

Aus dem 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

**Verbesserung der Wirbelkörperrekonstruktion bei
komplexen Wirbelkörperfrakturen durch Verwendung
eines Doppelballons – Biomechanischer Vergleich zweier
Ballon-Verfahren**

Inaugural – Dissertation

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

vorgelegt von
Thilo Nachbaur
geboren in Bayreuth

Marburg, 2021

Angenommen vom Fachbereich Medizin
der Philipps- Universität Marburg am: 16.02.2021
Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin

Dekanin: Frau Prof. Dr. D. Hilfiker-Kleiner

Referent: Herr PD Dr. med. L. Oberkircher

1. Korreferent: Herr Prof. Dr. B. Ishaque

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis.....	I
1 Abkürzungsverzeichnis.....	1
2 Abbildungsverzeichnis.....	2
3 Tabellenverzeichnis.....	4
4 Einleitung.....	5
4.1 Inzidenz von Berstungsfrakturen	5
1.2 Krankheitsfolgen	6
1.3 Aktuelle Behandlungsmethoden.....	7
5 Theoretische Grundlagen.....	9
5.1 Anatomie und Biomechanik der Wirbelsäule	9
5.1.1 Allgemeine Anatomie der Wirbelsäule	9
5.1.2 Aufbau eines Wirbels	10
5.1.3 Aufbau eines funktionellen Wirbelsäulenabschnittes (FSU).....	10
5.1.4 Bewegung und Kinematik der Wirbelsäule	11
5.2 Osteoporose	12
5.3 Computertomographie	13
5.4 Entstehung und Einteilung von Wirbelkörperfrakturen	15
5.5 Versorgung von Wirbelkörperfrakturen	18
5.5.1 Verfahren	18
5.5.2 Komplikationen	21
5.6 Knochenzement	22
6 Zielsetzung.....	24
6.1 Fragestellung.....	24
6.2 Verbesserungen der Behandlungsmöglichkeiten bei Berstungsfrakturen	24
7 Material und Methoden.....	25
7.1 Studiendesign und experimenteller Ablauf	25
7.2 Wirbelsäulen und Präparation	25
7.3 Fallturm und Frakturgenerierung.....	26
7.4 Klassifikation und Gruppeneinteilung	29
7.5 Einfach- und Doppelballonkyphoplastie	29

Inhaltsverzeichnis

7.6	Operationsverfahren.....	31
7.7	Überprüfung der Frakturversorgung.....	36
7.8	Statistische Methode	36
8	Ergebnisse	38
8.1	Messung der Zementvolumina	38
8.2	Höhenmessung.....	38
8.2.1	Höhe der Vorderkante	38
8.2.2	Höhe im Zentrum	41
8.2.3	Höhe der Hinterkante.....	43
8.3	Messung der Wirbelkörpervolumina	45
8.4	Korrelation der Werte	47
9	Diskussion.....	49
9.1	Diskussion von Material und Methodik	52
9.2	Diskussion der Ergebnisse	57
10	Schlussfolgerung	58
11	Zusammenfassung.....	59
	Hintergrund	59
	Material und Methoden.....	59
	Ergebnisse	60
	Schlussfolgerung	60
12	Abstract	61
	Introduction	61
	Material and methods.....	61
	Results	61
	Conclusion	62
	Literaturverzeichnis.....	63
13	Anhang	73
13.1	Liste der akademischen Lehrer	73
13.2	Danksagung.....	73

1 Abkürzungsverzeichnis

AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
bspw.	beispielsweise
bzw.	beziehungsweise
CoR	Center of Rotation (Drehzentrum)
CPC	Calciumphosphat-Cement
CT	Computertomographie
DGU	Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie
FSU	functional spine unit (Funktioneller Wirbelsäulenabschnitt)
Lig.	Ligamentum
Ligg.	Ligamenta
mm	Millimeter
PMMA	Polymethylmethacrylat
ROM	Range of motion (Bewegungsumfang)
u.a.	unter anderem

2 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Fixierung der Wirbelsäulensegmente im Fallturm	21
Abbildung 2 Chirurgische Schnitte zum Generieren von Sollbruchstellen	21
Abbildung 3 Fotografie und schematische Zeichnung des Fallturms	22
Abbildung 4 Wirbelsäulensegment nach Einschnitten und gesetzter Fraktur	22
Abbildung 5 Katheter mit Einfachballon	24
Abbildung 6 Katheter mit Doppelballon	25
Abbildung 7 FSU mit „vertebra access device“	26
Abbildung 8 Röntgenbild: Wirbelkörper mit "Vertebra access device"	26
Abbildung 9 Röntgenbild: Wirbelkörper mit Einfachballon-Katheter	26
Abbildung 10 Röntgenbild: Wirbelkörper mit gefüllten Einfachballon-Katheter	27
Abbildung 11 Röntgenbild: Wirbelkörper mit gefüllten Einfachballon-Katheter	27
Abbildung 12 Röntgenbild: Wirbelkörper mit gefüllten Einfachballon-Katheter	27
Abbildung 13 Röntgenbild: Wirbelkörper nach Aufrichtung	27
Abbildung 14 Röntgenbild: Mit PMMA gefüllter Wirbelkörper	27
Abbildung 15 Röntgenbild: Mit PMMA gefüllter Wirbelkörper	27
Abbildung 16 Röntgenbild: Mit PMMA gefüllter Wirbelkörper	27
Abbildung 17 Röntgenbild: Führungsdraht und "Vertebra access device"	29

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 18 Röntgenbild: Doppelballon-Katheter mit gefüllten hinterem Ballon	29
Abbildung 19 Röntgenbild: Doppelballonkatheter mit gefüllten Ballons	29
Abbildung 20 Röntgenbild:Einfüllen des PMMA	29
Abbildung 21 Röntgenbild: Mit PMMA gefüllter Wirbelkörper	29
Abbildung 22 Röntgenbild: Mit PMMA gefüllter Wirbelkörper	29
Abbildung 23 Röntgenbild: Mit PMMA gefüllter Wirbelkörper	29
Abbildung 24 Ergebnisse Höhe Vorderkante nach Fraktur (Initial= 100%)	33
Abbildung 25 Ergebnisse Höhe Vorderkante nach OP (Initial= 100%)	33
Abbildung 26 Ergebnisse Höhe Zentral nach Fraktur (Initial= 100%)	34
Abbildung 27 Ergebnisse Höhe Zentral nach OP (Initial= 100%)	35
Abbildung 28 Ergebnisse der posterioren Höhe nach Fraktur (Initial= 100%)	36
Abbildung 29 Ergebnisse der posterioren Höhe nach OP	37
Abbildung 30 Graphische Darstellung des wiedergewonnenen Volumens der beiden Gruppen in cm ³	38
Abbildung 31 Graphische Darstellung der Aufrichtung des Volumens in % (Initiales Volumen= 100%)	39

