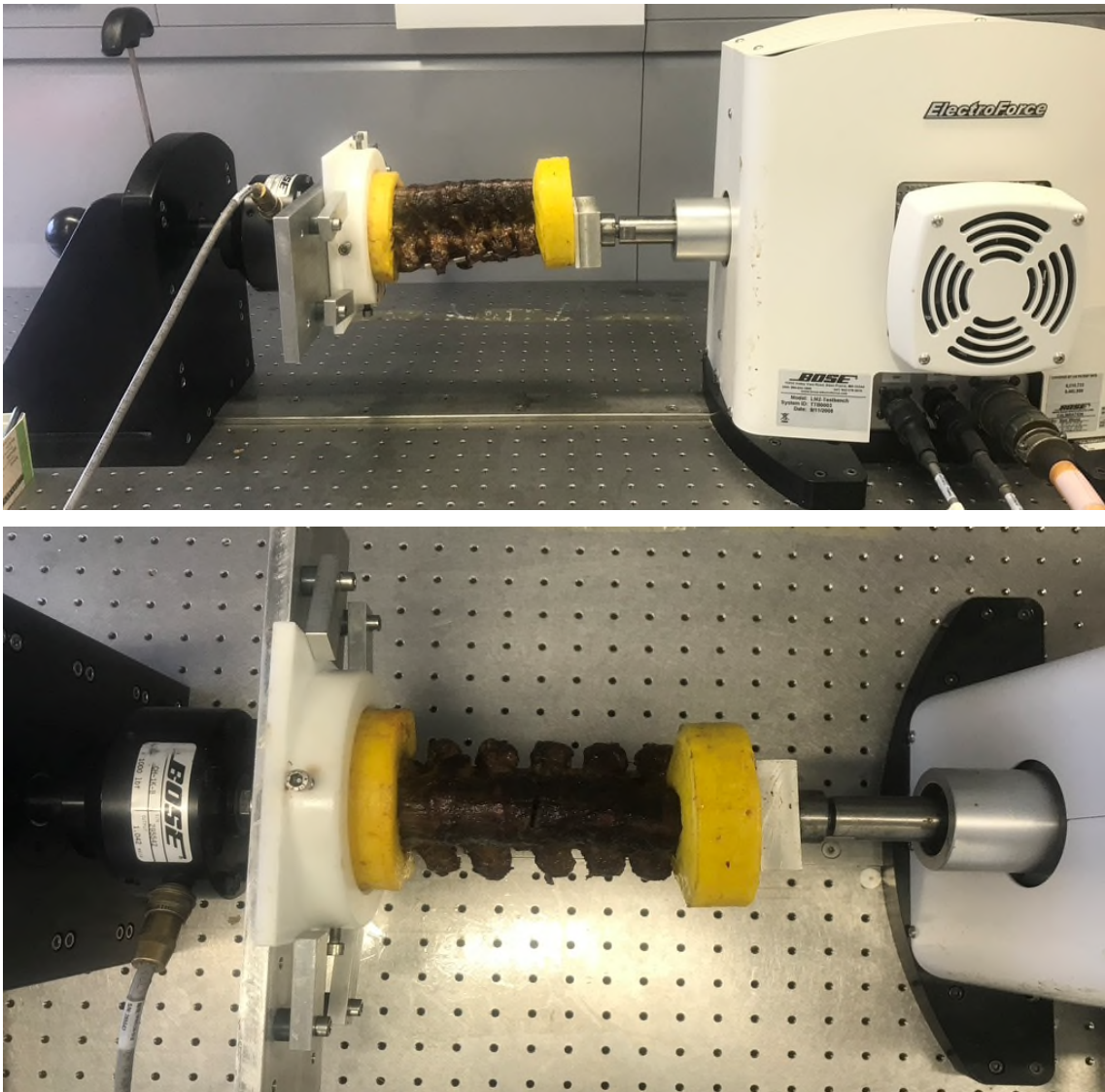


Abbildung 15: Materialprüfmaschine Bose Electro Force LM2 TestBench

3.4.2. Versuchsablauf

Jede Wirbelsäule wurde nach operativer Versorgung in die oben beschriebene Belastungsmaschine eingespannt. Dafür wurden die Wirbelsäulen in einer, der quadratischen Platte gegenüberstehende, Fassung befestigt, sodass die Kraft der Belastungsmaschine sagittal auf die Wirbelsäule einwirken konnte. 100 Newton wurden als Vorlast eingestellt, um eine sichere Verankerung in der Fassung zu gewährleisten.

Für die vorliegende Studie wurden die 15 fresh-frozen Wirbelsäulen nacheinander in 100.000 Zyklen mit jeweils 600 Newton belastet. Dieser Vorgang dauerte ca. 9 ½ Stunden pro Präparat, da die Maschine mit einer Frequenz von 3 Hertz arbeitet.

Nach 100.000 Zyklen wurde bei allen Wirbelsäulen erneut eine Computertomographie durchgeführt und der Indexwirbel ausgemessen.

3.5. Messungen

3.5.1. Messgeräte

3.5.1.1. Dual-Röntgen-Absorptiometrie

Die 21 Brustwirbelsäulenpräparate wurden zu Beginn der Studie einer Knochendichtemessung unterzogen. Goldstandard für die Knochenmessung ist die Dual-Röntgen-Absorptiometrie (englisch: dual-energy X-ray absorptiometry, DXA/DEXA).

Sie gilt als anerkannte Methode für die Diagnose von Osteoporose. Die Messung der Knochenmineraldichte wird in g/cm^3 angegeben.

Als entscheidenden Parameter liefert die DXA-Messung den sogenannten T-Score. Der T-Score gibt das Verhältnis von individueller Knochendichte im Vergleich zu einem Durchschnittswert junger Erwachsener desselben Geschlechtes an. Nach Definition der WHO liegt der Normalbereich der

Knochendichte bei einem Wert > -1 . Osteoporose liegt vor, wenn der T-Score $< -2,5$ beträgt. [10][25][137]

Der erhobene T-Score war nicht nur Teil der Randomisierung, sondern half auch zur Abschätzung späterer Instrumentationsmöglichkeiten, da die Schraubenfestigkeit von der Schrauben-Knochen-Grenzfläche abhängig ist, die ausschlaggebend für die Stabilität der internen Wirbelfixation ist. [75][149]

3.5.1.2. Computertomographie

Die in die Studie eingeschlossenen Wirbelsäulen wurden im Verlauf der Studie viermal mithilfe einer Computertomographie untersucht. Bei jeder Untersuchung wurde der Indexwirbel Th5 ausgemessen. (s. 3.5.3.)

Die erste Untersuchung wurde vor der Präparation der Wirbelsäulen durchgeführt. Es wurden alle strukturellen Eigenschaften der Wirbelsäule beurteilt. Geachtet wurde auf Pathologien, zum Beispiel Frakturen und Osteolysezeichen, die die Stabilität der Wirbelsäule beeinträchtigen würden und die Wirbelsäule damit unbrauchbar für den anstehenden Versuch machten.

Des Weiteren wurde die Breite der Pedikel der Wirbelkörper Th3, Th4, Th6 und Th7 ausgemessen, um die passenden Osteosyntheseschrauben auswählen zu können. (s. *Abbildung 20*)

Die zweite Computertomographie wurde nach der Fraktursimulation durchgeführt. Durch sie wurden die Wirbelsäulen aussortiert, die bei der Fraktursimulation für den Versuch unbrauchbar gebrochen waren.

Die dritte CT diente der Überprüfung der fachgerechten Versorgung.

Die vierte CT wurde nur zur Messung des Indexwirbelkörpers durchgeführt.



Abbildung 16: CT Wirbelsäule MD16071847 initial, nicht präpariert



Abbildung 17: CT Wirbelsäule MD16071847 nach Frakturherzeugung in Th5

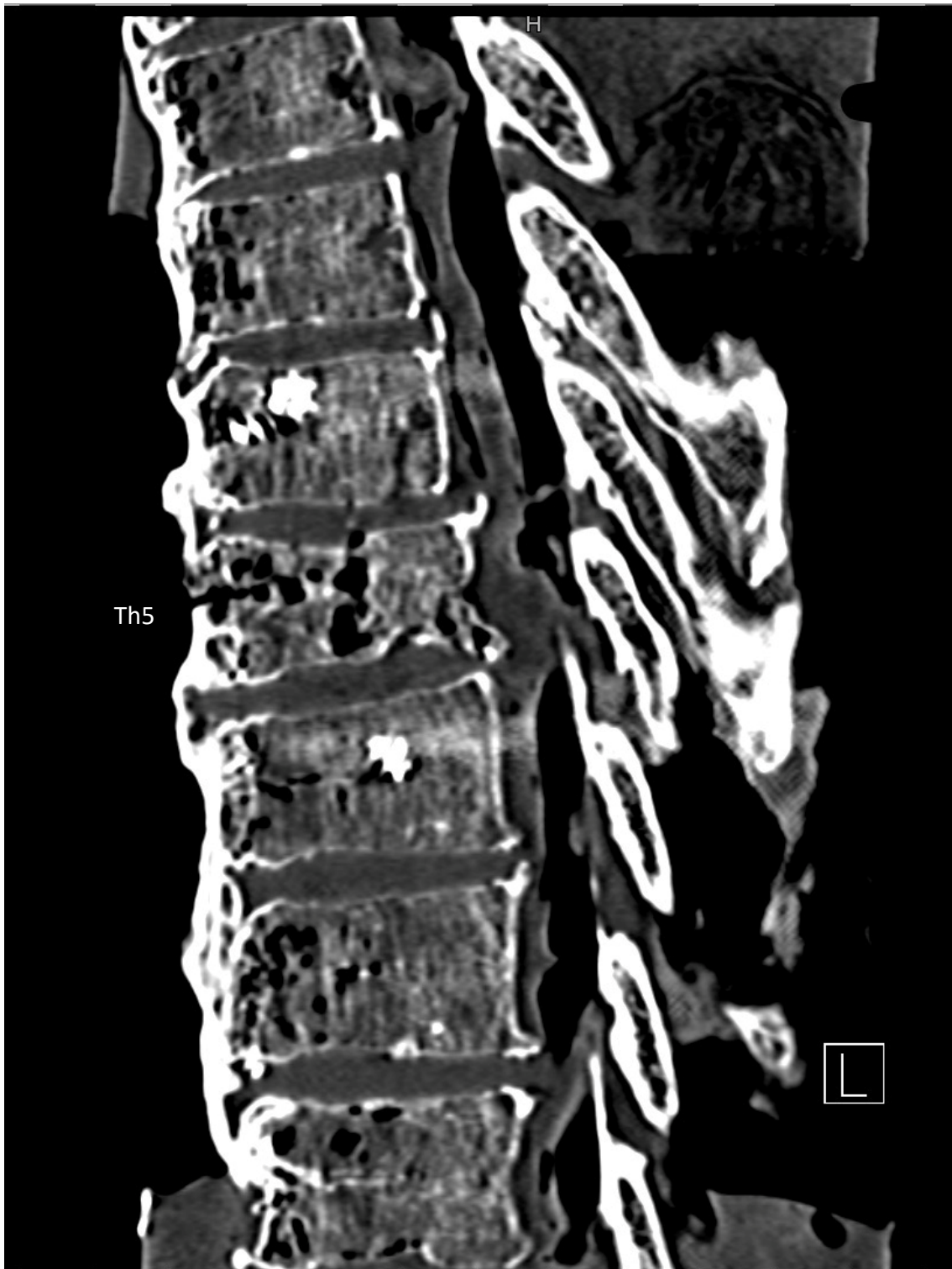


Abbildung 18: CT Wirbelsäule MD16071847 nach operativer Versorgung mit Schrauben-Stab-System und Knochenzement



Abbildung 19: CT Wirbelsäule MD16071847 nach Belastung



Abbildung 20: Wirbelkörper Th4 der Wirbelsäule MD17071446, transversaler Schnitt mit orange markierter, zu messender Pedikelbreite

3.5.1.3. Röntgen

Für die korrekte operative Stabilisierung wurde intraoperativ mehrfach die Lage der Schrauben durch einen Röntgenbildwandler im anterioren-posterioren und im lateralen Strahlengang kontrolliert. (s. 3.3.5)

3.5.2. Messung der Materialprüfmaschine

Die Wirbelsäulen wurden jeweils 100.000-mal von der Bose ElectroForce LM2 TestBench belastet. Bei jeder Kraftübertragung wurde die Wirbelsäule plastisch verformt. Während des Versuchs misst die Belastungsmaschine die ausgeübte Kraft in Newton und die Strecke in Millimetern, die sich die quadratische Metallplatte bewegt, bzw. die Strecke, die der, in der Belastungsmaschine befestigte, Gegenstand zusammengedrückt wird, den sogenannten Traversenweg.

Der Traversenweg ist dadurch ein Maß für die Komprimierbarkeit der Wirbelsäule.

Der Traversenweg wurde bei der ersten (1/100.000) und der letzten Belastung (100.000/100.000) jeder Wirbelsäule bestimmt.

Mit der Differenz dieser beiden Messungen lässt sich eine Aussage über die Änderung des Traversenweges nach 100.000 Zyklen treffen.

Die Differenzen der Traversenwege wurden zwischen den Gruppen statistisch verglichen, um eine Aussage über mögliche Unterschiede treffen zu können.

3.5.3. Ausmessung des Indexwirbels

Der fünfte Brustwirbelkörper, Th5 wurde zu Beginn der Studie als Indexwirbel, als Wirbel, der frakturiert und versorgt wird, definiert.

Er wurde durch die Computertomographien zu vier verschiedenen Zeitpunkten ausgemessen (Initial, nach Fraktur, nach operativer Versorgung, nach Belastung). Die Ausmessung in der CT umfasste die Höhe in Millimetern seiner anterioren und posterioren Kante sowie seiner zentralen Höhe. Durch die Messungen wurde ein Vergleich des Wirbels zu den unterschiedlichen Zeitpunkten möglich. Durch die Ergebnisse der Messung können Aussagen über den Höhenverlust des Wirbelkörpers und damit die Stabilität und die Belastbarkeit des Instrumentierungsverfahrens getroffen werden.