3 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Wirbelsäulenindex nach Delmas	5
Tabelle 2 Auflistung der gemessenen anterioren Höhen	34
Tabelle 3 Auflistung der gemessenen zentralen Höhen	35
Tabelle 4 Auflistung der gemessenen posterioren Höhen	37
Tabelle 5 Wirbelkörpervolumina	38
Tabelle 6 Vergleich der Wirbelkörpervolumina zu unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten (Initial= 100%).....	39

4 Einleitung

4.1 Inzidenz von Berstungsfrakturen

Die Berstungsfraktur eines Wirbelkörpers stellt nach der AO-Klassifikation, die auf der Einteilung von Magerl basiert, eine Unterkategorie der Kompressionsfrakturen dar und wird als AO:A3 kategorisiert. Die Bedeutung dieser Fraktur wird bei Betrachtung der Zahlen und der möglichen Konsequenzen dieser Verletzung klar. So stellen Berstungsfrakturen ca. 30-64% aller Wirbelsäulenfrakturen im thorakolumbalen Bereich dar (Scheer et al. 2015). Bei einer in Finnland durchgeführten retrospektiven Studie an einem Traumazentrum Level 1, was vergleichbar mit einem Krankenhaus der Maximalversorgung in Deutschland ist, wurde festgestellt, dass bei ca. 90% der Patienten eine einzelne Wirbelkörperfraktur, wohingegen bei 10% mehrere Frakturen vorlagen. Jeweils ca. bei der Hälfte der Fälle waren benachbarte Wirbelkörper betroffen bzw. lagen nicht durchgehende Frakturreihen vor. Im Vergleich zu anderen Typen von Wirbelkörperfrakturen sind durch das zugrunde liegende Verletzungsmuster eher junge Patienten betroffen, wobei Bensch et al. in der durchgeführten Studie ein Durchschnittsalter von 38,8 Jahren feststellte. Eine weitere Differenzierung des Patientenkontexts ist möglich, wenn eine Kategorisierung der Patienten nach Unfallursache vorgenommen wird. Ursächlich für Berstungsfrakturen sind grundsätzlich Hochenergietraumata, wobei eine Unterteilung in drei Hauptkategorien möglich ist: Stürze, Verkehrsunfälle und Freizeitunfälle. Obgleich der Frakturtyp grundsätzlich bei jüngeren Patientenkontexten auftritt, konnte zwischen den Hauptkategorien ein Altersunterschied ausgemacht werden. Das höchste Durchschnittsalter wies mit 42 Jahren die Kategorie Stürze auf, wobei hier zusätzlich ein linearer Zusammenhang zwischen Sturzhöhe und der Häufigkeit von neurologischen Defiziten festgestellt wurde. Bei Verkehrsunfällen lag das Alter mit durchschnittlich 38 Jahren in der Mitte. Bei dieser Kategorie fiel zusätzlich auf, dass der Frauenanteil mit 42% der höchste der drei Untergruppen war. Die Patienten der Kategorie Freizeitunfälle waren mit durchschnittlich 30 Jahren am jüngsten. Anhand der Ursachen kann festgestellt werden, dass verschiedene Unfallmechanismen zum Verletzungsbild Berstungsfraktur führen können (Bensch et al. 2006).

1.2 Krankheitsfolgen

Berstungsfrakturen der Wirbelsäule können verschiedene Krankheitsfolgen und Komplikationen verursachen. Berstungsfrakturen stellen eine Unterkategorie der Kompressionsfrakturen der Wirbelsäule dar. Neben der eigentlichen Fraktur des Knochens bedingen diese Verletzungen durch ein Einsacken des Wirbelkörpers einen Höhenverlust der Wirbelsäule. Hierdurch kommt es zu einer Verkürzung des Oberkörpers und je nach Fraktur kann es zu einer verstärkten Kyphose der Wirbelsäule führen. Diese Veränderung der Körperanatomie führt in der Konsequenz zu einer Verkleinerung des Abdominal- und Thoraxraums und kann somit zu einer verringerten Lungenkapazität und einem Appetitverlust führen. Dies führt je nach individueller Ausprägung zu einer verringerten Leistungsfähigkeit und Malnutrition des Betroffenen. Hauptsymptom von Wirbelkörperfrakturen ist allerdings der chronische Schmerz, der bei den Patienten meist einen hohen Leidensdruck auslöst und zwingend behandelt werden sollte. Des Weiteren konnten Symptome wie Schlafprobleme, Depression und ein Unabhängigkeitsverlust in Studien festgestellt werden (Garfin et al. 2001). Eine weitere Folge, die die Bedeutung der Verletzung hervorhebt, ist der signifikante Anstieg der Mortalität bei Patienten mit Kompressionsfrakturen der Wirbelsäule. So konnte in Studien gezeigt werden, dass Patienten mit Wirbelkörperkompressionsfrakturen bzw. einer vertebralen Deformität ein erhöhtes Mortalitätsrisiko haben. Je nach Studie finden sich in der Literatur verschiedene Angaben, die ein bis zu um 23% erhöhtes Risiko anführen (Kado et al. 1999; Ismail et al. 1998; Garfin et al. 2001).

Neben den allgemeinen Komplikationen von Kompressionsfrakturen kommen speziell für die Unterkategorie Berstungsfrakturen erhöhte Risiken für weitere Krankheitsfolgen und Komplikation hinzu. So birgt die Berstungsfraktur durch die größere Zerstörung und Fragmentierung des Wirbelkörpers ein größeres Risiko den Spinalkanal einzuengen und dadurch beim Patienten neurologische Defizite zu verursachen. Aufgrund der Anatomie der Wirbelsäule gewinnt der Spinalkanal von cranial nach kaudal an relativem Durchmesser. So bewirken im Bereich der Halswirbelsäule bereits kleinere Einengungen des Spinalkanals eine Kompression des Rückenmarkes und können dadurch neurologische Komplikationen verursachen, wohingegen im Bereich der Brust- und Lendenwirbelsäule dem Rückenmark im Falle einer Kompression mehr Raum zum Ausweichen zur Verfügung steht (Bensch et al. 2004; Wilcox et al. 2003; Blackmore et al. 2000). Dies zeigt sich auch in der Literatur in der Anzahl der Wirbelkörperfrakturen, die eine Neurologie verursachen, wenn sie nach Höhenlokalisation aufgliedert werden. So sind Frakturen der Halswirbelsäule im Durchschnitt deutlich häufiger mit neurologischen Schäden verbunden, als Frakturen der Lendenwirbelsäule. Besonders

Einleitung

bedeutend ist dies, da auch die Schwere des neurologischen Schaden mit der Höhe der Wirbelsäulenverletzung zunimmt (Meves und Avanzi 2005; Leferink et al. 2003).

Letztendlich ergibt sich aus der Summe der verschiedenen Komplikation und Begleiterkrankungen der Erkrankung „Wirbelkörperfraktur“ neben den angeführten Risiken eine starke Einschränkung der Lebensqualität der Betroffenen, was zu einem hohen Leidensdruck führt (Adachi et al. 2010; Jahelka et al. 2009). Auch deshalb sollte eine Behandlung von Wirbelkörperfrakturen erfolgen.

1.3 Aktuelle Behandlungsmethoden

Bereits 1970 wurde die Berstungsfraktur erstmals von Holdsworth als Begriff definiert und 1994 eine Klassifikation von Magerl aufgestellt, die als Basis der AO-Klassifikation zur Einteilung von knöchernen Verletzungen der Wirbelsäule diente. 2013 erfolgte eine Modifikation der bestehenden Klassifikation durch eine internationale Gruppierung von Wirbelsäulenchirurgen aufgrund von Schwächen der bisherigen Einteilung in der klinischen Handhabung. Obwohl die Berstungsfraktur ein relativ häufiges Verletzungsmuster darstellt, gibt es noch keinen allgemein akzeptierten Konsens über das standardisiert anzuwendende Operationsverfahren. Dieser Zustand wird insbesondere durch die Vielzahl an potentiell zur Verfügung stehenden Behandlungsmöglichkeiten verursacht (Holdsworth 1970; Magerl et al. 1994; Dai et al. 2007; Vaccaro et al. 2013; Reinhold et al. 2013). Neben der rein konservativen Versorgung stehen verschiedene Interventionstechniken zur Verfügung. So können posteriore Reduktion und Instrumentierung, anteriore Dekompression und Instrumentierung und verschiedene Augmentationsverfahren zum Einsatz kommen, um eine nach heutigem Stand der Wissenschaft adäquate Versorgung der Verletzung zu gewährleisten (Blondel et al. 2011; Oh et al. 2015; Dai et al. 2007). In den letzten Jahren wird hierbei zunehmend der Focus auf das Erproben und den Einsatz von minimalinvasiven Verfahren gesetzt, um die Vorteile dieser Behandlungsmethoden, insbesondere das niedrigere Operationstrauma auszunutzen (Oh et al. 2015). Ziel der Behandlung ist immer die Abwendung oder Behandlung der unter 1.2 Krankheitsfolgen aufgeführten Folgen und Komplikationen der Verletzung.

Prinzipiell ist der anteriore Zugang zur Versorgung von Wirbelkörperfrakturen bspw. mit einer Platte möglich, jedoch wird aufgrund des geringeren operativen Traumas und des geringeren Komplikationsrisikos, wie z.B. eine Verletzung der Lunge, der posteriore Zugangsweg meistens bevorzugt. Die Entscheidung für einen anterioren Zugangsweg wird nur bei schwerer Verlegung des Spinalkanals, Verkleinerung des Wirbelkörpers und neurologischen Schäden in Erwägung gezogen (Haas et al. 1991; McDonough et al. 2004). Bei anteriorem Zugangsweg

Einleitung

wird in der Literatur vom Versagen der Instrumentierung berichtet, wenn intraoperativ keine zusätzliche Rekonstruktion des betroffenen Wirbelkörpers durchgeführt wurde und es kommt zu einer Rückkehr der Kyphose (Carl et al. 1992; Ebelke et al. 1991; McLain et al. 1993). Die Behandlung über den posterioren Zugang besteht in einer Reduktion mit anschließender Fixation in Extension und Distraction. Hier kommen in der Regel Instrumentierungen zur Anwendung, die sich über mehrere Wirbelkörper erstreckt und somit zu einer Versteifung und Einschränkung der Beweglichkeit in den Bewegungsrichtungen Flexion und Extension führen.

Da es allgemein bei alleiniger Instrumentierung zu Materialversagen kommen kann, wird häufig neben der Instrumentierung eine Wirbelkörperrekonstruktion mittels Augmentationsverfahren durchgeführt um Reduktionsverlust und Materialversagen vorzubeugen (Cho et al. 2003; Christodoulou et al. 2005; Li et al. 2005; Verlaan et al. 2005a). In der aktuellen Literatur wird sich auch zunehmend der Frage gewidmet, ob durch alleinige Therapie von Wirbelkörperfrakturen mit Augmentationsverfahren ohne Instrumentierungen ein vergleichbares Operationsergebnis hinsichtlich Rekonstruktion und biomechanischer Belastbarkeit erreicht werden kann. Maestretti et al. konnten 2006 bereits zeigen, dass durch die alleinige Behandlung mittels Ballonkyphoplastie bei Wirbelkörperfrakturen gute Operationsergebnisse erzielt werden können. Zwar wurde das Verfahren in dieser Studie nur bei A1 Kompressionsfrakturen und A3.1 Berstungsfrakturen (vor 2013 gültige Klassifikation) angewandt, jedoch zeigt die Untersuchung potentiell neue Behandlungsansätze auf (Maestretti et al. 2007).