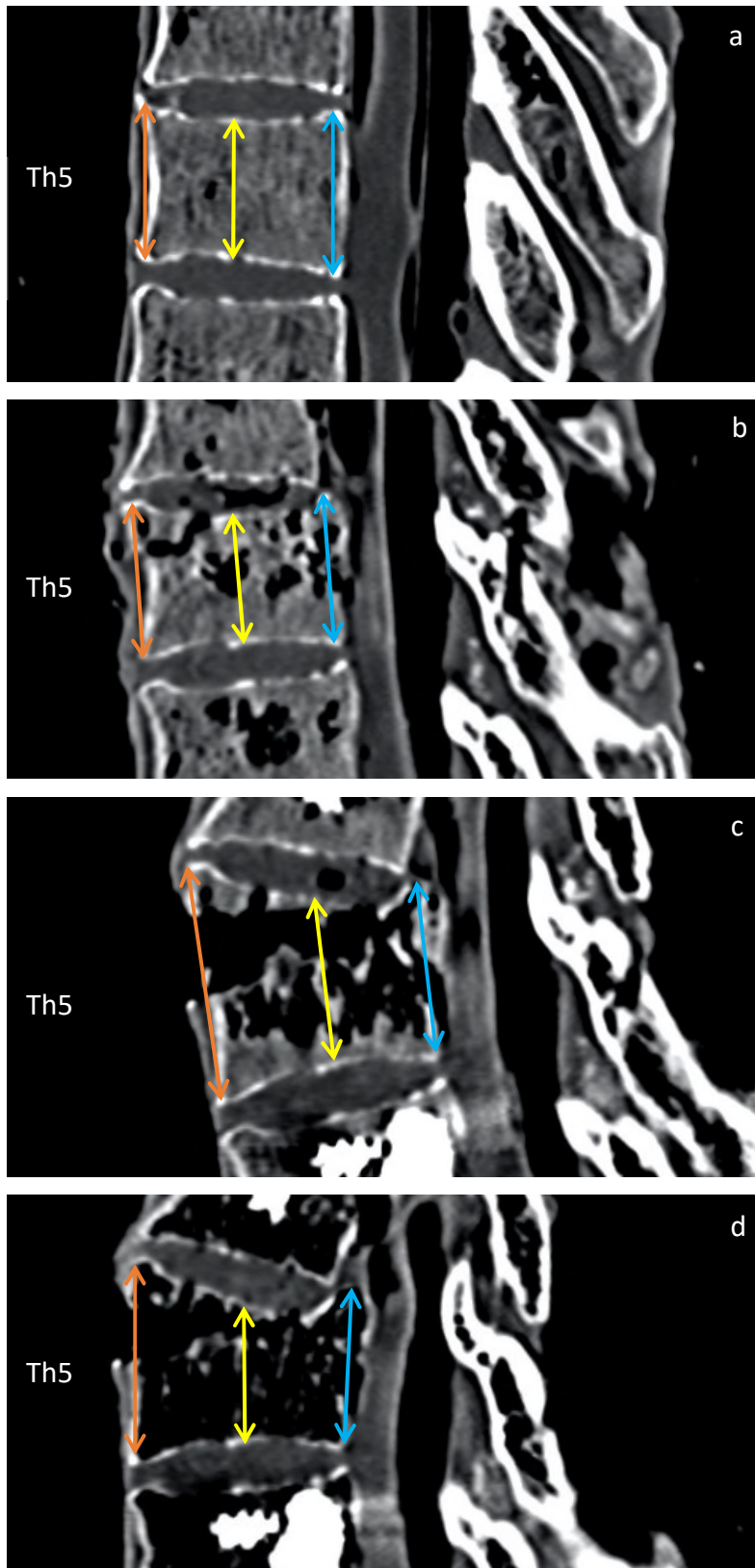


Abbildung 21: Indexwirbelkörper Th5, a) Initial, b) nach Fraktur, c) nach operativer Versorgung, d) nach Belastung; anteriore Höhe = orange, zentrale Höhe = gelb, posteriore Höhe = blau

3.6. Statistische Methoden

Zur in dieser Dissertation verwendeten statistischen Methodik gehören errechnete Werte wie der Median, das arithmetische Mittel, die Standardabweichung und der p-Wert.

Angewandte Tests waren der Kruskal-Wallis-Test, der Wicoxon-Vorzeichentest und der Mann-Whitney-U. Dies sind Tests zum statistischen Vergleich von Stichproben, ähnlich wie der t-Test, setzen aber keine Normalverteilung voraus. Dokumentation, Berechnungen und Auswertungen der Daten erfolgte über Microsoft® Office Excel (Version 16.47.1) und IBM Statistical Package for the Social Science (SPSS) statistics 27 (IBM Cooperation, Armonk, New York, USA). Die bildliche Darstellung in Diagrammform wurde durch Microsoft® Office Excel (Version 16.47.1) vorgenommen.

Die Daten aller 15 wie gewünscht frakturierten Wirbelsäulen wurden ausgewertet und sind in die statistische Auswertung eingeflossen.

In den folgenden Abschnitten wird ein kurzer Überblick über die Bedeutung und Anwendung der oben genannten statistischen Methoden gegeben.

3.6.1. Median, arithmetisches Mittel und Standardabweichung

Bei den Parametern dieser Studie (T-Score, BMI, Alter, Maße des Wirbelkörpers und Traversenweg) wurden jeweils der Median, das arithmetische Mittel und die Standardabweichung bestimmt. Diese Statistiken wurden für die gesamten 15 Wirbelsäulen und/oder für die jeweiligen Gruppen 1-3 einzeln erhoben.

Der Median ist der mittlere Wert, der nach Größe sortierten Messwerte.

Das arithmetische Mittel ist die Summe der Messwerte, dividiert durch die Anzahl der Messwerte. Mit der Standardabweichung werden Aussagen über die Streuung der Messwerte getroffen. Bei Normalverteilungen liegen 2/3 der Werte im Bereich zwischen Mittelwert \pm Standardabweichung. [134]

3.6.2. p-Wert

Für eine Prüfgröße eines statistischen Tests kann man eine Nullhypothese oder eine Alternativhypothese annehmen. Liegt die Prüfgröße im Annahmehereich, entscheidet man sich für die Nullhypothese. Liegt die Prüfgröße im kritischen Bereich, gilt das Ergebnis als „statistisch signifikant“, man verwirft die Nullhypothese und nimmt die Alternativhypothese an.

Der sogenannte p-Wert trifft eine quantifizierte Aussage darüber, ob das vorliegende Testergebnis oder ein noch extremeres Ergebnis zustande kommt, wenn die Nullhypothese korrekt ist. Der p-Wert ist dabei vereinfacht gesagt, die Wahrscheinlichkeit, dass ein Testergebnis ein reiner Zufallsbefund ist.

Wenn der p-Wert unter dem Signifikanzniveau $\alpha = 5\%$ liegt, wird die Alternativhypothese angenommen, mit der daraus resultierenden Annahme: Das Ergebnis war NICHT zufällig. Es existiert ein „signifikanter Unterschied“ der Prüfgröße.

Der p-Wert gibt keine Angaben, in welche Richtung dieser Unterschied sich bewegt oder welche Größe dieser Unterschied hat.

In unserer Studie wurde der p-Wert genutzt, um signifikante Unterschiede in Bezug auf die Höhe des Indexwirbels zwischen den Gruppen 1-3 und innerhalb der jeweiligen Gruppen zu detektieren und um die randomisierten Größen auf Unterschiede zu testen. [134]

3.6.3. Wilcoxon-Vorzeichentest

Der Wilcoxon-Vorzeichentest ist ein Pendant zum t-Test, welcher mit Rangsummen und nicht mit Mittelwert-Vergleichen arbeitet. Er setzt keine Normalverteilung voraus und ist damit für Studien mit kleinen Fallzahlen geeignet.

Er findet Verwendung im Vergleich von zwei verbundenen Stichproben mit der Größe n .

In dieser Studie diente er der statistischen Auswertung der unterschiedlichen Höhen eines Wirbelbereichs zu zwei verschiedenen Zeitpunkten innerhalb der Gruppe. [134]

3.6.4. Mann-Whitney-U

Der U-Test von Mann und Whitney stellt eine Alternative zum t-Test dar, für zwei unverbundene Stichproben, die nicht identisch in ihrer Größe sein müssen. Die vergleichenden Variablen sollten die gleichen Verteilungsformen aufweisen. Es wird mit Rangsummen gearbeitet.

In dieser Studie wurde er genutzt für die statistische Auswertung der Differenz des Traversenweges im Vergleich von zwei Gruppen. [134]

3.6.5. Kruskal-Wallis-Test

Der Kruskal-Wallis-Test ist eine Erweiterung des Mann-Whitney-U, der ebenfalls mit Rangsummen arbeitet. Er beschränkt sich auf die Untersuchung eines einzelnen Faktors, ist aber für mehr als zwei Stichproben anwendbar.

In dieser Studie wurde er genutzt für die statistische Gegenüberstellung der drei Gruppen für die Prüfgrößen: Differenz des Traversenweges, Alter, BMI, T-Score, Höhe der anterioren Kante, zentrale Höhe und Höhe der posterioren Kante des Indexwirbels. [134]

4. Ergebnisse

Aufgrund der teilweise neu entwickelten, eigens für diese Studie angelegten Methodik, werden im Folgenden zunächst die Ergebnisse des Versuchsaufbaus beschrieben. Darauffolgend werden die Ergebnisse des biomechanischen Versuchs erläutert.

4.1. Ergebnisse der Methodik

4.1.1. Dual-Röntgen-Absorptiometrie

Die Dual-Röntgen-Absorptiometrie liefert den sogenannten T-Score, ein Wert für die Knochendichte des Präparats.

Bei Betrachtung aller Wirbelsäulen ($n = 15$) ergibt sich ein mittlerer T-Score von -2,16 (Intervall: +1,9 bis -4,7, Standardabweichung 2,21).

In Gruppe 1 ($n = 5$) ist der durchschnittliche T-Score: -3,02, in Gruppe 2 ($n = 5$): -0,16 und in Gruppe 3 ($n = 5$): -3,32.

Nummer der Wirbelsäule (zugeordnet nach Gruppeneinteilung)	Gruppe	T-Score
1	1	-3,6
2	1	-3,3
3	1	-2,1
4	1	-2,6
5	1	-3,5
6	2	-1,6
7	2	-4,3
8	2	1,9
9	2	1,8
10	2	1,4

11	3	-1,7
12	3	-4,1
13	3	-2,2
14	3	-3,9
15	3	-4,7

Tabelle 3: T-Score der Wirbelsäulen

4.1.2. Sichtung der Wirbelsäulen

In der ersten Computertomographie, vor dem Versuchsbeginn, fanden sich in keinem der Präparate (n=21) bestehende Frakturen.

Aufgrund des unterschiedlichen Alters der Wirbelsäulen fanden sich jedoch unterschiedlich stark ausgeprägte degenerative Veränderungen.

Dabei konnten Osteophyten, Lordosen und Kyphosen und zusammengedrückte Bandscheibenfächer detektiert werden. Osteoporotische Knochendichteveränderungen und subchondrale Sklerosierungen traten gehäuft auf. Eine der 21 Wirbelsäulen wurde aufgrund von zu starker Skoliose aus dem Versuch ausgeschlossen.

4.1.3. Präparation

Bei der Präparation der fresh-frozen Präparate sorgten lediglich leichte Verknöcherungen und Osteophyten für Verzögerungen. Es wurden keine anatomischen Strukturen, die zur Stabilität der knöchernen Wirbelsäule beitragen, beschädigt. Ebenso blieben alle stabilisierenden Ligamente intakt.

4.1.4. Einbettung

Die Einbettung in Technovit® 3040 konnte in allen Fällen erfolgreich durchgeführt werden. Der schnell härtende Kunststoff umschloss die Wirbel Th2 und Th8 angemessen. Er sorgte dafür, dass die Wirbelsäulen optimal während der Fraktur- und Belastungssimulation in den jeweiligen Vorrichtungen befestigt werden konnten.

4.1.5. Fraktursimulation

15 von den übrigen 20 fresh-frozen Wirbelsäulen erlitten eine gewünschte Berstungsfraktur. In 8 Fällen kam es zu A3-Frakturen. In 7 Fällen kam es zu A4-Frakturen. (s. *Tabelle 4*)

Der Höhenverlust der Wirbelkörper betrug in keinem Fall über 25%.

Fünf von 20 Präparaten wurden durch spätere computertomographische Befunde aus der weiteren Studie ausgeschlossen.

Dies betraf Präparate, bei denen nicht die vorher definierte Indexfraktur etabliert werden konnte.

Hierzu gehörten

- Wirbelsäulen, bei denen Wirbelkörper Th5 nicht frakturierte (n =2)
- Wirbelsäulen, bei denen die Pedikel durchgebrochen sind (n = 2)
- Wirbelsäulen, bei denen nicht der Wirbelkörper Th5 frakturierte (n =1)

4.1.6. Ergebnisse der Eigenschaften und Randomisierung

Für die Randomisierung wurden Alter, BMI und T-Score des Patienten zusammen mit anteriorer Höhe, zentraler Höhe und posteriorer Höhe des Indexwirbels als Parameter ausgewählt, um bekannte und unbekannte Störgrößen bestmöglich zu verteilen. Das rein männliche Patientenkollektiv war durchschnittlich 56,46 Jahre (Intervall: 21 bis 71, Standardabweichung: 15,01) alt, besaß einen BMI von 31,07 (Intervall: 13,89 bis 49,16, Standardabweichung:

10,35) und einen T-Score von -2,16 (Intervall: -4,7 bis +1,9, Standardabweichung 2,21).

Die anteriore Kante des Indexwirbelkörpers war durchschnittlich 19,37 mm (Intervall: 18,0 mm bis 20,5 mm; Standardabweichung: 0,86) hoch.

Die zentrale Höhe war durchschnittlich 19,18 mm (Intervall: 16,9 mm bis 21,7 mm; Standardabweichung: 1,32) hoch. Die posteriore Höhe war durchschnittlich 21,0 mm (Intervall: 16,5 mm bis 22,8 mm; Standardabweichung 1,69) hoch. Im Vergleich der drei festgelegten Gruppen ergaben sich in Bezug auf Alter ($p=0,286$), BMI ($p=0,289$), T-Score ($p=0,125$), Höhe der Vorderkante des Indexwirbels ($p=0,435$), zentrale Höhe des Indexwirbels ($p=0,129$) und Höhe der Hinterkante des Indexwirbels ($p=0,05$) keine signifikanten Unterschiede. Damit war die Randomisierung erfolgreich und die bekannten Größen angemessen auf die Gruppen verteilt.

Nummer / Gruppe / Fraktur	Alter der Knochen (in Jahren)	BMI (kg/m ²)	T- Score	Anteriore Höhe des Index- wirbels (cm)	Zentrale Höhe des Index- wirbels (cm)	Posteriore Höhe des Index- wirbels (cm)
1 / 1 / A4	63	17,58	-3,6	20,3	18,5	22,0
2 / 1 / A3	43	35,62	-3,3	20,0	19,5	16,5
3 / 1 / A4	68	49,16	-2,1	18,7	19,7	20,0
4 / 1 / A4	59	35,15	-2,6	19,3	21,7	22,0
5 / 1 / A3	60	25,21	-3,5	19,9	19,8	22,7
6 / 2 / A4	71	13,89	-1,6	18,6	17,8	20,2
7 / 2 / A3	21	19,00	-4,3	19,3	16,9	20,1
8 / 2 / A3	65	36,71	1,9	18,9	18,1	19,6
9 / 2 / A3	66	32,87	1,8	19,5	17,5	19,6
10 / 2 / A4	69	24,38	1,4	18,4	20,5	21,2
11 / 3 / A3	65	36,90	-1,7	18,0	18,4	21,7
12 / 3 / A4	34	32,10	-4,1	20,5	20,2	21,5
13 / 3 / A3	62	45,54	-2,2	20,4	20,0	22,8
14 / 3 / A3	38	39,74	-3,9	20,5	20,5	22,7
15 / 3 / A4	63	22,20	-4,7	18,3	18,7	22,4

Tabelle 4: Bezugsgrößen der Randomisierung

4.1.7. Dorsale Stabilisierung

Die 15 fresh-frozen Wirbelsäulen konnten entsprechend ihrer Gruppierung mittels vorgegebener Instrumentierungen versorgt werden.

4.1.8. Belastungsverfahren

Die Belastung konnte bei 14 von 15 Wirbelsäulen wie gewünscht mit 600N 100.000-mal durchgeführt werden. Wirbelsäule 1 (VA 16071540) konnte nur ca. 16.750 Zyklen anstatt 100.000 Zyklen belastet werden.

4.2. Ergebnisse des Indexwirbels

Die Ergebnisse der Ausmessungen des Indexwirbels Th5, wird im Folgenden dargestellt. Ausgemessen wurden die Vorder- und Hinterkante (anteriore und posteriore Kante), sowie die zentrale Höhe des Wirbelkörpers.

Die initiale Höhe jeder Kante, (also die physiologische Größe des Wirbelkörpers) wurde in den folgenden Diagrammen auf 100% festgelegt. Die Werte für die Diagrammerstellung wurden prozentual der initialen Ausgangshöhe des Indexwirbelkörpers (100%) angegeben.

Die im Diagramm dargestellten Signifikanzen beziehen sich auf den absoluten Höhenunterschied.

4.2.1. Höhe der anterioren Kante des Indexwirbels

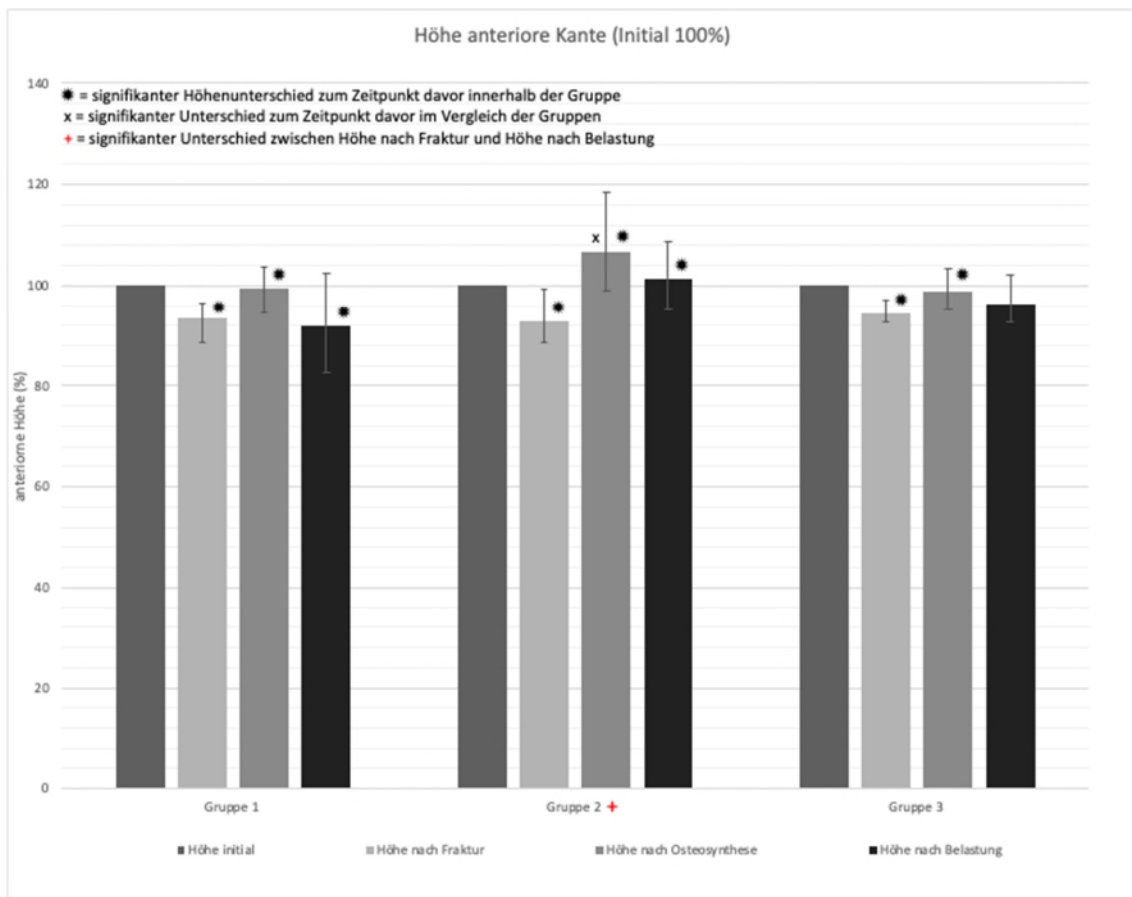


Abbildung 22: Zeitlicher Verlauf der anterioren Höhe des Indexwirbelkörpers Th5 im Vergleich der Gruppen

4.2.1.1. Ergebnisse nach Fraktur

In Gruppe 1 (Stabilisierung über zwei Segmente) ist, gemessen an der initialen Höhe von 100%, die durchschnittliche Höhe der anterioren Kante auf 93,43% (Intervall von 88,67% bis 96,37%, SD: 2,85%) gefallen.

In Gruppe 2 (Stabilisierung über zwei Segmente mit Zement) auf 92,98% (Intervall: 88,6% bis 99,47%, SD: 4,34%) gefallen.

In Gruppe 3 (Stabilisierung über vier Segmente) ist die durchschnittliche Höhe auf 94,48% (Intervall: 92,68% bis 97,07%, SD: 1,74%) gefallen.

Ein signifikanter Höhenverlust im Vergleich zur initialen Höhe ist in jeder der drei Gruppen zu messen. (Gruppe 1: $p = 0,042$, Gruppe 2: $p = 0,043$, Gruppe 3: $p = 0,043$)

4.2.1.2. Ergebnisse nach Osteosynthese

In Gruppe 1 (Stabilisierung über zwei Segmente) ist, gemessen an der initialen Höhe von 100%, die durchschnittliche Höhe der anterioren Kante auf 99,43% (Intervall von 94,50% bis 103,63%, SD: 3,29%) gestiegen.

In Gruppe 2 (Stabilisierung über zwei Segmente mit Zement) auf 106,80% (Intervall: 98,97% bis 118,52%, SD: 8,17%) gestiegen.

In Gruppe 3 (Stabilisierung über vier Segmente) ist die durchschnittliche Höhe auf 98,83% (Intervall: 95,10% bis 103,41%, SD: 3,88%) gestiegen.

Durch die Osteosynthese konnte in alle Gruppen eine signifikante Wiederaufrichtung im Vergleich zur frakturierten Höhe erzielt werden. (Gruppe 1: $p = 0,043$, Gruppe 2: $p = 0,043$, Gruppe 3: $p = 0,042$)

Im Vergleich der Gruppen wurde die Gruppe 2 signifikant stärker aufgerichtet als die Gruppen 1 oder 3. ($p = 0,039$)

4.2.1.3. Ergebnisse nach Belastung

In Gruppe 1 (Stabilisierung über zwei Segmente) ist, gemessen an der initialen Höhe von 100%, die durchschnittliche Höhe der anterioren Kante auf 92,09% (Intervall von 82,76% bis 102,59%, SD: 7,62%) gefallen.

In Gruppe 2 (Stabilisierung über zwei Segmente mit Zement) auf 101,32% (Intervall: 95,38% bis 108,60%, SD: 5,80%) gefallen.

In Gruppe 3 (Stabilisierung über vier Segmente) ist die durchschnittliche Höhe auf 96,39% (Intervall: 92,68% bis 102,19%, SD: 3,88%) gefallen.

Nach der Belastung sind in Gruppe 1 und Gruppe 2 signifikante Höhenverluste zu messen. (Gruppe 1: $p = 0,042$, Gruppe 2: $p = 0,042$)

Für Gruppe 2 ergibt sich ein signifikanter Unterschied zwischen der Höhe nach Fraktur und der Höhe nach Belastung. ($p = 0,043$)

4.2.2. Zentrale Höhe des Indexwirbels

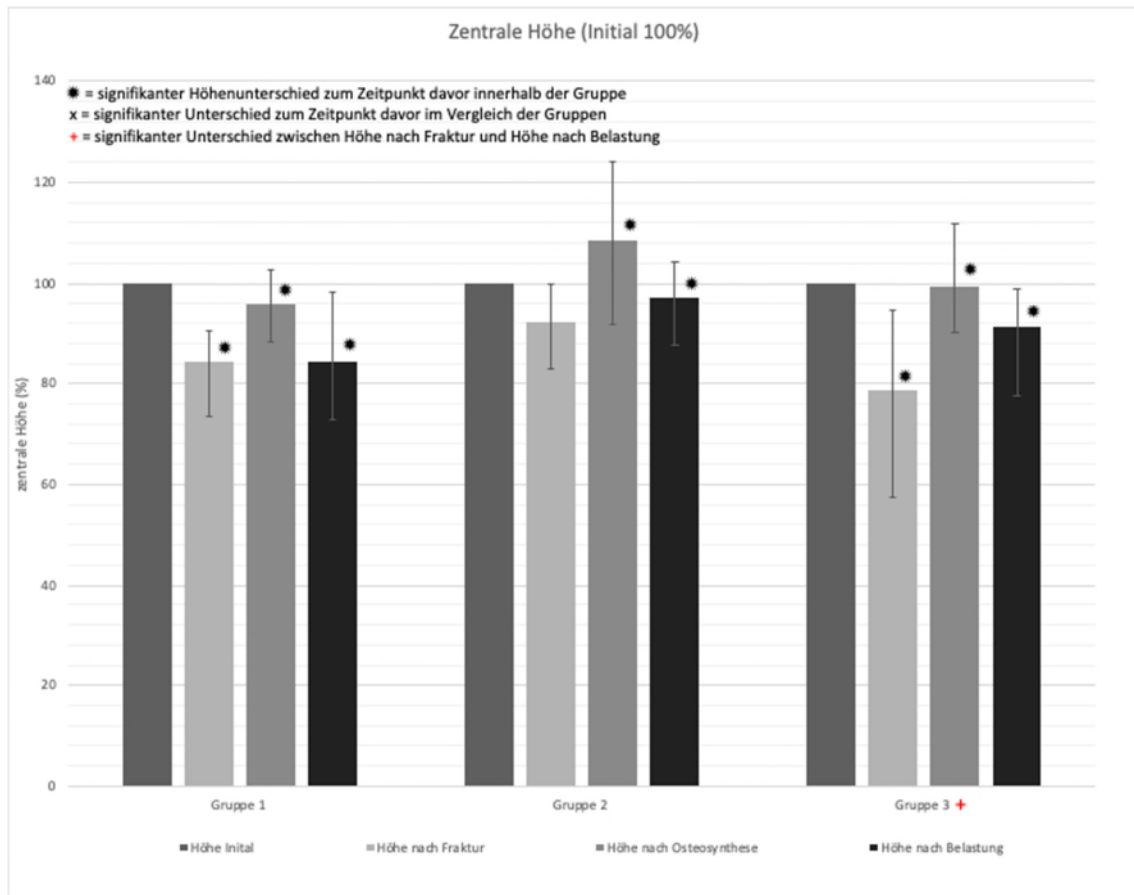


Abbildung 23: Zeitlicher Verlauf der zentralen Höhe des Indexwirbelkörpers Th5 im Vergleich der Gruppen

4.2.2.1. Ergebnisse nach Fraktur

In Gruppe 1 (Stabilisierung über zwei Segmente) ist, gemessen an der initialen Höhe von 100%, die durchschnittliche zentrale Höhe des Wirbelkörpers auf 84,48% (Intervall von 73,51% bis 90,36%, SD: 6,83%) gefallen.

In Gruppe 2 (Stabilisierung über zwei Segmente mit Zement) auf 92,29% (Intervall: 82,86% bis 100,00%, SD: 6,89%) gefallen.

In Gruppe 3 (Stabilisierung über vier Segmente) ist die durchschnittliche Höhe auf 78,77% (Intervall: 57,50% bis 94,57%, SD: 14,03%) gefallen.

In Gruppe 1 und in Gruppe 3 ergeben sich signifikante Unterschiede im Vergleich zur initialen Höhe. (Gruppe 1: $p = 0,043$, Gruppe 3: $p = 0,043$)

4.2.2.2. Ergebnisse nach Osteosynthese

In Gruppe 1 (Stabilisierung über zwei Segmente) ist, gemessen an der initialen Höhe von 100%, die durchschnittliche zentrale Höhe des Wirbelkörpers auf 95,90% (Intervall von 88,11% bis 102,56%, SD: 6,32%) gestiegen.

In Gruppe 2 (Stabilisierung über zwei Segmente mit Zement) auf 108,65% (Intervall: 91,71% bis 124,16%, SD: 16,59%) gestiegen.

In Gruppe 3 (Stabilisierung über vier Segmente) ist die durchschnittliche Höhe auf 99,56% (Intervall: +90,24% bis +111,96%, SD: 8,40%) gestiegen.

In allen Gruppen konnte die zentrale Höhe durch die Instrumentierung signifikant im Vergleich zur Höhe nach Fraktur aufgerichtet werden. (Gruppe 1: $p = 0,042$, Gruppe 2: $p = 0,043$, Gruppe 3: $p = 0,043$)

4.2.2.3. Ergebnisse nach Belastung

In Gruppe 1 (Stabilisierung über zwei Segmente) ist, gemessen an der initialen Höhe von 100%, die durchschnittliche zentrale Höhe des Wirbelkörpers auf 84,29% (Intervall von 72,97% bis 98,46%, SD: 9,63%) gefallen.

In Gruppe 2 (Stabilisierung über zwei Segmente mit Zement) auf 97,2% (Intervall: 87,57% bis 104,39%, SD: 8,23%) gefallen.

In Gruppe 3 (Stabilisierung über vier Segmente) ist die durchschnittliche Höhe auf 91,15% (Intervall: 77,56% bis 98,91%, SD: 8,11%) gefallen.

In allen Gruppen wurde durch die Belastung die Höhe des Wirbelkörpers signifikant verringert. (Gruppe 1: $p = 0,043$, Gruppe 2: $p = 0,043$, Gruppe 3: $p = 0,043$)

Für Gruppe 3 ergibt sich ein signifikanter Unterschied zwischen der Höhe nach Fraktur und der Höhe nach Belastung. ($p = 0,042$)

4.2.3. Höhe der posterioren Kante des Indexwirbels

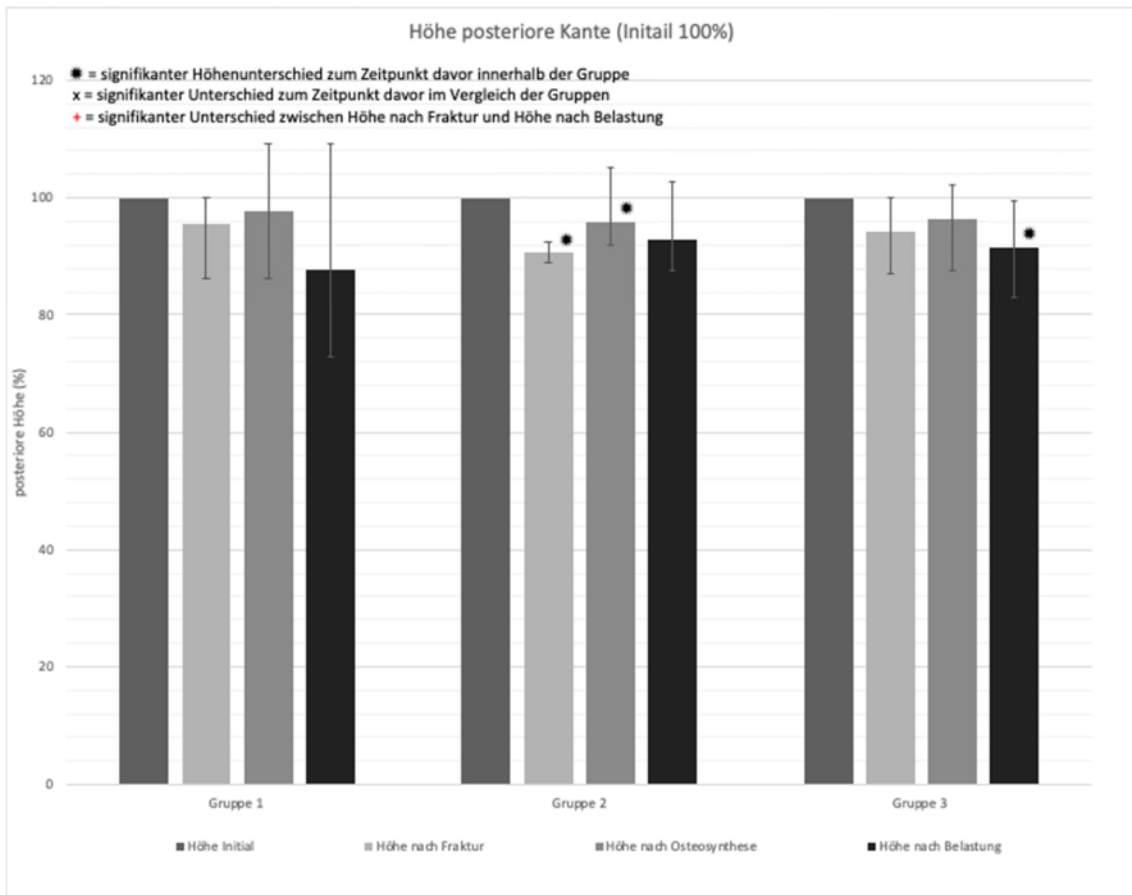


Abbildung 24: Zeitlicher Verlauf der posterioren Höhe des Indexwirbelkörpers Th5 im Vergleich der Gruppen

4.2.3.1. Ergebnisse nach Fraktur

In Gruppe 1 (Stabilisierung über zwei Segmente) ist, gemessen an der initialen Höhe von 100%, die durchschnittliche Höhe der posterioren Kante auf 95,72% (Intervall von 86,34% bis 100%, SD: 5,61%) gefallen.