5 Theoretische Grundlagen

5.1 Anatomie und Biomechanik der Wirbelsäule

5.1.1 Allgemeine Anatomie der Wirbelsäule

Der Mensch wird zur Klasse der Wirbeltiere gezählt. Seine entwickelte Wirbelsäule besteht aus 29 kurzen, übereinander angeordneten und teils miteinander verschmolzenen Knochen, den Wirbeln (Vertebrae). Von cranial nach caudal gliedert sich die Wirbelsäule anatomisch in fünf Abschnitte auf: die Halswirbelsäule (7 Wirbel), die Brustwirbelsäule (12 Wirbel), die Lendenwirbelsäule (5 Wirbel), das Kreuzbein (5 Wirbel, die zusammengewachsen sind und das Os sacrum bilden) und das Steißbein (Os coccygis). Physiologisch weist die Wirbelsäule drei Krümmungen auf: Im Bereich der Hals- und Lendenwirbelsäule je eine nach ventral konvex (Lordose) und im Bereich der Brustwirbelsäule eine nach ventral konkav (Kyphose) ausgerichtete Krümmung. Die Stärke der Krümmung kann über den Index nach Delmas bestimmt werden, wobei es sich um das Verhältnis zwischen einerseits der Länge der Wirbelsäule, gemessen von der Deckplatte des 1. Sakralwirbelkörpers bis zum Atlas, und andererseits der Höhe der Grundplatte des letzten Sakralwirbelkörpers bis zum Atlas handelt. (Kapandji und Koebke 2016, Band 3, S13-26)

$$\text{Wirbelsäulenindex nach Delmas} = \frac{H(\text{Höhe}) \times 100}{L(\text{ausgezogene Gesamtlänge})}$$

Index	gering	94	mittel	96	erhöht
Krümmung	akzentuiert		intermediär		vermindert
Typ	dynamisch		intermediär		statisch

Tabelle 1 Wirbelsäulenindex nach Delmas

Funktionell muss die Wirbelsäule vor allem zwei Aufgaben erfüllen: einerseits dient sie als Körperachse und muss dementsprechend sowohl starr (Rigidität), als auch biegsam (Flexibilität) sein, zum anderen ist sie auch ein Schutz für das Rückenmark, welches als Teil des Gehirns für die Weiterleitung von Informationen an das Gehirn, sowie von Impulsen vom Gehirn an die Muskulatur verantwortlich ist.

5.1.2 Aufbau eines Wirbels

Jeder Wirbel besteht aus dem ventral gelegenen Wirbelkörper (Corpus vertebrae) und dem dorsal gelegenen Wirbelbogen (Arcus vertebrae). Der Wirbelkörper hat eine zylindrische Form und bildet den massivsten Teil des Wirbels mit solider Kortikalis und intraossärer Spongiosa. Dorsal schließt sich der hufeisenförmige Wirbelbogen an den Wirbelkörper an, wobei der Bogen durch die jeweils seitlich rechts und links oben aufsitzenden Processi articulares in vorne liegende Pedikel und hinten liegende Laminae unterteilt wird. Dorsal geht der Wirbelbogen in der Medianlinie in den Processus spinosus über. Komplementiert wird der Wirbel durch die jeweils seitlich aus dem Wirbelbogen hervorgehenden Processi transversi. Dieser klassische Aufbau ist bei den Wirbeln aller Wirbelsäulenabschnitte zu erkennen, wobei sich höhencharakteristische Veränderungen am Wirbelkörper oder aber am Wirbelbogen finden lassen. Eingeschlossen durch die Rückseite des Wirbelkörpers und den Wirbelbogen befindet sich der Spinalkanal (Canalis spinalis), in dem das Rückenmark liegt.

Verbunden werden die Wirbel untereinander durch die Zwischenwirbelgelenke an den Processi articulares, wobei der Bewegungsumfang der einzelnen Wirbelkörper durch den straffen Bandapparat stark eingeschränkt ist (Amphiarthrose). Dieser setzt sich aus dem vorderen Längsband (Ligamentum longitudinale anterius), hinterem Längsband (Lig. longitudinale posterius), Dornfortsatzband (Lig. supraspinale), Nackenband (Lig. nuchae), Zwischenbogenbänder (Ligamenta. flava), Zwischendornfortsatzbändern (Ligg. interspinalia) und den Bändern zwischen den Querfortsätzen (Ligg. intertransversaria) zusammen und spannt sich vor und hinter den Wirbelkörpern, sowie zwischen den Wirbelbögen auf. Die einzelnen Wirbelkörpern werden durch Bandscheiben (Disci intervertebrales) verbunden. (Kapandji und Koebe 2016, Band 3, S13-26)

5.1.3 Aufbau eines funktionellen Wirbelsäulenabschnittes (FSU)

In biomechanischen Versuchen wird die Wirbelsäule meistens zur besseren Beurteilung in funktionelle Wirbelsäulenabschnitte unterteilt. Bei der Betrachtung eines FSU geht man von einem Zwei-Säulen-Modell aus: Die anteriore Säule wird hier durch zwei Corpora vertebrae mit der dazwischen liegenden Discus intervertebralis gebildet, die posteriore Säule durch die Arci vertebrae mit den dazwischen liegenden Facettengelenken der Processi articulares. Hierdurch ergibt sich ein Dreiteilgelenk. Durch die Facettengelenke wird der Bewegungsumfang in Frontalflexion und Dorsalextension eingeschränkt, wobei sich durch die unterschiedliche

Ausrichtung der Gelenke in den verschiedenen Wirbelsäulenabschnitten unterschiedliche Bewegungsausmaße ergeben (Masharawi et al. 2004; Panjabi et al. 1993).

Der Discus besteht aus zwei Anteilen. Zentral liegt der wasserhaltige und nur wenig Kollagenfasern enthaltende Nucleus pulposus. Dieser wird von dem aus mehreren Schichten Kollagenfasern bestehenden Anulus fibrosus umgeben. Durch die ringförmige, konzentrische Anordnung der Fasern ergibt sich die mechanische Eigenschaft des Anulus, auf Verformungen proportional mit Steifigkeit zu reagieren (Guerin und Elliott 2007; Börm et al. 2017, S.24f). Der Nucleus gilt hingegen als viskoelastisch, sein mechanisches Verhalten verändert sich in Abhängigkeit von Dauer und Geschwindigkeit der Lastübertragung. Bei schneller Kompression breitet sich der Nucleus pulposus radiär aus, wobei die Kollagenfasern des Anulus hier entgegenwirken. Bei langsamer Kompression kommt es zu einer Abnahme der interstitiellen Flüssigkeit im Nucleus und somit zu veränderten Druckverhältnissen und einer Höhenabnahme. (van der Veen et al. 2007). Zu dieser Höhenabnahme kommt es auch physiologisch im Tagesverlauf, durch das auf die Wirbelsäule einwirkende Gewicht des aufrecht stehenden Körpers. (Kapandji und Koebke 2016, S38) Bei der Neigung eines Bewegungssegmentes der FSU wird der Anulus in der Bewegungsrichtung komprimiert und in der Gegenrichtung distrahiert. Der Nucleus verschiebt sich hierbei entgegen der Hauptlast (Nachemson 1981).