In Gruppe 2 (Stabilisierung über zwei Segmente mit Zement) auf 90,64% (Intervall: 89,11 % bis 92,45%, SD: 1,42%) gefallen.

In Gruppe 3 (Stabilisierung über vier Segmente) ist die durchschnittliche Höhe auf 94,15% (Intervall: 87,05% bis 100,00%, SD: 6,28%) gefallen.

In Gruppe 2 ergeben sich signifikante Unterschiede im Vergleich zur initialen Höhe. ($p = 0,043$)

4.2.3.2. Ergebnisse nach Osteosynthese

In Gruppe 1 (Stabilisierung über zwei Segmente) ist, gemessen an der initialen Höhe von 100%, die durchschnittliche Höhe der posterioren Kante auf 97,64% (Intervall von 86,34% bis 109,09%, SD: 8,25%) gestiegen.

In Gruppe 2 (Stabilisierung über zwei Segmente mit Zement) auf 95,89% (Intervall: 91,84% bis 105,19%, SD: 5,68%) gestiegen.

In Gruppe 3 (Stabilisierung über vier Segmente) ist die durchschnittliche Höhe auf 96,29% (Intervall: 87,72% bis 102,20%, SD: 6,3%) gestiegen.

In Gruppe 2 ist durch die Osteosynthese eine signifikante Aufrichtung des Wirbelkörpers an der Hinterkante zu verzeichnen. ($p = 0,043$)

4.2.3.3. Ergebnisse nach Belastung

In Gruppe 1 (bisegmentale Versorgung) ist, gemessen an der initialen Höhe von 100%, die durchschnittliche Höhe der posterioren Kante auf 87,90% (Intervall von 72,73% bis 109,09%, SD: 14,23%) gefallen.

In Gruppe 2 (Segmentale Versorgung von vier Segmenten) auf 92,91% (Intervall: 87,76% bis 102,83%, SD: 5,79%) gefallen.

In Gruppe 3 (Versorgung mit Knochenzement) ist die durchschnittliche Höhe auf 91,50% (Intervall: 83,04% bis 99,53%, SD: 8,08%) gefallen.

In Gruppe 3 nahm die Höhe der Hinterkante nach Belastung signifikant ab. ($p = 0,043$)

4.3. Ergebnisse der Änderung des Traversenweges

Der Traversenweg wurde durch die Bose ElectroForce LM2 TestBench in Millimeter gemessen. Die Differenz zwischen Traversenweg zu Beginn der Belastung (beim ersten von 100.000 Zyklen) und Traversenweg nach Belastung (nach 100.000 Zyklen) gibt Auskunft über die Stabilität des Instrumentierungsverfahrens. Die Differenz ist ein Maß für die Zunahme der Komprimierbarkeit der Wirbelsäule.

Der durchschnittliche Traversenweg zu Beginn der Belastung lag in Gruppe 1 bei 4,36 mm, in Gruppe 2 bei 2,91 mm und in Gruppe 3 bei 1,86 mm.

Nach der Belastung von 100.000 Zyklen mit 600 N lag er bei Gruppe 1 bei 9,76 mm, bei Gruppe 2 bei 7,26 mm und bei Gruppe 3 bei 4,68 mm.

Daraus ergibt sich eine Zunahme der Komprimierbarkeit von 5,40 mm (Gruppe 1), 4,35 mm (Gruppe 2) und 2,81 mm (Gruppe 3).

Die Auswertung der Ergebnisse ergab die folgenden asymptotischen Signifikanzen im Vergleich der Differenzen des Traversenweges. Vergleich Gruppe 1 und Gruppe 3 ($p=0,009$), Vergleich Gruppe 2 und 3 ($p=0,047$), Vergleich Gruppe 1 und 2 ($p=0,117$).

Gruppe 3 weist signifikante Unterschiede im Vergleich mit Gruppe 1 und 2 in Bezug auf die Komprimierbarkeit auf.

Die gemessene Differenz des Traversenweges ist bei vier versteiften Segmenten signifikant kleiner als in den anderen Gruppen.

Nummer der Wirbelsäule (zugeordnet nach Gruppeneinteilung)	Gruppe	Traversenweg vor Belastung (mm)	Traversenweg nach Belastung (mm)	Differenz des Traversenweges (mm)
1	1	6,07	12,00	5,92
2	1	2,26	7,34	5,07
3	1	3,84	9,98	6,14
4	1	5,54	10,74	5,20
5	1	4,07	8,76	4,69
6	2	1,72	5,22	3,49
7	2	2,57	10,11	7,54
8	2	1,68	3,89	2,20
9	2	3,60	8,04	4,44
10	2	4,98	9,04	4,06
11	3	0,93	1,86	0,93
12	3	1,72	4,11	2,38
13	3	3,55	5,28	1,72
14	3	3,10	4,83	1,72
15	3	3,81	7,32	3,51

Tabelle 5: Traversenweg/Komprimierbarkeit der Wirbelsäule (vor und nach Belastung)

4.4. Zusammenfassung Ergebnisse

Die Versuchsvorbereitung konnte entsprechend der Methodik umgesetzt werden. Nach Prüfung von Ein- und Ausschlusskriterien konnten 15 Wirbelsäulen in die Studie eingeschlossen werden. Im Rahmen der Randomisierung ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen.

Die gebrochenen Wirbelsäulen konnten operativ versorgt und in 14 von 15 Fällen, wie in der Methodik beschrieben, belastet werden.

Alle Gruppen zeigen im Verlauf der Untersuchung an mindestens zwei von drei gemessenen Höhen einen Höhenverlust bei Fraktur, einen Höhengewinn nach dorsaler Versorgung und einen erneuten Höhenverlust nach Belastung. Die anteriore Höhe und zentrale Höhe sind stärker von den Höhenschwankungen betroffen und zeigen insgesamt mehr signifikante Unterschiede als die posteriore Höhe.

Im Vergleich der drei Gruppen ergab sich zum Zeitpunkt nach Versorgung ein signifikanter Unterschied in Gruppe 2 (Zementaugmentation). Dort ist die Aufrichtung der anterioren Kante signifikant stärker durchgeführt worden als in den anderen Gruppen.

Signifikante Unterschiede zwischen Höhe nach Fraktur und Höhe nach Belastung lassen sich in Gruppe 2 bei der Vorderkante und in Gruppe 3 bei der zentralen Höhe nachweisen.

In Bezug auf die Differenz des Traversenweges lässt sich in Gruppe 3 (Stabilisierung über vier Segmente), ein deutlicher Unterschied gegenüber Gruppe 2 (Stabilisierung über zwei Segmente mit Zement) und Gruppe 1 (Stabilisierung über zwei Segmente) erkennen. Die Stabilisierung in Gruppe 3 ermöglicht eine signifikant kleinere Komprimierbarkeit.

5. Diskussion

Im Folgenden werden die wissenschaftlichen Ergebnisse dieser Studie mit den in der Literatur bereits beschriebenen Ergebnissen verglichen, und kritisch gegenübergestellt.

Aufgrund der teils für diese Studie eigens konzipierten Techniken der Versuchsvorbereitung und -durchführung werden zunächst die Methoden diskutiert, gefolgt von einer Ergebnisdiskussion, Schlussfolgerung und einem Ausblick weiterer wissenschaftlicher Arbeiten.

5.1. Methodendiskussion

Ziel der Methodik dieser Studie war es, ein möglichst vergleichbares, physiologisches Modell einer operativ versorgten Kompressionsfraktur zu erschaffen, die einer realitätsnahen Belastung ausgesetzt ist.

5.1.1. Versuchskollektiv und Präparation

Das Versuchskollektiv dieser biomechanischen Studie umfasste ursprünglich 21 humane fresh-frozen Wirbelsäulen.

Es wurden aufgrund von morphologischen Ausschlusskriterien und mangelhafter Fakturierung sechs Präparate ausgeschlossen.

Die 15 Kadaver, ließen fünf Präparate pro Wirbelsäulenimplantationstechnik zu. Nach wissenschaftlichem Konsens werden sechs Präparate pro Wirbelsäulenimplantationstechnik empfohlen. [145].

Im Vergleich zu den anderen biomechanischen Studien, sind die vorliegenden fünf Präparate pro Implantationstechnik eine akzeptable Größe. Teils wurden deutlich weniger oder tierische Präparate genutzt. Wirbelsäulen von Schafen und Kälbern werden dabei als geeignet angesehen. [31][44][56][60][97][141][142]
Die, in dieser Studie benutzte fresh-frozen Methodik garantiert einen, auch über

längere Zeit erhaltenden, frischen post-mortem-Zustand ohne Verwesung des Gewebes.

Nach den von Wilke 1998 vorgegeben, standardisierten Kriterien einer in vitro Stabilitätstestung von Wirbelsäulenimplantaten erfolgte die Präparation unter Belassung aller anatomischen Stabilisatoren außer den Muskeln. Im Weiteren wurden, wie empfohlen, die Wirbelsäulen gekühlt bei -20 Grad, befeuchtet mit Kochsalzlösung, in Plastik eingepackt gelagert und zur Präparation bei Raumtemperatur nie länger als 10 Stunden aufgetaut, um den physiologischen Zustand möglichst zu erhalten. [139][145]

Die Länge des Einfrierens auch über lange Zeiträume hat keinen relevanten Effekt auf die Eigenschaften der Wirbelsäulen. [96]

Das durchschnittliche Alter der Wirbelsäulen lag bei 56,46 (Intervall: 21 bis 71, Standardabweichung: 15,01) Jahren und war damit relativ niedrig, unterlag allerdings auch mit einer Spanne von 50 Jahren erheblichen Schwankungen.

Hohes Alter geht mit degenerativen Veränderungen einher, die eine Knochenschwächung und damit Ergebnisbeeinflussung bedingen können. Bemängelt wird in diesem Zusammenhang, dass die Spender von Wirbelsäulen häufig, ältere Leute sind, die Instrumentierung von Wirbelsäulen in der Klinik jedoch meistens junge Leute mit biologisch gesünderen Wirbelsäulen sind. [145]

Das durchschnittliche Alter eines Patienten, der eine traumatische Wirbelfraktur erleidet, liegt bei 44 Jahren. Bei rein männlichen Studienkollektiven bei 42 Jahren. [106]

Die Kadaver waren allesamt von männlichen Spendern, was eine Aussage über weibliche Probanden, die durchschnittlich häufiger an Osteoporose erkranken und damit eine geringere Knochenqualität aufweisen, bedingt zulässt. [41]

Wir folgten den Empfehlungen in anderen Studien zur Biomechanik und verifizierten die Präparate vor der Präparation mittels DEXA-Messung und Computertomographie. [145]

Gekürzt wurde die Wirbelsäule für die einfachere Handhabung und präzisere axiale Belastung. Es ist nicht nötig, die komplette Brustwirbelsäule zu nutzen.

Entscheidend ist das Bestehen eines multisegmentalen Abschnittes mit jeweils einem Segment über und unter dem zu präparierenden Abschnitt, da mehrere Segmente für die Stabilität eines einzelnen sorgen. Entsprechend dieser Empfehlung wurden die Wirbelsäulen präpariert. [125][145]

5.1.2. Einbettung

Die Eingusschalen und das Methylmetacrylat-Technovit® wurden bereits in mehreren Studien verwendet, um eine belastungsfähige, stabilisierende Grund- und Deckplatte der Wirbelsäule zu erschaffen. [44][56][93]

Durch die physiologisch unterschiedliche Form, Ausrichtung und Krümmung der einzelnen Wirbelsäulen war es nicht möglich eine exakt parallele Ausrichtung der Kunststoffplatten zu gewährleisten. Eine über alle Segmente perfekt vergleichbare, axiale Belastung aller Wirbelsäulen war damit nicht möglich und könnte die Messergebnisse in unbekannter Weise beeinflusst haben.

5.1.3. Frakturzeugung

Die Fraktur im Indexwirbel Th5 wurde von einer Fraktursimulationsapparatur, der technischen Abteilung der Philipps-Universität Marburg, erzeugt.

Der sogenannte „Freefall Tower“, erwies sich in einer früheren Studie als verlässliches, standardisiertes Verfahren zur Erzeugung einer Berstungsfraktur. [93]

In anderen biomechanischen Studien wurden Apparaturen mit ähnlichen Eigenschaften verwendet.

In Kallemeier's Aufbau von 2008 wurde ebenfalls die Wirbelsäule unter einer Röhre, durch die das Gewicht fällt, platziert. Auch besaß die Röhre vergleichbare Löcher, um den Luftwiderstand beim Fall zu verringern.

Im Vergleich zur vorliegenden Methodik unterschieden sich bei Kallemeier Gewicht und Höhe. Ein Gewicht von sechs bis acht Kilogramm fiel aus 150 Zentimetern. Über einen Keil prallte das Gewicht in einem 15 Grad Flexionswinkel auf. Es wurden in allen Präparaten B-Frakturen nach AO-Klassifikation erzeugt. [60]

Jones, benutzt ebenfalls frei fallendes Gewicht. 25 Kilogramm aus 100 Zentimetern führten bei seinen fünf Präparaten zu den gewünschten B-Berstungsfrakturen. Auch er sorgte für ein 15 Grad Beugemoment bei der Kraftübertragung. [56]

In der vorliegenden Studie wurde kein externer Keil verwendet, um ein Beugemoment zu kreieren. Wir benutzten die standardisierten Methoden mit einheitlicher Schwächung des Wirbelkörpers und vordefiniertem Gewicht und Höhe von Oberkircher et al., um die gewünschte Berstungsfraktur zu erzeugen. [93]

Die Wirbelkörperschwächung vor Frakturzeugung gilt als häufig genutztes Verfahren, die Chance zu erhöhen, eine gewünschte Fraktur in einem gewünschten Wirbel zu erhalten. [44][60][145]

Dies ist insbesondere zur Schonung der Ressourcen bei menschlichen Präparaten unbedingt erforderlich.

Obwohl unser Untersuchungsverfahren für jede Wirbelsäule einheitlich angewandt wurde, ist es, auf Grund von morphologischem Aufbau und Knochenqualität, nicht möglich, exakt gleiche Frakturen zu erzeugen. Dieses Wissen vorausgesetzt, wurden alle Wirbelsäulen, die eine Berstungsfraktur (A3 oder A4) erlitten hatten, nicht genauer differenziert und in den anschließenden Versuch miteingeschlossen. Berstungsfrakturen gelten als häufigste traumatische Wirbelsäulenfrakturen, und sind damit am aussagekräftigsten für die Gesamtheit der traumatischen Frakturen. [106]

5.1.4. Operative Versorgung

Bei der Mehrzahl der instabilen thorakolumbalen Frakturen wird die Wiederaufrichtung der Fraktur mittels posteriorer Distraction als geeignete Behandlungsoption gesehen. [11]

Dazu bedienen wir uns dreier verschiedener operativer dorsaler Instrumentierungen, mit oder ohne Zementapplikation.

Für die vorliegenden Berstungsfrakturen ist eine rein dorsale Versorgung laut aktuellen Studien eine mögliche Behandlungsoption. Eine zusätzliche anteriore Versorgung gilt als optional. [28]

5.1.5. Belastungsversuch

Die Belastung der Wirbelsäulen erfolgte über die Bose ElectroForce LM2 TestBench. Die Einstellungen der Maschine sollten eine möglichst physiologische Last des Körpers auf die Wirbelsäule generieren.