5.1.4 Bewegung und Kinematik der Wirbelsäule

Die Beweglichkeit der Wirbelsäule bedarf einer dreidimensionalen Betrachtung. Die Richtungen der Freiheitsgraden sind: Sagittal (Flexion und Extension), transversal (Seitneigung beidseits) und longitudinal (axiale Rotation). Sowohl für die Bewegung, als auch für die Stabilisierung der Wirbelsäule ist eine Interaktion von Gelenken, Bändern und Muskulatur nötig. Die, trotz des geringen Bewegungsumfanges der jeweils einzelnen FSU, vorhandene große Beweglichkeit der Wirbelsäule ergibt sich aus der großen Anzahl an FSU. Zu beachten ist hierbei, dass die Bewegungsumfänge der einzelnen FSU aufgrund der unterschiedlichen Bandstrukturen, Bandscheiben und Ausrichtung der Facettengelenke entsprechend der Segmenthöhe sehr unterschiedlich sind (Börm et al. 2017, S26f). Zur genauen Erfassung einer Bewegung muss neben der Angabe des Bewegungsumfanges (ROM) als quantitative Beschreibung, auch das Drehzentrum (CoR) als qualitative Beschreibung erfasst werden. Das CoR verändert sich jedoch während der Bewegung, sodass bei großen Bewegungen eine

Unterteilung des Bewegungsablaufes sinnvoll sein kann (Gertzbein et al. 1985; Dvorak et al. 1991).

5.2 Osteoporose

Die Krankheit Osteoporose wird vom Deutschen Dachverband Osteologie definiert als eine systemische Skeletterkrankung, die durch eine niedrige Knochenmasse und eine mikroarchitektonische Verschlechterung des Knochengewebes charakterisiert ist, mit einem konsekutiven Anstieg der Knochenfragilität und der Neigung zu Frakturen. Sind bereits osteoporotisch bedingte Frakturen aufgetreten, spricht man von einer manifesten Osteoporose (DVO Leitlinie Osteoporose 2014). Hier wird die Definition der WHO inkludiert, die festlegt, dass Osteoporose dann vorliegt, wenn die Knochenmineraldichte (Nach DXA-Methode gemessen) um 2,5 Standardabweichungen (SD) unter dem statistischen Mittelwert gesunder prämenopausaler Frauen liegt, was als T-Score bezeichnet wird (Kanis 1994, 2007). Osteoporose entsteht durch ein jahrelanges Missverhältnis zwischen durch Osteoklasten bedingten Knochenabbau und Osteoblasten bedingten Knochenaufbau. Da die Reparaturarbeit der Osteoklasten und -blasten hauptsächlich am Endost stattfindet, sind Knochen mit einem hohem Anteil an Spongiosa besonders vom osteoporotischen Knochenabbau betroffen, sodass sich osteoporotische Frakturen häufig an Wirbelkörpern, Oberschenkelhals und Rippen manifestieren (Bartl 2011, S.23). Es kann zwischen zwei Formen der Osteoporose differenziert werden: Die primäre Osteoporose, zu der die peri- und postmenopausale, die senile und die idiopathische Osteoporose gezählt werden (Orimo et al. 2001) und die sekundäre Osteoporose, die durch Stoffwechselerkrankungen, Medikamente oder massive Immobilisation verursacht wird (Hofbauer et al. 2010). Die Bedeutung der Krankheit erschließt sich zum einen in der hohen Prävalenz von ca. 6,3 Millionen Erkrankten in Deutschland im Jahr 2009 mit steigender Tendenz (Häussler B et al. 2006; Hadji et al. 2013), den hohen Kosten für das Gesundheitssystem mit 1,9 Milliarden Euro in Deutschland im Jahr 2008 (Statistisches Bundesamt (Destatis) 2015) und dem hohen Verlust an Lebensqualität für die einzelnen Betroffenen (Adachi et al. 2010; Jahelka et al. 2009). Dies führte dazu, dass Osteoporose mittlerweile von der WHO in die Liste der zehn wichtigsten Erkrankungen weltweit aufgenommen wurde.

Obwohl Berstungsfrakturen hauptsächlich durch Hochenergietraumata verursacht werden, begünstigt eine durch Osteoporose bedingte schwache Knochenstruktur im Wirbelkörper die Entstehung von Berstungsfrakturen bei Traumata.

5.3 Computertomographie

Die Computertomographie (CT) wurde 1967 durch den Physiker Hounsfield als Weiterentwicklung der Röntgentechnik entwickelt und zu Beginn der 1970er Jahre in die klinische Praxis eingeführt. Bei der CT als Röntgenschnittverfahren wird der menschliche Körper im Gegensatz zum herkömmlichen Röntgen mittels Bildaufbau am Computer in Querschnittbildern dargestellt und die Organe überlagerungsfrei abgebildet.

Der Aufbau eines Computertomographen entspricht einer Fortführung der konventionellen Radiologie. In einer Röntgenröhre wird Röntgenstrahlung erzeugt, die den Körper passiert, dadurch abgeschwächt wird und anschließend auf dem gegenüberliegenden Detektorsystem (Scanner) erfasst wird. Im Unterschied zur konventionellen Tomographie sind bei der CT Röntgenröhre und Scanner auf einer ringförmigen Konstruktion (dem sogenannten „Gantry“) gegenüberliegend angebracht und rotieren während der Durchstrahlung 360° um den Patienten, der auf dem Untersuchungstisch liegend horizontal durch die „Gantry“ geschoben wird. Die Technik des axialen und helikalen Scannens wird als Spiral-CT bezeichnet. Es werden Millionen von Absorptionswerten erfasst, die den sich im Körper befindenden Volumenelemente (Voxel) zugewiesen werden können. Aus den Absorptionswerten, die die aus dem Körper austretende Röntgenstrahlungsintensität I darstellt, kann jedem Voxel über die umgestellte Lambert-Beersche-Formel abhängig von seiner Dichte ein Schwächungskoeffizient μ zugewiesen werden.