Als Belastung wurde in dieser Studie eine Kraft von 600 Newton 100.000-mal mit einer Frequenz von 3 Hertz auf die Wirbelsäule ausgeübt. Die Vorlast betrug 100 Newton. Die Höhe der Parameter wurde festgelegt auf Grund von biomechanischen Erkenntnissen und bereits existierenden Studien. So wurde eine Belastung von 600N gewählt, um ein Kompromiss zwischen den alltäglichen Belastungen des Stehens und Sitzens auf die Wirbelsäule zu finden. Die Wirbelsäulenbelastung bei gesunden, etwa 25-jährigen, 73 Kilogramm schweren Menschen beträgt: 114 Newton in Bauchlage, 240 N seitlich liegend, 800 N geradestehend und 996 N gerade sitzend. [117]

Es herrschen intradiscscale Drücke von 0,1 Megapascal in Bauchlage und 0,5 Megapascal bei entspanntem Stehen (1 MPa = 1 Mio. Pascal = 1 N/mm²). [144]

Die Belastungsdauer von 100.000 Zyklen wurde gewählt, weil sie in etwa eine Druckbelastung von fünf bis sechs Wochen in vivo bei jungen und ungefähr drei Monaten bei älteren Menschen entspricht. [143]

Kraft und Belastungsdauer orientierten sich gleichzeitig an der 2006 durchgeführten Studie von Wilke. Dieser nutze ebenfalls eine Vorlast von 100 N. [143]

Die Frequenz von 3 Hz wurde gewählt, um die Testdauer unter 10 Stunden zu halten, um keine Veränderungen der Wirbelsäule aufgrund von der erhöhten Raumtemperatur und damit einhergehenden Lysevorgängen zu begünstigen. [145]

Eine exakte physiologische Belastung der Wirbelsäule kann aufgrund der Komplexität von Bewegungen und Kraftausübung durch ein oben beschriebenes Belastungsmodell nicht genau modelliert werden.

5.1.6. Ausmessung des Wirbelkörpers

Die Ausmessung des Wirbelkörpers erfolgte über Computertomographien zu vier verschiedenen Zeitpunkten.

Die Abweichungen bei der Ausmessung der Wirbelkörper aufgrund leicht unterschiedlicher Positionierung der Wirbelsäule im Computertomographen ist zu vernachlässigen.

5.2. Ergebnisdiskussion

5.2.1. Ergebnisse aus den Methoden

In dieser Studie konnte in 15 von 21 Fällen eine Berstungsfraktur im gewünschten Wirbel erzeugt werden.

Die Frakturzeugung verlief bei 5 Wirbelsäulen fehlerhaft. Wahrscheinlich durch Osteoporose bedingt, frakturierten Pedikel und andere Wirbelkörper als der gewünschte Th5. Eine Wirbelsäule wurde wegen ihrer morphologischen Eigenschaften aussortiert. Auf Grund der so erzielten, gleichmäßigen Gruppengröße (n = 15), wurde nicht versucht, die zwei Wirbelsäulen, bei denen Th5 nicht frakturierte, erneut zu brechen. Die Präparate schieden aus der Studie aus.

Bei der Belastung der Wirbelsäulen konnte 1 von 15 Wirbelsäulen nicht alle 100.000 Zyklen durchlaufen.

Dies liegt an der technischen Einstellung der Belastungsmaschine. Hier ist in einem Protokoll hinterlegt, dass eine Abschaltung erfolgen soll, sobald eine Probe mehr als 12mm zusammengedrückt wird, um eine Zerquetschung zu verhindern. Dies ist bei Wirbelsäule 1 nach ca. 16.750 Zyklen der Fall gewesen. Die Testung der Wirbelsäule 1 wurde somit durch die mechanische Belastbarkeit des Präparates limitiert.

5.2.2. Höhenmessung des Indexwirbels im Verlauf

Die Höhenmessung des Indexwirbels im Verlauf sollte die eingangs gestellte Fragestellung beantworten, welches dorsale Stabilisierungsverfahren bei einer Fraktur eines Brustwirbelkörpers die größte Stabilität zeigt und am besten einen Höhenverlust des gebrochenen Wirbelkörpers verhindert.

Die Grundannahme war, dass ein Wirbelkörper, der gebrochen wird, einen Höhenverlust, bei wiederaufrichtender Operation einen Höhengewinn und bei Belastung einen erneuten Verlust verzeichnet.

Bei der anterioren und zentralen Höhe ließ sich dieser vorher angenommene Verlauf am besten bestätigen. Es ist gelungen, in allen Gruppen signifikante Höhenverluste durch die Fraktur und signifikante Höhengewinne durch die Osteosynthese zu erzielen. (s. *Abbildung 22, Abbildung 23*)

Die posterioren Kanten der Wirbelkörper verzeichneten den gleichen Verlauf, wiesen aber weniger signifikante Unterschiede auf. Dies liegt vermutlich an der hinteren Säule des Wirbelkörpers, da der Wirbelbogen und die dorsalen Wirbelgelenke nicht so stark frakturierten wie der Wirbelkörper.

In der Studie von Krüger et al., die der gleichen Methodik folgte, wurde ebenfalls die zentrale Höhe von Fraktur und Operation am stärksten beeinflusst. [78]

Der verzeichnete Höhenverlust durch die Fraktur, ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen, weswegen der weitere Verlauf der Versuchsdurchführung zwischen den Gruppen vergleichbar ist.

Ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen ergab sich bei der anterioren Kante der Gruppe 2 (Zementaugmentation). Aus den vorliegenden Ergebnissen lässt sich schließen, dass in der Gruppe der Zementaugmentation die Frakturimpression der anterioren Kante stärker reponiert wurde als bei den anderen beiden dorsalen Verfahren. Dies hat zur Folge, dass sich nach Belastung höhere Werte für die anteriore Höhe ergeben, als der Wirbelkörper initial besessen hat (s. *Abbildung 22*). Der signifikante Unterschied zwischen der Höhe nach Fraktur und der Höhe nach Belastung ist auf diese starke Aufrichtung zurückzuführen und nicht auf das Verfahren der Instrumentierung.

In Gruppe 3 (Schrauben-Stab-System über vier Segmente) konnte ebenfalls ein signifikanter Unterschied zwischen der Höhe nach Fraktur und der Höhe nach Belastung nachgewiesen werden.

Die Stabilisierung über vier Segmente scheint stabiler zu sein, da die zentrale Höhe nach Belastung nicht auf das Frakturniveau abfällt. Obwohl die Frakturhöhen zwischen den Gruppen keine signifikanten Unterschiede aufwiesen, wurde in Gruppe 3 eine durchschnittlich stärkere Frakturkompression (>20%) erzeugt als in den anderen Gruppen. Dies könnte ausschlaggebend sein für die Tendenz der höheren Stabilität in Gruppe 3. Fraglich bleibt, ob bei stärkeren Kompressionen in Gruppe 1 und 2 ein Unterschied zwischen Höhe nach Fraktur und Höhe nach Belastung ebenfalls signifikant geworden wäre, denn der absolute Korrekturverlust nach Belastung ließ keinen Unterschied zwischen den Stabilisierungsverfahren erkennen. In dem vorliegenden biomechanischen Modell war ein signifikanter Repositionsverlust nach Belastung in allen Gruppen unvermeidbar. Im Vergleich zu klinischen Studien sind sehr starke Repositionsverluste in der vorliegenden biomechanischen Studie wahrscheinlich auf die fehlende Stabilisierung durch Gewebe, Bänder und Muskeln zurückzuführen.

Diese Ergebnisse entsprechend dennoch auf klinische Studien übertragbar. Bei Patienten mit thorakolumbalen Berstungsfrakturen findet sich in der postoperativen Langzeitbeobachtung, unabhängig von der Art der dorsalen Stabilisierung, ein lokaler Korrekturverlust des operierten Wirbels. [107]

Im Vergleich zur ventrodorsalen Instrumentierungen gehen dorsale Stabilisierungen klinisch häufiger mit größeren Korrektur- und Repositionsverlusten einher. [39][72][107]

Die lokale Deformität führt zu posttraumatischen Kyphosen. Diese nehmen bei postoperativer Belastung und stärkerem Korrekturverlust zu. Auch Jahre nach der Operation kann die Kyphose progredient sein. [71][76][133]

Ein einheitlicher klinischer Konsens über die stabilste Stabilisierungsmethode steht noch offen. Rodriguez et al. beurteilten nach dorsaler Stabilisierung die Kyphose und die anteriore Höhe im klinischen Bild und konnten auch nach über sechs Monaten keinen Unterschied zwischen der Stabilisierung über zwei Segmente und der mehrsegmentalen Stabilisierungen nachweisen. [109]

In der Langzeitbeobachtung zeigten sich aber in einigen Studien im Vergleich weniger stark ausgeprägte kyphotische Deformitäten bei mehrsegmentalen Versteifungen. [100] [115]

Die Studienlage zu Zementaugmentationen im Vergleich zu den Stabilisierungen über zwei und mehr Segmente ist unzureichend.

Die Ergebnisse der Höhenmessung des Indexwirbels lassen für die Fragestellung folgende Antwort zu:

Die durchgeführten Messungen haben, trotz vergleichbarer Gruppen und vergleichbarer Frakturherzeugung, keine signifikant unterschiedlichen absoluten Höhenverluste nach Belastung zwischen den Instrumentierungsverfahren gefunden. Daraus resultierend kann die Aussage getroffen werden, dass eine Versorgung über zwei Segmente in den ersten Wochen nach Operation eine genauso gute Versorgung bietet, wie die aufwendigeren vier-segmentalen oder Zement unterstützten Verfahren.

In Bezug auf die zusätzlich gestellte Hypothese lässt sich festhalten: Eine Stabilisierung über vier Segmente scheint im Vergleich von Höhenverlust nach Fraktur und Höhenverlust nach Belastung eine höhere Stabilität zu besitzen. Unklar ist, inwieweit dies an einer stärkeren Frakturkompression liegt. Sicher ist, dass die Stabilisierung über vier Segmente nicht stabil genug ist, um einen signifikanten Repositionsverlust der Wirbelkörperhöhe zu verhindern.

Die Schlussfolgerung, dass alle dorsalen Instrumentierungsverfahren einen signifikanten Höhenverlust nach Belastung zur Folge haben, wirft die Frage auf, ob eine Zementaugmentation oder mehrsegmentale Stabilisierung bei Berstungsbrüchen mit Höhenverlust unter 25% überhaupt notwendig ist.

Dies ist im klinischen Zusammenhang bedeutend, da nicht nur Stabilität, sondern auch Faktoren wie Operationsdauer und -komplexität, Kosten, Komplikationsraten und erwartetes Outcome eine entscheidende Rolle spielen. Hierzu gibt es Ergebnisse, dass mehrsegmentale Versorgungen durch die zugangsbedingten Komorbiditäten signifikant höhere Restbeschwerden aufwiesen. [107]

5.2.3. Traversenweg

Der Traversenweg ist ein Maß für die Komprimierbarkeit der Wirbelsäule. Durch die Messung des Traversenweges ließ sich eine signifikant kleinere Komprimierbarkeit für die Versorgung über vier Segmente beweisen. Über das Dreipunktbiegemoment der Mehr-Segment-Versteifung kann diese offensichtlich reduziert werden.

Der Traversenweg als Parameter der Stabilität der Wirbelsäule wurde in dieser Studie erstmals verwendet.

Die anfangs gestellte Hypothese, dass eine Stabilisierung über vier Segmente stabiler ist als eine Stabilisierung über zwei Segmente oder über zwei Segmente mit Zementaugmentation, lässt sich hiermit bedingt beantworten. Die Stabilität scheint bei axialer Belastung größer zu sein. Erweiterte Untersuchungen mit anders gerichteten Kräften oder ein Test der Maximalbelastung bis zum Instrumentierungsversagen wären zur Einschätzung der allgemeinen Stabilität sicherlich zusätzlich sinnvoll.

5.3. Studienlimitation

Die vorliegende Studie weist durch ihr Studiendesign verschiedene Limitationen auf, die die wissenschaftliche Aussagekraft beeinflussen.

Die Studie wurde an präparierten fresh-frozen Kadavern durchgeführt, was die Aussage in vivo erschwert. Die geringe Anzahl an Präparaten und das ausschließlich männliche Spenderkollektiv mit einem Durchschnittsalter von 56,46 Jahren lässt eine Übertragbarkeit auf die Gesamtbevölkerung nur bedingt zu.

Die Frakturherzeugung, wurde standardisiert durchgeführt, was dazu führt, dass Kyphosewinkel, Wirbelmorphologie und individuelle Kraftübertragung des Gewichts auf die Wirbelsäule unberücksichtigt blieben. Auf Grund dieser Eigenschaften ist es unmöglich, exakt gleiche Frakturen in den Wirbeln zu erzeugen.

Die Belastung wurde durch das Protokoll der Belastungsmaschine limitiert. Auch lässt sie nur axiale Druckbewegungen zu. Physiologischer wären Kombinationsbewegungen aus axialem Druck und Rotationsbewegungen.

Die Studie nutzt als Stabilitätsparameter die Höhe des Indexwirbels und den Traversenweg. Zu weiteren Einschätzungen wären eine Ermittlung der Steifigkeit (Belastung in N/mm) vor und nach Fraktur und der möglichen Maximalbelastung sinnvoll.

Es wurde keine Adjustierung für Mehrfachtests vorgenommen.

In den unterschiedlichen Gruppen wurden die Wirbelkörperfrakturen jeweils mittels eines Osteosyntheseverfahren stabilisiert. Eine Vergleichsgruppe ohne osteosynthetische Versorgung konnte allerdings aufgrund der Limitation von Präparaten nicht implementiert werden.

5.4. Schlussfolgerung

Die hier vorliegende Studie wurde nach mehrfach bereits verwendeten und empfohlenen Standards durchgeführt. [93][143][145]

Trotz der fehlerhaften Frakturherzeugung in 6 Fällen konnte eine angemessene Anzahl von 15 Wirbelsäulenpräparaten verwendet werden. Nicht abzustreiten ist, dass sich diese Studie durch Anzahl und Eigenschaften der Präparate, sowie Testmöglichkeiten nur limitiert in vivo übertragen lässt.

Die dorsale Stabilisierung über vier Segmente lässt, verglichen mit den anderen Instrumentierungen, eine geringere Kompression der Wirbelsäule und einen geringeren Abfall der zentralen Höhe im Vergleich zu dem Frakturniveau zu. Die anscheinend höhere Stabilität ist allerdings kein beeinflussender Faktor für die absolute Höhe des Wirbelkörpers nach Belastung, denn in Bezug auf den signifikanten Höhenverlust des Indexwirbels ergibt sich kein Vorteil eines dorsalen Verfahrens gegenüber einem anderen.

5.5. Ausblick

Diese Studie befasst sich mit dem Vergleich der verschiedenen dorsalen Instrumentierungsverfahren zur operativen Versorgung einer Berstungsfraktur. Allerdings gibt es eine Reihe noch nicht durchgeführter biomechanischer Tests, die zur Beantwortung der Frage, nach der besten dorsalen Instrumentierung, beitragen könnten.

Des Weiteren warf die Studie die Frage auf, ob eine Zementaugmentation oder mehrsegmentale Versteifung bei Berstungsbrüchen mit geringem Höhenverlust überhaupt nötig ist.

Besonders im Hinblick auf einen ähnlichen Höhenverlust nach Belastung, sind diese aufwendigeren und komplikationsreicheren Verfahren, für eine Berstungsfraktur der Brustwirbelsäule infrage zu stellen. Zu untersuchen bleibt, wie sich die unterschiedlichen dorsalen Instrumentierungen in Bezug auf Dauerbelastung und Degeneration im Alltag des versorgten Patienten verhalten. Ebenfalls offen bleibt die Fragestellung in Bezug auf stärker osteoporotisch-degenerierte Knochen. Diese Aspekte müssen gegebenenfalls durch Methodikanpassungen in weiteren biomechanischen und klinischen Studien analysiert werden.

6. Zusammenfassung

Die Wirbelkompressionsfraktur hat sich durch eine steigende Inzidenz in den letzten Jahren zu einem sozioökonomisch relevanten Krankheitsbild entwickelt. Durch Hochrasanztraumata im Straßenverkehr und Stürze sind besonders junge Menschen gefährdet, eine traumatische A3- oder A4-Fraktur (nach AO-Klassifikation) zu erleiden.

Seit Jahren besteht eine Debatte über die verschiedenen operativen Versorgungsmöglichkeiten dieser sogenannten Berstungsbrüche. Die dorsale operative Versorgung ist nur eines der vielseitigen Behandlungsverfahren, neben ventraler Instrumentierung und kombinierter Operation, das für eine Brustwirbelfraktur infrage kommt. Während viele Studien den Vergleich zwischen dorsalem, ventralem und kombiniertem Verfahren untersucht haben, gibt es bisher noch keine einheitliche Empfehlung, welches dorsale Instrumentationsverfahren die beste Versorgung gewährleistet.

Ob es tatsächlich notwendig ist, bei einer einzelnen Wirbelkörperfraktur vier Wirbelsäulensegmente zu versteifen oder ob für eine ausreichende Stabilisierung lediglich eine bisegmentale Versorgung (ggf. inklusive Zementaugmentation) reicht, ist bis dato biomechanisch nicht geklärt.

Die daraus resultierende Fragestellung für diese Studie lautete: Welches dorsale Stabilisierungsverfahren zeigt bei einer Kompressionsfraktur eines Brustwirbelkörpers die größte Stabilität und verhindert am effektivsten einen Höhenverlust des gebrochenen Wirbelkörpers nach operativer Versorgung? Im Rahmen dieser Fragestellung sollte die Hypothese, dass eine Stabilisierung über vier Segmente eine höhere Stabilität gewährleistet als eine Stabilisierung über zwei Segmente (mit und ohne Zementaugmentation), untersucht und diskutiert werden.

Um die Fragestellung zu beantworten und einen Beitrag zur bestmöglichen Versorgung von Berstungsfrakturen zu leisten, wurden folgende Untersuchungen durchgeführt.

15 humane fresh-frozen Wirbelsäulen wurden präpariert und in Technovit® eingebettet. Über ein herabfallendes Gewicht wurde in ihnen eine standardisierte Berstungsfraktur (A3/A4 nach AO-Klassifikation) auf Höhe des Wirbelkörpers

Th5 erzeugt. Die Frakturen wurden jeweils mit einem von drei dorsalen Instrumentationsverfahren versorgt. Hierfür wurden Schrauben-Stab-Systeme über zwei Segmente, mit oder ohne Zementaugmentation oder Schrauben-Stab-Systeme über vier Segmente benutzt.

Nach der Instrumentierung wurden die Wirbelsäulen in einer servohydraulischen Belastungsprüfmaschine mit einer Kraft und Häufigkeit belastet, die der physiologischen Belastung in den ersten sechs Wochen nach Operation entsprechen.

Die Stabilität der Wirbelsäulen wurde über den Traversenweg (ihre Komprimierbarkeit in der Belastungsmaschine) und den Höhenverlust des Indexwirbelkörpers beurteilt. Für letzteres wurde die anteriore, zentrale und posteriore Höhe des Indexwirbels zu verschiedenen Zeitpunkten gemessen.

Die Ergebnisse der Studie zeigen, dass eine dorsale Versteifung über vier Segmente, verglichen mit den anderen Instrumentationsverfahren eine geringere Kompression der Wirbelsäule zulässt. Des Weiteren sinkt die zentrale Höhe bei mehrsegmentaler Versteifung im Vergleich zu anderen dorsalen Versorgungen nicht auf das Frakturniveau ab.

Beide Aspekte scheinen allerdings keine beeinflussenden Faktoren für den Höhenverlust nach Belastung zu sein, denn in Bezug auf den Höhenverlust des Indexwirbels ergibt sich kein Vorteil eines dorsalen Verfahrens gegenüber einem anderen. Alle Verfahren verzeichnen einen signifikanten Höhenverlust.

Allerdings muss kritisch betrachtet werden, dass sich diese Studie durch die Anzahl und Eigenschaften der Präparate, sowie Testmöglichkeiten nur limitiert auf einen lebenden Patienten übertragen lässt.

Um eine endgültige Entscheidung zu treffen, welches dorsale Operationsverfahren das klinisch Beste ist, müssen weitere biomechanische und klinische Studien durchgeführt werden. Der nächste Ansatzpunkt könnte die in dieser Studie aufgeworfenen Fragestellung sein, ob bei Berstungsfrakturen mit geringem Höhenverlust überhaupt eine aufwendigere, mehrsegmentale oder zementaugmentierte dorsale Stabilisierung nötig ist.

7. Summary

The vertebral compression fracture has developed into a socio-economic disease, because of its increasing incidence in the last few years. Particularly young people can be endangered to suffer a traumatic A3- or A4-fracture (AO spine injury classification) through high-speed trauma in traffic and falls.

For years there has been a debate about the various surgical treatment options for these so-called burst fractures.

In addition to ventral instrumentation and combined surgery, dorsal surgical treatment is just one of the many different treatment procedures that can be used to stabilize a thoracic vertebral fracture. While many studies have examined the comparison between dorsal, ventral and combined procedures, there is still no recommendation which dorsal instrumentation procedure guarantees the best treatment.

It is not clarified yet whether it is necessary to stiffen four spinal column segments or whether a bisegmental instrumentation (possibly including cement augmentation) is sufficient for adequate stabilization. The resulting question for this study was: Which dorsal stabilization method shows the greatest stability in case of a thoracic vertebral fracture and prevents most effectively a loss of height of the broken vertebral body after surgical treatment?

In the context of this question, the obvious hypothesis that a stiffening over four segments ensures greater stability than a stiffening over two segments (with or without cement augmentation) had to be investigated and discussed.

To answer the question and to improve the treatment of burst fractures the following was done.

15 fresh-frozen human cadaveric spines were prepared used and embedded in Technovit. A standardized burst fracture (A3 / A4 according to AO classification) was generated at the level of the vertebral body Th5 by a free-falling weight.

The fractures were treated with one of three dorsal osteosynthesis methods.

Pedicle screw systems over two segments with and without cement and pedicle screw systems over four segments were used.

After the instrumentation the spines was loaded with a servohydraulic machine.

Forces and frequency of the load were similar to the physiological load in the first six weeks after the operation.

The stability of the spine was measured by the compressibility of the spine and the loss of height of the vertebral body Th5. At different times the anterior, central and posterior heights of the index vertebra were measured.

The study provides the following results.

Compared to the other instrumentation methods, the dorsal stiffening over four segments allows less compression. Furthermore, with multi-segment stiffening, the central height does not decrease to the level of the fracture after loading.

Both results do not seem to be influencing factors for the loss of height of vertebral Th5 after load. All procedures show a significant loss of height.

There is no advantage of one dorsal procedure over the others.

The low number of cases, the properties of the spines and the test possibilities were limited, which allows only partially transferable results to the in vivo situation.

Further biomechanical and clinical studies must be conducted to make a final decision, which dorsal surgical procedure allows the best clinical treatment for burst fractures.

The questions raised in this study, whether a more complex multisegmental or cementaugmented dorsal stabilization is necessary at all, if there is a burst fracture with only little loss of height, could be the next point that needs to be studied.

8. Literaturverzeichnis

- [1] M. Abudou, X. Chen, X. Kong, T. Wu, Surgical versus non-surgical treatment for thoracolumbar burst fractures without neurological deficit, *Cochrane Database Syst Rev.* (2013) CD005079.
- [2] P. Adams, D.R. Eyre, H. Muir, Biochemical aspects of development and ageing of human lumbar intervertebral discs, *Rheumatol Rehabil.* 16 (1977) 22–29.
- [3] A. Aichmair, C. Birkenmaier, C. Birkmann, S. Bischofberger, K. Mader, B.P. Schönagel, *Wirbelsäule: 946 Abbildungen*, Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York, 2019.
- [4] E. Alici, O.Z. Alku, S. Dost, Prostheses designed for vertebral body replacement, *J Biomech.* 23 (1990) 799–809.
- [5] M. Arand, R. Stücker, *Wirbelsäule interdisziplinär: operative und konservative Therapie*, Schattauer, Stuttgart, 2017.
- [6] E.D. Arrington, W.J. Smith, H.G. Chambers, A.L. Bucknell, N.A. Davino, Complications of iliac crest bone graft harvesting, *Clin Orthop Relat Res.* (1996) 300–309.
- [7] G. Aumüller, G. Aust, A. Conrad, J. Engele, J. Kirsch, Georg Thieme Verlag KG, *Duale Reihe Anatomie.*, 2020.
- [8] J. Bakhsheshian, N.S. Dahdaleh, S. Fakurnejad, J.K. Scheer, Z.A. Smith, Evidence-based management of traumatic thoracolumbar burst fractures: a systematic review of nonoperative management, *Neurosurg Focus.* 37 (2014) E1.
- [9] J.C. Banwart, M.A. Asher, R.S. Hassanein, Iliac crest bone graft harvest donor site morbidity. A statistical evaluation, *Spine (Phila Pa 1976).* 20 (1995) 1055–1060.
- [10] R. Bartl, C. Bartl, *Osteoporose: Prävention - Diagnostik - Therapie ; 12 Tabellen*, 4., vollst. überarb. und erw. Aufl, Thieme, Stuttgart, 2011.
- [11] H.D. Been, G.J. Bouma, Comparison of two types of surgery for thoraco-lumbar burst fractures: combined anterior and posterior stabilisation vs. posterior instrumentation only, *Acta Neurochir (Wien).* 141 (1999) 349–357.
- [12] A. Benninghoff, D. Drenckhahn, B. Christ, eds., *Zellen- und Gewebelehre, Entwicklungslehre, Skelett- und Muskelsystem, Atemsystem, Verdauungssystem, Harn- und Genitalsystem*, 17., durchgesehene Auflage, Elsevier, München, 2008.
- [13] F.V. Bensch, M.P. Koivikko, M.J. Kiuru, S.K. Koskinen, The incidence and distribution of burst fractures, *Emerg Radiol.* 12 (2006) 124–129.
- [14] E.C. Benzel, *Biomechanics of spine stabilization: CME credit available*, 3. ed, Thieme, New York, 2015.
- [15] A.T. Berman, J.S. Reid, D.R. Yanicko, G.C. Sih, M.R. Zimmerman, Thermally induced bone necrosis in rabbits. Relation to implant failure in humans, *Clin Orthop Relat Res.* (1984) 284–292.
- [16] L. Böhler, *Technik der Knochenbruchbehandlung im Frieden und im Kriege*, Maudrich, Wien, Österreich, 1929.
- [17] K.C. Booth, K.H. Bridwell, L.G. Lenke, C.R. Baldus, K.M. Blanke, Complications and predictive factors for the successful treatment of flatback deformity (fixed sagittal imbalance), *Spine (Phila Pa 1976).* 24 (1999) 1712–1720.
- [18] J.M. Buchowski, C.A. Kuhns, K.H. Bridwell, L.G. Lenke, Surgical management of posttraumatic thoracolumbar kyphosis, *Spine J.* 8 (2008) 666–677.
- [19] V. Bühren, [Injuries to the thoracic and lumbar spine], *Unfallchirurg.* 106 (2003) 55–68; quiz 68–69.
- [20] V. Bühren, C. Josten, eds., *Chirurgie der verletzten Wirbelsäule: Frakturen*,

Instabilitäten, Deformitäten, Springer Medizin, Berlin, 2013.

- [21] J.A. Cauley, M.C. Hochberg, L.-Y. Lui, L. Palermo, K.E. Ensrud, T.A. Hillier, M.C. Nevitt, S.R. Cummings, Long-term Risk of Incident Vertebral Fractures, *JAMA*. 298 (2007) 2761.
- [22] G. Cinotti, S. Gumina, M. Ripani, F. Postacchini, Pedicle instrumentation in the thoracic spine. A morphometric and cadaveric study for placement of screws, *Spine (Phila Pa 1976)*. 24 (1999) 114–119.
- [23] C. Cooper, E.J. Atkinson, W.M. O’Fallon, L.J. Melton, Incidence of clinically diagnosed vertebral fractures: a population-based study in Rochester, Minnesota, 1985–1989, *J Bone Miner Res*. 7 (1992) 221–227.
- [24] I. Curfs, B. Grimm, M. van der Linde, P. Willems, W. van Hemert, Radiological Prediction of Posttraumatic Kyphosis After Thoracolumbar Fracture, *Open Orthop J*. 10 (2016) 135–142.
- [25] Dachverband Osteologie e.V. (DVO), Langfassung der Leitlinie “Prophylaxe, Diagnostik und Therapie der Osteoporose,” (2017).
- [26] F. De Iure, G. Lofrese, P. De Bonis, F. Cultrera, M. Cappuccio, S. Battisti, Vertebral body spread in thoracolumbar burst fractures can predict posterior construct failure, *The Spine Journal*. 18 (2018) 1005–1013.
- [27] F. Denis, The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries, *Spine (Phila Pa 1976)*. 8 (1983) 817–831.
- [28] Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie e.V. (DGU), Österreichische Gesellschaft für Unfallchirurgie (ÖGU), Langfassung der Leitlinie “Verletzung der thorakolumbalen Wirbelsäule,” (2019).
- [29] T.H. Diamond, B. Champion, W.A. Clark, Management of acute osteoporotic vertebral fractures: a nonrandomized trial comparing percutaneous vertebroplasty with conservative therapy, *Am J Med*. 114 (2003) 257–265.
- [30] W. Dick, Innere fixation von Burrst- und Lendenwirbelfrakturen, *Aktuelle Problemme in Chirurgie Und Ortopadie*. 28 (1984) 17–26.
- [31] Y. Do Koh, T.H. Lim, J. Won You, J. Eck, H.S. An, A biomechanical comparison of modern anterior and posterior plate fixation of the cervical spine, *Spine (Phila Pa 1976)*. 26 (2001) 15–21.
- [32] N.A. Ebraheim, R. Xu, M. Ahmad, R.A. Yeasting, Projection of the thoracic pedicle and its morphometric analysis, *Spine (Phila Pa 1976)*. 22 (1997) 233–238.
- [33] M.A. Eleraky, C. Llanos, V.K. Sonntag, Cervical corpectomy: report of 185 cases and review of the literature, *Journal of Neurosurgery: Spine*. 90 (1999) 35–41.
- [34] P.H. Feldmann, R.H. Wittenberg, [History of the treatment of spinal diseases], *Orthopade*. 30 (2001) 776–783.
- [35] D.R. Fournay, D.F. Schomer, R. Nader, J. Chlan-Fournay, D. Suki, K. Ahrar, L.D. Rhines, Z.L. Gokaslan, Percutaneous vertebroplasty and kyphoplasty for painful vertebral body fractures in cancer patients, *J Neurosurg*. 98 (2003) 21–30.
- [36] S.S. Freitas, E. Barrett-Connor, K.E. Ensrud, H.A. Fink, D.C. Bauer, P.M. Cawthon, L.C. Lambert, E.S. Orwoll, for the Osteoporotic Fractures in Men (MrOS) Research Group, Rate and circumstances of clinical vertebral fractures in older men, *Osteoporos Int*. 19 (2008) 615–623.
- [37] P. Galibert, H. Deramond, P. Rosat, D. Le Gars, [Preliminary note on the treatment of vertebral angioma by percutaneous acrylic vertebroplasty], *Neurochirurgie*. 33 (1987) 166–168.
- [38] S.R. Garfin, H.A. Yuan, M.A. Reiley, New technologies in spine: kyphoplasty and vertebroplasty for the treatment of painful osteoporotic compression fractures, *Spine (Phila Pa 1976)*. 26 (2001) 1511–1515.
- [39] O. Gonschorek, S. Hauck, V. Bühren, Therapiestandards bei Verletzungen der