$$I = I_0 \times e^{-\mu \times d}$$

I = Röntgenstrahlungsintensität nach Objekt

I_0 = Röntgenstrahlungsintensität vor Objekt

μ = Schwächungskoeffizient

d = Dicke der Materialschicht

Dem errechneten Schwächungskoeffizienten wird eine CT-Zahl in der Einheit „Hounsfield-Einheit“ (HE) zugewiesen. Definiert wird die Skala der Hounsfield-Einheiten an den drei Fixpunkten Wasser (0 HE), Luft (-1000 HE) und kompakter Knochen (+2000 HE). Jedem anderen Voxel wird über die Formel

$$CT - Zahl = \frac{1000 \times (\mu_{Objekt} - \mu_{Wasser})}{(\mu_{Wasser})}$$

eine CT-Zahl zugewiesen, die in die Skala eingeordnet werden kann. Das menschliche Gewebe hat zum größten Teil Dichtewerte zwischen -100 HE und +100 HE. Dem Dichtewert kann

anschließend in der Bilddarstellung ein Grauton zugewiesen werden, wobei das menschliche Auge nur 20 Grautöne unterscheiden kann. Durch die Fenstereinstellung kann der Untersucher eine Fensterbreite (Intensitätsbereich bestimmter Größe) festlegen, die in den 20 zur Verfügung stehenden Grautönen dargestellt werden soll. Alle Voxel, die eine CT-Zahl über oder unter diesem Intensitätsbereich haben, werden nur in einer Graustufe dargestellt (Kauffmann et al. 2006, S103-108). Zum Vergleich der Bilddichten untereinander werden die Begriffe isodens („von gleich bleibender Dichte“), hyperdens („von vermehrter Dichte“) und hypodens („von verminderter Dichte“) verwendet.

Die hohen Auflösung und die dreidimensionale Darstellung der CT-Bilder bietet bei vielen Fragestellungen verglichen mit der konventionellen Tomographie eine deutliche Verbesserung in der Diagnostik, was seit Entwicklung der Technik zu einem konstanten Anstieg der Untersuchungen geführt hat. Der guten Bildqualität steht die im Vergleich zur konventionellen Tomographie deutlich höhere Strahlenbelastung gegenüber. Obwohl CT-Untersuchungen in Deutschland 2012 nur 9% der radiologischen Untersuchungen ausmachen, verursachten sie eine „Effektive Dosis“ von 1mSv pro Einwohner, was über 60% der durchschnittlichen jährlichen „Effektiven Dosis“ darstellt, die sich aus diagnostischen und interventionellen radiologischen Untersuchungen ergibt. So hat sich die jährliche „Effektive Dosis“ durch CT-Untersuchungen pro Kopf in Deutschland von 1996 bis 2012 mehr als verdoppelt. (Scheegerer et al. 2017).

Ionisierende Strahlung wie Röntgenstrahlung kann über Radikalbildung zu DNA-Strangbrüchen führen oder die DNA direkt ionisieren. Viele dieser so verursachten Schäden können repariert werden. DNA-Doppelstrangbrüche sind jedoch schwer zu reparieren und können zu Punktmutationen, Translokation von Chromosomen und Genfusion führen, was mit einem erhöhten Risiko zur Karzinomentstehung einhergeht. Obwohl das individuelle Risiko durch eine CT-Untersuchung eine Karzinomentstehung zu induzieren als sehr gering eingeschätzt werden kann, ist das Risiko für die Gesamtbevölkerung aufgrund der hohen Anzahl an Untersuchungen nicht zu unterschätzen (Brenner und Hall 2007; Brenner und Elliston 2004). Einer Schätzung zufolge beträgt der Anteil der diagnostischen radiologischen Untersuchungen am kumulativen Risiko von 75 Jährigen Einwohnern des United Kingdom 0,6%, was 700 Fällen pro Jahr entspricht (Berrington de Gonzalez und Darby 2004).

Bei Wirbelsäulenverletzungen bietet die CT-Untersuchung den Vorteil schnell und zuverlässig Verletzungsmuster zu diagnostizieren und klassifizieren, die bei einer konventionellen Röntgenuntersuchung nicht erkannt werden können. Im Besonderen gilt dies für Frakturen der Wirbelkörperhinterwand und einer damit einhergehenden möglichen Einengung des Spinalkanals (Schnake et al. 2017). Deshalb empfiehlt die Arbeitsgemeinschaft Wirbelsäule der

Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie einen großzügigen Einsatz der CT-Untersuchung, falls die Instabilität der Verletzung und die Einengung des Spinalkanals nicht mit absoluter Sicherheit ausgeschlossen werden können (Verheyden et al. 2011).

5.4 Entstehung und Einteilung von Wirbelkörperfrakturen

Wirbelsäulenverletzungen gehören wegen der neurologischen Komplikationen mit zu den sowohl von Patienten als auch Ärzten am meisten gefürchtetsten Verletzungen. Die Verletzungen können von leichten Schmerzen, schweren Lähmungen bis zum Tod führen (Bensch et al. 2006). Frakturen der Wirbelsäule benötigen hohe Krafteinwirkung, wie den Aufprall eines fliegenden Körpers durch den Unfallmechanismus. Ausgenommen sind Patienten, die unter rarefizierenden Erkrankungen, wie z.B. Osteoporose, leiden, die die Knochenstabilität negativ beeinflussen. Hier können bereits Bagateltraumen zu Verletzungen führen oder es sind Spontanfrakturen möglich. Die häufigsten Unfallmechanismen bei gesunder Knochenstruktur stellen Stürze, Verkehrsunfälle und Sportunfälle dar. Die durch den Unfall auftretenden Kräfte übersteigen die individuelle Belastungsgrenze der ossären und diskoligoligamentären Strukturen und führen je nach Krafrichtung und Lage der Hauptdrehachse zu Verletzungen. Kompression führt zu Stauchung der Wirbelsäule oder Berstungsfrakturen, Distraction zu horizontalen Zerreißen und Rotation zu Torsionsdislokationen (Rüter et al. 2004, S689).

Die von der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese (AO) aufgestellte und allgemein anerkannte Klassifikation basiert auf der Ausarbeitung des aktuellen Standes der Wissenschaft und wurde 2013 durch eine internationale Gruppe von Wirbelsäulenchirurgen aufgestellt. Notwendig wurde dies aus der Erkenntnis, dass die bisherige Klassifikation von Wirbelsäulenverletzungen nach Magerl als Schwachpunkte eine zu hohe Komplexität mit daraus resultierender mangelnder Reproduzierbarkeit der Einteilung, keine resultierende Behandlungsempfehlung, sowie eine fehlende klinische Validierung (Wood et al. 2005) aufwies. Die aktuelle Klassifikation baut jedoch auf der Systematik von Magerl auf, die sich auf die von Whitesides aufgestellte Zweisäulentheorie stützt. Hiernach besteht die Wirbelsäule aus einer druckfesten vorderen Säule, diese besteht aus Wirbelkörpern und Bandscheiben, und einer zugfesten hinteren Säule, welche aus dem Wirbelbogen, sowie den verbindenden Ligamenten besteht. Die Verletzungen werden anhand der vorliegenden Instabilität eingeordnet, wobei die Definition von Whitesides der Stabilität zu Grunde liegt: „A stable spine should be one that can withstand axial compressive forces anteriorly through the vertebral

bodies, tension forces posteriorly and rotational stress, thus being able to function to hold the body erect without progressive kyphosis and to protect the spinal contents from further injury.“ (Whitesides 1977). Gemäß der aktuell gültigen Klassifikation der AO werden Wirbelsäulenverletzungen in drei Gruppen mit weiterer Untergruppen eingeteilt (Vaccaro et al. 2013).

Typ A Verletzungen umfassen Kompressionsverletzungen des Wirbelkörpers und werden durch Druckkräfte verursacht. Diese Kräfte können axial oder über ein ventral gerichtetes Drehmoment im Sinne einer Flexionsbewegung wirken. Charakteristika stellen die Kompressionsverformung und die Unversehrtheit der hinteren Säule dar. Die Unterteilung der Typ A Verletzungen erfolgt in fünf Gruppen. Als A0 Verletzungen werden solche Frakturen bezeichnet, die die strukturelle Integrität und Stabilität der Wirbelsäule nicht beeinflussen, wie bspw. Frakturen der verschiedenen Processi. In der Kategorie A1 sind Keilkompressionsfrakturen, also einzelne Deckplattenfrakturen zusammengefasst, die keine Beteiligung der Hinterkante beinhalten. In der Kategorie A2 sind Spaltfrakturen zusammengefasst. Diese werden durch eine Fraktur, die sich durch beide Endplatten zieht, jedoch keinerlei Beteiligung der Hinterkante aufweist, definiert. In der Kategorie A3 sind inkomplette Berstungsfrakturen zusammengefasst. Dies sind jegliche Frakturen, die eine Beteiligung der Hinterkante beinhalten, jedoch nur eine Deckplatte frakturiert haben. Regelmäßig liegt eine vertikale Fraktur der Lamina, jedoch keine Verletzung des Bandapparates vor. Die Kategorie A4 enthält nun Verletzungen, die eine Beteiligung der Hinterkante, sowie die Frakturierung beider Deckplatten vorweisen. Wie bei der Kategorie A3 ist eine vertikale Frakturierung der Lamina üblich, allerdings darf keine Verletzung des Bandapparates vorliegen. Sobald eine Verletzung des Bandapparates vorliegt sollten Verletzungen, die nach der Fraktur des Wirbelkörpers in die Kategorie A2 oder A4 fallen, als Typ B Verletzungen kategorisiert werden.

Typ B Verletzungen sind Distraktionsverletzungen der Wirbelsäule. Diese umfassen sämtliche Verletzungen, die eine Verletzung des vorderen oder des hinteren Bandapparates aufweisen. Typ B Verletzungen können mit Typ A Verletzungen einhergehen und werden in drei Unterkategorien eingeteilt. Unter Typ B1 werden monosegmentale Verletzungen des hinteren Längsbandes zusammengefasst, die sich transossär fortziehen können, klassischerweise als Chance-Fraktur bekannt. Typ B2 kategorisiert eine Zerreißung des hinteren Bandapparates mit einhergehender Wirbelkörperfraktur nach Typ A. Die Verletzungen sollten nach jeweiliger Verletzungshöhe getrennt beschrieben werden. In der Kategorie B3 sind Hyperextensionsverletzungen zusammengefasst. Hierbei kommt es zur Zerreißung des

Theoretische Grundlagen

vorderen Längsbandes und Fraktur eines Wirbelkörpers oder Riss einer Bandscheibe. Eine größere Dislokation wird jedoch durch intakte posteriore Elemente verhindert. Fällt diese Stützung durch Verletzung bspw. des hinteren Bandapparates weg, muss die Verletzung als Typ C eingestuft werden.

Typ C Verletzungen beinhalten als Translationsverletzungen alle Verletzungen der Wirbelsäule bei denen eine Dislokation vorliegt oder knöcherne Strukturen verschoben sind. Hierbei gibt es aufgrund der vielen möglichen Variationen keinerlei Sybtypen, jedoch sollte, falls Verletzungen in die Kategorie A oder B fallen, diese zusätzliche Einteilung erfolgen um die vorliegende Gesamtmorphologie möglichst exakt beschreiben zu können (Magerl et al. 1994; Rüter et al. 2004; Schnake et al. 2017; Whitesides 1977; Vaccaro et al. 2013)

Zusätzlich zur Verletzung des Bewegungsapparates beschreibt die AO Klassifikation den neurologischen Status des Patienten. Hierbei erfolgt die Abstufung in 5 Klassen. In der Kategorie N0 werden Patienten, die kein neurologisches Defizit haben, eingestuft. N1 umfasst Patienten, die vorübergehend ein neurologisches Defizit hatten, welches jedoch aktuell nicht mehr besteht. N2 umfasst Untersuchungsbefunde mit radikulären Symptomen. In der Kategorie N3 sind inkomplette Rückenmarksverletzungen eingeordnet, also Verletzungen die mit sensomotorischen Teilverlusten einhergehen. N4 kategorisiert als höchste Kategorie Verletzungen die mit einer kompletten Unterbrechung des Rückenmarks einhergehen und zu einem Totalausfall der Leitungsbahnfunktion des Rückenmarks führt. Patienten, die aufgrund von Schädel-Hirn-Traumata, Sedierung, Intubation o.ä. neurologisch nicht untersucht werden können, werden als Nx kategorisiert (Vaccaro et al. 2013).

Neben der Einteilung nach Verletzung und Neurologie wurden die Zusatzkategorien M1 und M2 festgelegt. M1 beinhaltet unbestimmte Verletzungen des Bandapparates, die durch Bildgebung vornehmlich mittels Magnetresonanztomographie oder klinische Untersuchung festgestellt wurde. Dies soll bei Verletzungsmustern, die sich durch Stabilität der knöchernen Verletzung charakterisieren, jedoch aufgrund der verletzten Bandstrukturen eine Instabilität vorweisen könnten, dazu führen, dass an eine operative Versorgung in der Therapie gedacht wird. Die Kategorie M2 umfasst Komorbiditäten des Patienten, die neben dem eigentlichen Verletzungsmuster für oder gegen eine Operation sprechen können, wie bspw. Spondylitis ankylosans, Osteoporose usw.