- BWS/LWS, Trauma Berufskrankh. 11 (2009) 117–123.
- [40] O. Gonschorek, U. Spiegl, T. Weiss, R. Pätzold, S. Hauck, V. Bühren, [Reconstruction after spinal fractures in the thoracolumbar region], *Unfallchirurg*. 114 (2011) 26–34.
- [41] M. Gosch, C. Kammerlander, C. Neuerburg, [Osteoporosis-epidemiology and quality of care], *Z Gerontol Geriatr*. 52 (2019) 408–413.
- [42] I.A. Grafe, M. Baier, G. Nöldge, C. Weiss, K. Da Fonseca, J. Hillmeier, M. Libicher, G. Rudofsky, C. Metzner, P. Nawroth, P.-J. Meeder, C. Kasperk, Calcium-phosphate and polymethylmethacrylate cement in long-term outcome after kyphoplasty of painful osteoporotic vertebral fractures, *Spine (Phila Pa 1976)*. 33 (2008) 1284–1290.
- [43] B.E. Hadra, Wiring of the vertebrae as a means of immobilization in fracture in Pott's disease, *Med Times Register*. 22 (1891) 423.
- [44] R. Hartensuer, A. Gasch, D. Gehweiler, S. Schanz, M. Schulze, L. Matuszewski, M. Langer, M.J. Raschke, T. Vordemvenne, Experimentally induced incomplete burst fractures - a novel technique for calf and human specimens, *BMC Musculoskeletal Disorders*. 13 (2012) 45.
- [45] H. Hertlein, W.H. Hartl, H. Dienemann, M. Schürmann, G. Lob, Thoracoscopic repair of thoracic spine trauma, *Eur Spine J*. 4 (1995) 302–307.
- [46] J.A. Hides, G. Lambrecht, C.A. Richardson, W.R. Stanton, G. Armbrrecht, C. Pruet, V. Damann, D. Felsenberg, D.L. Belavý, The effects of rehabilitation on the muscles of the trunk following prolonged bed rest, *Eur Spine J*. 20 (2011) 808–818.
- [47] J. Hillmeier, Ballonkyphoplastie, *Orthopäde*. 39 (2010) 665–672.
- [48] J. Hillmeier, I. Grafe, K. Da Fonseca, P.J. Meeder, G. Nöldge, M. Libicher, H.J. Kock, M. Haag, C. Kasperk, [The evaluation of balloonkyphoplasty for osteoporotic vertebral fractures. An interdisciplinary concept], *Orthopade*. 33 (2004) 893–904.
- [49] C. Hirsch, The reaction of intervertebral discs to compression forces, *J Bone Joint Surg Am*. 37-A (1955) 1188–1196.
- [50] F. Holdsworth, Fractures, dislocations, and fracture-dislocations of the spine, *J Bone Joint Surg Am*. 52 (1970) 1534–1551.
- [51] R. Hu, C.A. Mustard, C. Burns, Epidemiology of incident spinal fracture in a complete population, *Spine (Phila Pa 1976)*. 21 (1996) 492–499.
- [52] A.A. Hussein, E. El-Karef, M. Hafez, Reconstructive surgery in spinal tumours, *Eur J Surg Oncol*. 27 (2001) 196–199.
- [53] A.B. Jackson, M. Dijkers, M.J. DeVivo, R.B. Poczatek, A demographic profile of new traumatic spinal cord injuries: Change and stability over 30 years, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 85 (2004) 1740–1748.
- [54] M.E. Janssen, C. Lam, R. Beckham, Outcomes of allogenic cages in anterior and posterior lumbar interbody fusion, *Eur Spine J*. 10 Suppl 2 (2001) S158-168.
- [55] M.E. Janssen, C. Nguyen, R. Beckham, A. Larson, Biological cages, *Eur Spine J*. 9 Suppl 1 (2000) S102-109.
- [56] H.L. Jones, A.L. Crawley, P.C. Noble, A.J. Schoenfeld, B.K. Weiner, A novel method for the reproducible production of thoracolumbar burst fractures in human cadaveric specimens, *The Spine Journal*. 11 (2011) 447–451.
- [57] C. Josten, S. Katscher, O. Gonschorek, [Treatment concepts for fractures of the thoracolumbar junction and lumbar spine], *Orthopade*. 34 (2005) 1021–1032.
- [58] H. Junghanns, Die funktionelle Pathologie der Zwischenwirbelscheiben als Grundlage für klinische Betrachtungen, *Arch. f. klin. Chir*. 267 (1951) 393–417.
- [59] B. Kaden, W. Koch, K. Varchmin-Schultheiss, M. Wunsch, G. Fuhrmann, Biomechanical studies of transthoracic vertebral body replacement with autologous bone grafts (fibula and rib), *Neurosurg Rev*. 19 (1996) 17–21.
- [60] P.M. Kallemeier, B.P. Beaubien, G.R. Buttermann, D.J. Polga, K.B. Wood, In

- vitro analysis of anterior and posterior fixation in an experimental unstable burst fracture model, *J Spinal Disord Tech.* 21 (2008) 216–224.
- [61] F. Kandziora, K.J. Schnake, C.K. Klostermann, N.P. Haas, [Vertebral body replacement in spine surgery], *Unfallchirurg.* 107 (2004) 354–371.
- [62] A.I. Kapandji, S. Rehart, *Funktionelle Anatomie der Gelenke: schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik*, 6. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York, NY, 2016.
- [63] S. Katscher, P. Verheyden, O. Gonschorek, S. Glasmacher, C. Josten, Thorakolumbale Wirbelfrakturen nach konservativer und operativer Behandlung, *Unfallchirurg.* 106 (2003) 20–27.
- [64] Y. Katsuura, J.M. Osborn, G.W. Cason, The epidemiology of thoracolumbar trauma: A meta-analysis, *J Orthop.* 13 (2016) 383–388.
- [65] D. King, Internal fixation for lumbosacral fusion, *JBJS.* 30 (1948) 560–578.
- [66] A. Kinoshita, K. Kataoka, M. Taneda, Multilevel vertebral body replacement with a titanium mesh spacer for aneurysmal bone cyst: technical note, *Minim Invasive Neurosurg.* 42 (1999) 156–158.
- [67] D. Kirk, Demographic transition theory, *Popul Stud (Camb).* 50 (1996) 361–387.
- [68] M. van der Klift, C.E.D.H. de Laet, E.V. McCloskey, O. Johnell, J.A. Kanis, A. Hofman, H.A.P. Pols, Risk factors for incident vertebral fractures in men and women: the Rotterdam Study, *J Bone Miner Res.* 19 (2004) 1172–1180.
- [69] C. Klöckner, A. Hofmann, U. Weber, Die posttraumatische Kyphose der Rumpfwirbelsäule, *Orthopäde.* 30 (2001) 947–954.
- [70] P. Kluger, H.J. Gerner, Das mechanische Prinzip des Fixateur externe zur dorsalen Stabilisierung der Brust- und Lendenwirbelsäule, *Unfallchirurgie.* 12 (1986) 68–79.
- [71] C. Knop, M. Blauth, L. Bastian, U. Lange, J. Kesting, H. Tscherne, Fractures of the thoracolumbar spine, *Der Unfallchirurg.* 100 (1997) 630–639.
- [72] C. Knop, M. Blauth, V. Bühren, M. Arand, H.J. Egbers, P.M. Hax, J. Nothwang, H.J. Oestern, A. Pizanis, R. Roth, A. Weckbach, A. Wentzensen, [Surgical treatment of injuries of the thoracolumbar transition--3: Follow-up examination. Results of a prospective multi-center study by the "Spinal" Study Group of the German Society of Trauma Surgery], *Unfallchirurg.* 104 (2001) 583–600.
- [73] C. Knop, M. Blauth, V. Bühren, P.M. Hax, L. Kinzl, W. Mutschler, A. Pommer, C. Ulrich, S. Wagner, A. Weckbach, A. Wentzensen, O. Wörsdörfer, [Surgical treatment of injuries of the thoracolumbar transition. 1: Epidemiology], *Unfallchirurg.* 102 (1999) 924–935.
- [74] C. Knop, U. Lange, L. Bastian, M. Blauth, Three-dimensional motion analysis with Synex. Comparative biomechanical test series with a new vertebral body replacement for the thoracolumbar spine, *Eur Spine J.* 9 (2000) 472–485.
- [75] M.H. Krag, B.D. Beynon, M.H. Pope, T.A. DeCoster, Depth of insertion of transpedicular vertebral screws into human vertebrae: effect upon screw-vertebra interface strength, *J Spinal Disord.* 1 (1988) 287–294.
- [76] M. Krbec, J. Stulík, [Treatment of thoracolumbar spinal fractures using internal fixators (evaluation of 120 cases)], *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 68 (2001) 77–84.
- [77] R.M. Kretzer, C. Chaput, D.M. Sciubba, I.M. Garonzik, G.I. Jallo, P.C. McAfee, B.W. Cunningham, P.J. Tortolani, A computed tomography-based morphometric study of thoracic pedicle anatomy in a random United States trauma population, *J Neurosurg Spine.* 14 (2011) 235–243.
- [78] A. Krüger, M. Schmuck, D.C. Noriega, S. Ruchholtz, G. Baroud, L. Oberkircher, Percutaneous Dorsal Instrumentation of Vertebral Burst Fractures: Value of Additional Percutaneous Intravertebral Reposition—Cadaver Study, *BioMed*

Research International. 2015 (2015) 1–10.

- [79] A. Kumar, J.A. Kozak, B.J. Doherty, J.H. Dickson, Interspace distraction and graft subsidence after anterior lumbar fusion with femoral strut allograft, *Spine (Phila Pa 1976)*. 18 (1993) 2393–2400.
- [80] B. Kummer, *Biomechanik: Form und Funktion des Bewegungsapparates ; mit 3 Tabellen*, Dt. Ärzte-Verl, Köln, 2005.
- [81] J.T. Ledlie, M. Renfro, Balloon kyphoplasty: one-year outcomes in vertebral body height restoration, chronic pain, and activity levels, *J Neurosurg*. 98 (2003) 36–42.
- [82] S.W. Lee, T.H. Lim, J.W. You, H.S. An, Biomechanical effect of anterior grafting devices on the rotational stability of spinal constructs, *J Spinal Disord*. 13 (2000) 150–155.
- [83] M. Libicher, J. Hillmeier, U. Liegibel, U. Sommer, W. Pyerin, M. Vetter, H.-P. Meinzer, I. Grafe, P. Meeder, G. Nöldge, P. Nawroth, C. Kasperk, Osseous integration of calcium phosphate in osteoporotic vertebral fractures after kyphoplasty: initial results from a clinical and experimental pilot study, *Osteoporos Int*. 17 (2006) 1208–1215.
- [84] I.H. Lieberman, S. Dudeney, M.K. Reinhardt, G. Bell, Initial outcome and efficacy of “kyphoplasty” in the treatment of painful osteoporotic vertebral compression fractures, *Spine (Phila Pa 1976)*. 26 (2001) 1631–1638.
- [85] R. Louis, [Unstable fractures of the spine. III. Instability. A. Theories concerning instability], *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 63 (1977) 423–425.
- [86] F. Magerl, M. Aebi, S.D. Gertzbein, J. Harms, S. Nazarian, A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries, *Eur Spine J*. 3 (1994) 184–201.
- [87] T. McCormack, E. Karaikovic, R.W. Gaines, The Load Sharing Classification of Spine Fractures:, *Spine*. 19 (1994) 1741–1744.
- [88] O. Musbahi, A.M. Ali, H. Hassany, R. Mobasheri, Vertebral compression fractures, *Br J Hosp Med (Lond)*. 79 (2018) 36–40.
- [89] E.R. Myers, S.E. Wilson, Biomechanics of osteoporosis and vertebral fracture, *Spine (Phila Pa 1976)*. 22 (1997) 25S–31S.
- [90] A. Nachemson, G. Elfström, Intravital dynamic pressure measurements in lumbar discs. A study of common movements, maneuvers and exercises, *Scand J Rehabil Med Suppl*. 1 (1970) 1–40.
- [91] E.A. Nicoll, Fractures of the dorso-lumbar spine, *J Bone Joint Surg Br*. 31B (1949) 376–394.
- [92] F.U. Niethard, J. Pfeil, P. Biberthaler, *Orthopädie und Unfallchirurgie*, 7., überarbeitete Auflage, Thieme, Stuttgart, 2014.
- [93] L. Oberkircher, M. Schmuck, M. Bergmann, P. Lechler, S. Ruchholtz, A. Krüger, Creating reproducible thoracolumbar burst fractures in human specimens: an in vitro experiment, *J Neurosurg Spine*. 24 (2016) 580–585.
- [94] T. Oda, M.M. Panjabi, Pedicle screw adjustments affect stability of thoracolumbar burst fracture, *Spine (Phila Pa 1976)*. 26 (2001) 2328–2333.
- [95] M.M. Panjabi, J.J. Crisco, A. Vasavada, T. Oda, J. Cholewicki, K. Nibu, E. Shin, Mechanical Properties of the Human Cervical Spine as Shown by Three-Dimensional Load–Displacement Curves:, *Spine*. 26 (2001) 2692–2700.
- [96] M.M. Panjabi, M. Krag, D. Summers, T. Videman, Biomechanical time-tolerance of fresh cadaveric human spine specimens, *J Orthop Res*. 3 (1985) 292–300.
- [97] M.M. Panjabi, T.R. Oxland, M. Kifune, M. Arand, L. Wen, A. Chen, Validity of the three-column theory of thoracolumbar fractures. A biomechanic investigation, *Spine (Phila Pa 1976)*. 20 (1995) 1122–1127.
- [98] M.M. Panjabi, K. Takata, V. Goel, D. Federico, T. Oxland, J. Duranceau, M. Krag, Thoracic human vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy, *Spine (Phila Pa 1976)*. 16 (1991) 888–901.

- [99] M.M. Panjabi, A.A. White, Basic biomechanics of the spine, *Neurosurgery*. 7 (1980) 76–93.
- [100] P. Panteliadis, O. Musbahi, S. Muthian, S. Goyal, A.S. Montgomery, A. Ranganathan, A Comparison of Three Different Methods of Fixation in the Management of Thoracolumbar Fractures, *Int J Spine Surg*. 12 (2018) 1–7.
- [101] J.K.B.C. Parthiban, B.K. Singhanian, P.S. Ramani, A radiological evaluation of allografts (ethylene oxide sterilized cadaver bone) and autografts in anterior cervical fusion, *Neurol India*. 50 (2002) 17–22.
- [102] F. Paulsen, J. Waschke, J. Sobotta, eds., *Allgemeine Anatomie und Bewegungsapparat*, 24. Auflage, Elsevier, München, 2017.
- [103] A. Pérez-Higueras, L. Alvarez, R.E. Rossi, D. Quiñones, I. Al-Assir, Percutaneous vertebroplasty: long-term clinical and radiological outcome, *Neuroradiology*. 44 (2002) 950–954.
- [104] R. Pflugmacher, P. Schleicher, J. Schaefer, M. Scholz, K. Ludwig, C. Khodadadyan-Klostermann, N.P. Haas, F. Kandziora, Biomechanical comparison of expandable cages for vertebral body replacement in the thoracolumbar spine, *Spine (Phila Pa 1976)*. 29 (2004) 1413–1419.
- [105] C. Price, S. Makintubee, W. Hemdon, G.R. Istre, Epidemiology of Traumatic Spinal Cord Injury and Acute Hospitalization and Rehabilitation Charges for Spinal Cord Injuries in Oklahoma, 1988–1990, *American Journal of Epidemiology*. 139 (1994) 37–47.
- [106] M. Reinhold, C. Knop, R. Beisse, L. Audigé, F. Kandziora, A. Pizanis, R. Pranzl, E. Gercek, M. Schultheiss, A. Weckbach, V. Bühren, M. Blauth, Operative Behandlung traumatischer Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule: Teil I: Epidemiologie, *Unfallchirurg*. 112 (2009) 33–45.
- [107] M. Reinhold, C. Knop, R. Beisse, L. Audigé, F. Kandziora, A. Pizanis, R. Pranzl, E. Gercek, M. Schultheiss, A. Weckbach, V. Bühren, M. Blauth, Operative Behandlung traumatischer Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule: Teil III: Nachuntersuchung, *Unfallchirurg*. 112 (2009) 294–316.
- [108] D.J. Roberts, J.-F. Ouellet, F.R. Sutherland, A.W. Kirkpatrick, R.N. Lall, C.G. Ball, Severe street and mountain bicycling injuries in adults: a comparison of the incidence, risk factors and injury patterns over 14 years, *Can J Surg*. 56 (2013) E32–38.
- [109] C. Rodrigues, A. Sousa, L.H. Barros, E. Silva, J. Figueiredo, R. Rodrigues-Pinto, Long-term Behavior of Single-level Thoracic and Lumbar Fractures Treated With Pedicle Screw Fixation, *Clinical Spine Surgery: A Spine Publication*. 33 (2020) E151–E157.
- [110] N. van der Roer, E.S.M. de Lange, F.C. Bakker, H.C.W. de Vet, M.W. van Tulder, Management of traumatic thoracolumbar fractures: a systematic review of the literature, *Eur Spine J*. 14 (2005) 527–534.
- [111] H. Rössler, W. Rütger, P. Pitzen, J. Steinhagen, *Orthopädie und Unfallchirurgie*, 19., aktualisierte und erw. Aufl, Elsevier, Urban & Fischer, München, 2005.
- [112] R. Roy-Camille, G. Saillant, P. Lapresle, C. Mazel, G. Mariembourg, [Surgical treatment of spinal metastases by stabilization using posterior plates screwed into the vertebral pedicles], *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 71 (1985) 483–492.
- [113] R. Roy-Camille, G. Saillant, C. Mazel, Plating of thoracic, thoracolumbar, and lumbar injuries with pedicle screw plates, *Orthop Clin North Am*. 17 (1986) 147–159.
- [114] R. Roy-Camille, G. Saillant, C. Mazel, Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating, *Clin Orthop Relat Res*. (1986) 7–17.
- [115] G. Sapkas, K. Kateros, S.A. Papadakis, E. Brilakis, G. Macheras, P. Katonis, Treatment of Unstable Thoracolumbar Burst Fractures by Indirect Reduction and Posterior Stabilization: Short-Segment Versus Long-Segment Stabilization, *TOORTHJ*.

4 (2010) 7–13.

- [116] V.J. Saraph, C.M. Bach, M. Krismer, C. Wimmer, Evaluation of spinal fusion using autologous anterior strut grafts and posterior instrumentation for thoracic/thoracolumbar kyphosis, *Spine (Phila Pa 1976)*. 30 (2005) 1594–1601.
- [117] K. Sato, S. Kikuchi, T. Yonezawa, In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems, *Spine (Phila Pa 1976)*. 24 (1999) 2468–2474.
- [118] P. Schleicher, M. Scholz, F. Kandziora, A. Badke, F. Brakopp, H. Ekkerlein, E. Gercek, R. Hartensuer, P. Hartung, J.-S. Jarvers, P. Kobbe, S. Matschke, R. Morrison, C. Müller, M. Pishnamaz, M. Reinhold, K. Schnake, G. Schmeiser, G. Stein, B. Ullrich, T. Weiß, V. Zimmermann, Therapieempfehlungen zur Versorgung von Verletzungen der subaxialen Halswirbelsäule, *Z Orthop Unfall*. 155 (2017) 556–566.
- [119] N. Schmelzer-Schmied, C. Cartens, P.J. Meeder, K. Dafonseca, Comparison of kyphoplasty with use of a calcium phosphate cement and non-operative therapy in patients with traumatic non-osteoporotic vertebral fractures, *Eur Spine J*. 18 (2009) 624–629.
- [120] A.J. Schoenfeld, K.B. Wood, C.F. Fisher, M. Fehlings, F.C. Oner, K. Bouchard, P. Arnold, A.R. Vaccaro, L. Sekhorn, M.B. Harris, C.M. Bono, Posttraumatic kyphosis: current state of diagnosis and treatment: results of a multinational survey of spine trauma surgeons, *J Spinal Disord Tech*. 23 (2010) e1-8.
- [121] M. Schünke, E. Schulte, U. Schumacher, *Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*, 5., vollständig überarbeitete Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York, 2018.
- [122] T. Shiozawa-Bayer, W. Platzer, G. Spitzer, T. Shiozawa-Bayer, *Bewegungsapparat*, 12., aktualisierte Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York, 2018.
- [123] E.B. Siqueira, L.I. Kranzler, Replacement of cervical vertebral body with a tibial bone graft, *South Med J*. 76 (1983) 607–609.
- [124] J.H. Skotte, M. Essendrop, A.F. Hansen, B. Schibye, A dynamic 3D biomechanical evaluation of the load on the low back during different patient-handling tasks, *J Biomech*. 35 (2002) 1357–1366.
- [125] A. von Stempel, R. Abel, eds., *Die Wirbelsäule: 59 Tabellen*, Thieme, Stuttgart, 2001.
- [126] A.R. Vaccaro, R.A. Lehman, R.J. Hurlbert, P.A. Anderson, M. Harris, R. Hedlund, J. Harrop, M. Dvorak, K. Wood, M.G. Fehlings, C. Fisher, S.C. Zeiller, D.G. Anderson, C.M. Bono, G.H. Stock, A.K. Brown, T. Kuklo, F.C. Oner, A New Classification of Thoracolumbar Injuries: The Importance of Injury Morphology, the Integrity of the Posterior Ligamentous Complex, and Neurologic Status, *Spine*. 30 (2005) 2325–2333.
- [127] A.R. Vaccaro, C. Oner, C.K. Kepler, M. Dvorak, K. Schnake, C. Bellabarba, M. Reinhold, B. Aarabi, F. Kandziora, J. Chapman, R. Shanmuganathan, M. Fehlings, L. Vialle, AOSpine Thoracolumbar Spine Injury Classification System: Fracture Description, Neurological Status, and Key Modifiers, *Spine*. 38 (2013) 2028–2037.
- [128] M.J. Vahldiek, M.M. Panjabi, Stability potential of spinal instrumentations in tumor vertebral body replacement surgery, *Spine (Phila Pa 1976)*. 23 (1998) 543–550.
- [129] A.P. Verheyden, A. Hölzl, H. Ekkerlein, E. Gercek, S. Hauck, C. Josten, F. Kandziora, S. Katscher, C. Knop, W. Lehmann, R. Meffert, C.W. Müller, A. Partenheimer, C. Schinkel, P. Schleicher, K.J. Schnake, M. Scholz, C. Ulrich, Therapieempfehlungen zur Versorgung von Verletzungen der Brust- und Lendenwirbelsäule, *Unfallchirurg*. 114 (2011) 9–16.
- [130] J.J. Verlaan, C.H. Diekerhof, E. Buskens, I. van der Tweel, A.J. Verbout, W.J.A.

- Dhert, F.C. Oner, Surgical treatment of traumatic fractures of the thoracic and lumbar spine: a systematic review of the literature on techniques, complications, and outcome, *Spine (Phila Pa 1976)*. 29 (2004) 803–814.
- [131] U. Vieweg, B. Meyer, J. Schramm, Tumour Surgery of the Upper Cervical Spine – A Retrospective Study of 13 Cases, *Acta Neurochir (Wien)*. 143 (2001) 217–225.
- [132] M.H.J. Voormolen, Kyphoplasty, *Neuroradiology*. 53 Suppl 1 (2011) S203-205.
- [133] B. Wälchli, P. Heini, U. Berlemann, Korrekturverlust nach dorsaler Stabilisierung von Berstungsfrakturen des thorakolumbalen Übergangs, *Der Unfallchirurg*. 104 (2001) 742–747.
- [134] C. Weiß, Springer-Verlag GmbH, Basiswissen medizinische Statistik, 2019.
- [135] A.A. White, M.M. Panjabi, *Clinical biomechanics of the spine*, 2nd ed, Lippincott, Philadelphia, Pa., 1990.
- [136] T.E. Whitesides, Traumatic kyphosis of the thoracolumbar spine, *Clin Orthop Relat Res.* (1977) 78–92.
- [137] W.H. WHO, WHO scientific group on the assessment of osteoporosis at primary health care level, in: *Summary Meeting Report, 2004*: pp. 5–7.
- [138] H. Wilke, P. Neef, B. Hinz, H. Seidel, L. Claes, Intradiscal pressure together with anthropometric data--a data set for the validation of models, *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 16 Suppl 1 (2001) S111-126.
- [139] H.J. Wilke, B. Jungkunz, K. Wenger, L.E. Claes, 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, *Anat Rec*. 251 (1998) 15–19.
- [140] H.J. Wilke, V. Kemmerich, L.E. Claes, M. Arand, Combined anteroposterior spinal fixation provides superior stabilisation to a single anterior or posterior procedure, *J Bone Joint Surg Br*. 83 (2001) 609–617.
- [141] H.J. Wilke, A. Kettler, L.E. Claes, Are sheep spines a valid biomechanical model for human spines?, *Spine (Phila Pa 1976)*. 22 (1997) 2365–2374.
- [142] H.-J. Wilke, S.T. Krischak, K.H. Wenger, L.E. Claes, Load-displacement properties of the thoracolumbar calf spine: Experimental results and comparison to known human data, *Eur Spine J*. 6 (1997) 129–137.
- [143] H.-J. Wilke, U. Mehnert, L.E. Claes, M.M. Bierschneider, H. Jaksche, B.M. Boszczyk, Biomechanical evaluation of vertebroplasty and kyphoplasty with polymethyl methacrylate or calcium phosphate cement under cyclic loading, *Spine (Phila Pa 1976)*. 31 (2006) 2934–2941.
- [144] H.J. Wilke, P. Neef, M. Caimi, T. Hoogland, L.E. Claes, New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life, *Spine (Phila Pa 1976)*. 24 (1999) 755–762.
- [145] H.-J. Wilke, K. Wenger, L. Claes, Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants, *European Spine Journal*. 7 (1998) 148–154.
- [146] R.H. Wittenberg, J. Moeller, M. Shea, A.A. White, W.C. Hayes, Compressive strength of autologous and allogeneous bone grafts for thoracolumbar and cervical spine fusion, *Spine (Phila Pa 1976)*. 15 (1990) 1073–1078.
- [147] M. de Zee, L. Hansen, C. Wong, J. Rasmussen, E.B. Simonsen, A generic detailed rigid-body lumbar spine model, *J Biomech*. 40 (2007) 1219–1227.
- [148] K. Zilles, B. Tillmann, *Anatomie: mit 121 Tabellen*, Springer, Heidelberg, 2010.
- [149] M.R. Zindrick, L.L. Wiltse, E.H. Widell, J.C. Thomas, W.R. Holland, B.T. Field, C.W. Spencer, A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine, *Clin Orthop Relat Res.* (1986) 99–112.


9. Anhang

9.1. Verzeichnis der Akademischen Lehre

Meine akademischen Lehrenden in Marburg waren:

Adamkiewicz, Bartsch, Bauer, Baum, Bäumlein, Becker, Bette, Bliemel, Brehm, Bonaterra, Burchert, Cetin, Cordes, Czubayko, Dannlowski, Daut, Del Rey, Decher, Dettmeyer, Ellenrieder, Fendrich, Feuser, Fiegil, Fritz, Fuchs-Winkelmann, Geks, Geraedts, Görg, Gress, Grundmann, Hegele, Hertl, Hildebrandt, Hilt, Hofmann, Hoyer, Jerrentrup, Kann, Kill, Kinscherf, Kircher, Kirschbaum, Klose, Koczulla, Köhler, König, Koolman, Krüger, Kruse, Lill, Lohoff, Lüers, Maier, Maisner, Mey, Melani, Moll, Müller, Mutters, Neubauer, Neumüller, Nimsky, Oberkircher, Oberwinkler, Oertel, Olbert, Oliver, Opitz, Pagenstecher, Peterlein, Plant, Preisig-Müller, Reese, Renke, Renz, Richter, Rierra-Knorrenschild, Röhm, Rost, Ruchholtz, Sahmland, Schäfer, Schierl, Schneider, Schu, Schütz, Sekundo, Sevinc, Sommer, Timmermann, Vogelmeier, Vogt, Wagner, Weihe, Werner, Westermann, Wrocklage, Wulf, Zavorotny, Zettel, Zemlin, Ziller, Zimmer, Zwirorek

9.2. Schreiben der Ethikkommission


Philipps **Universität**
Marburg

Philipps-Universität - 35032 Marburg

Herrn
 PD Dr. med. L. Oberkircher
 Universitätsklinikum Gießen u. Marburg GmbH
 Standort Marburg
 Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie
 Baldingerstraße
 35043 Marburg

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

Tel.: 06421 586 6487
 Fax: 06421 586 6585
 Sek.: D. Raiss/S. Hausmann
 E-Mail: ethikkom@staff.uni-marburg.de
 Anschrift: Baldingerstrasse/Postfach 2360
 35032 Marburg
 Web: www.med.uni-marburg.de/ethikkomm
 Az.: Studie 116/18

Marburg, den 24.08.2018

N/ Herrn Prof. Dr. med. S. Ruchholtz, UKGM GmbH, Standort Marburg, Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie, Baldingerstraße, 35043 Marburg

Studie: „Vergleich von verschiedenen dorsalen Stabilisierungstechniken im Bereich der Brustwirbelsäule unter Beachtung der Stabilität – eine biomechanische Studie“.

Eingereichte Unterlagen:

1. Ethikantrag ohne Datum und Versions-Nr.
2. Anatomy Gifts Registry: Whole Body Donation Aufklärung und Informed Consent 02/19/2015
3. Kooperationsvereinbarung
4. Merkblatt Körperspende
5. Letztwillige Verfügung

Sehr geehrter Herr Oberkircher,

vielen Dank für die Einreichung Ihres Ethikantrages zur o. g. Studie. Auf ihrer Sitzung am 22.08.2018 hat sich die Ethikkommission des Fachbereichs Humanmedizin ausführlich mit Ihrem Vorhaben befasst. Nach Referat und eingehender Diskussion kommt die Ethikkommission einstimmig zu dem Ergebnis, dass gegen die Durchführung der o. g. Studie keine medizinethischen und medizinrechtlichen Bedenken bestehen, so dass die Ethikkommission des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg ihr Gutachten mit einem

positiven Ethikkommissionsvotum

abschließt.

Entsprechend der ausschließlich beratenden Funktion der Ethik-Kommission betrifft dieses Votum nur die ethische Beurteilung der Konzeption, der vorgesehenen Methoden, der Durchführung und Überwachung des betreffenden Projektes sowie der beabsichtigten Patientenaufklärung. Die ärztliche und juristische Verantwortung verbleibt jedoch uneingeschränkt beim Projektleiter und seinen Mitarbeitern.

Sekretariat : Frau Raiss Montag – Donnerstag 8.00 – 12.00 Uhr, Freitag 8.00 – 11.00 Uhr
Frau Hausmann Montag – Freitag 12.00 – 14.00 Uhr

Kommissionsmitglieder: Prof. Dr. Jens Puschke, Prof. Dr. med. J.-C. Krieg, Prof. Dr. med. Czubyko, Prof. Dr. med. G. Richter (Vorsitzender), PD Dr. Carola Seifart, Prof. Dr. med. Uwe Wagner (stellvertretender Vorsitzender), Prof. Dr. med. R. Maier, Prof. Dr. med. N. Donner-Banzhoff, Dr. rer. nat. Nina Timmesfeld, Prof. Dr. med. A. Neubauer, PD Dr. B. Tackenberg, PD Dr. Barbara Fritz Bettina Nieth, Dr. Thomas Neubert

9.3. Danksagung

Hiermit bedanke ich mich bei allen Personen, die mich bei dieser Studie unterstützt haben.

Ich bedanke mich bei Herrn Prof. Dr. med. S. Ruchholtz für die Möglichkeit, meine Promotion im Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie am Universitätsklinikum Marburg durchführen zu können.

Des Weiteren bedanke ich mich besonders bei Herrn Prof. Dr. med. L. Oberkircher und Herrn Dr. med. M. Bäumlein für die viele Mühe und zeitintensive Arbeit, ohne die diese Studie nicht hätte umgesetzt werden können.

Dank geht auch an meine Eltern und Großeltern, die die ganzen Jahre während des Studiums für mich da waren.