5.5 Versorgung von Wirbelkörperfrakturen

5.5.1 Verfahren

Prinzipiell stehen zur Versorgung von Wirbelkörperfrakturen verschiedene therapeutische Verfahren zur Verfügung. Ziel ist immer die Schmerzreduktion, die Stabilität der Wirbelsäule und teilweise eine Verringerung des Kyphosewinkels. Bei Frakturen, die neurologischen Symptome verursachen, wird eine operative Behandlung mit dem Ziel dauerhafte neurologische Schäden abzuwenden empfohlen. Wobei auch hier keine absolute Kontraindikation für konservative Therapie auf hohem evidenzbasierten Level besteht (Bakhsheshian et al. 2014). Bei Frakturen ohne Neurologie stehen mehrere Verfahren zur Verfügung, aus denen Arzt und Patient auswählen können, da die Verfahren als gleichwertig angesehen werden oder zumindest kein Konsens zur Überlegenheit eines Verfahrens herrscht (Ateş et al. 2016; Blondel et al. 2011; Diamond et al. 2003; Dai et al. 2007).

Das einfachste Verfahren stellt die konservative Behandlung dar. Diese kann vor allem bei neurologisch intakten Patienten mit stabilen Frakturen zum Einsatz kommen. Die Therapie ist variabel und beinhaltet je nach Literatur und individuellem Fall Medikamente zur Osteoporoseprophylaxe oder -behandlung, medikamentöse Schmerztherapie, Bettruhe und Physiotherapie (Dai et al. 2007; Kasperk et al. 2005; Diamond et al. 2003).

Der „Dachverband der Deutschsprachigen Wissenschaftlichen Osteologischen Gesellschaften e.V.“ hat 2017 eine Leitlinie zur „Prophylaxe, Diagnostik und Therapie der Osteoporose bei postmenopausalen Frauen und bei Männern“ herausgegeben, in der die aktuelle Studienlage zusammengefasst und Empfehlungen ausgesprochen. In der Literatur zeigt sich, dass schwerpunktmäßig Studien zur Behandlung postmenopausaler Frauen durchgeführt wurde, jedoch können die Ergebnisse laut Leitlinie ebenso auf männliche Patienten übertragen werden, zumal bei Männern durchgeführte Studien, bis dato keinerlei große Abweichung aufzeigen. Allgemein wird für Osteoporosepatienten die Einnahme von 1000mg Calcium über die Nahrung empfohlen ggfs. als Supplementierung und die Gabe von 800-1000 Einheiten Vitamin D3. Bei allen Patienten bei denen ein erhöhtes Frakturrisiko besteht sollte eine spezielle medikamentöse Therapie erfolgen. Hierzu stehen je nach Kontraindikation und Nebenwirkungen mehrere Medikamente wie bspw. Alendronat, Risedronat und Teriparatid zur Verfügung (Thomasius et al. 2018).

In einer 2018 durchgeführten systematischen Literaturrecherche zur konservativen Therapie traumatischer thorakaler und lumbaler Wirbelkörperfrakturen konnten Spiegl et al. aufzeigen, dass die Evidenz zur Schmerztherapie nicht osteoporotischer Wirbelkörperfrakturen sehr

gering ist, da bei der Suche keine Studie gefunden werden konnte, die die Aspekte der medikamentösen Analgesie mit einbezieht und es keinerlei konkrete Leitlinienempfehlung gibt (Spiegel et al. 2018). In der Konsequenz sollte zur Analgesie das allgemein in der Schmerztherapie bewährte WHO Stufenkonzept angewendet werden. Hierbei werden in der ersten Stufe Nicht-Opioid Analgetika angewendet. Zur Überlegung steht, aufgrund des antiphlogistischen Potentials auf Analgetika der Nicht-Steroidalen-Antirheumatika (NSAR) zurückzugreifen, wobei sich insbesondere auch Metamizol als nicht zur Gruppe der NSAR zählenden Medikamente, trotz mangelnder Studien in der Schmerztherapie bewährt hat (Lampl und Likar 2014). Bei nicht ausreichenden analgetischen Potential kann gemäß Stufenschema auf niedrig potente Opioidanalgetika oder im Verlauf auf hochpotente Opioide zurückgegriffen werden, wobei hier auf Nebenwirkungen und Kontraindikation zu achten ist.

Nachdem in der Vergangenheit häufig längere Bettruhe im Therapiekonzept inkludiert war, wird aktuell aufgrund des erhöhten Risikos für thromboembolische Ereignisse, pulmonale Komplikationen und Dekubitusulzerationen davon abgesehen und die Bewegung durch physiotherapeutische Behandlung gefördert.

Bei instabilen Frakturen wird in der Literatur meistens eine operative Therapie empfohlen. Hierbei stehen verschiedene Verfahren zur Verfügung. Als minimalinvasive Verfahren stehen Zementaugmentationsverfahren, wie Vertebroplastie und Kyphoplastie alleine oder teilweise in Kombination mit einer dorsalen Instrumentierung zur Verfügung (Carbognin et al. 2009).

Die Vertebroplastie wurde in Frankreich 1984 erstmalig zur Behandlung eines Hämangioms im Wirbelkörper C2 von Galibert und Deramond eingesetzt und später als Behandlungsmöglichkeit bei verschiedenen Indikationen, wie osteoporotischen, pathologischen, trauma- und tumorassoziierten Frakturen verwendet (Galibert et al. 1987; Lapras et al. 1989). Bei dem Verfahren wird unter Röntgenkontrolle mittels C-Bogen jeweils eine Hohlnadel vom Kaliber 10-14G transpedikulär rechts und links in den Wirbelkörper eingeführt. Anschließend erfolgt die Injektion von strahlendichtem Knochenzement in den kollabierten Wirbelkörper (Tsoumakidou et al. 2017). Ziel der Vertebroplastie ist die Stabilisierung des Wirbelkörpers, die Steigerung der Mobilität und die Schmerzreduktion, wobei der genaue analgetische Effekt unklar ist (Garfin et al. 2001). Diskutiert werden die Theorien der chemische Toxizität und des exothermischen Effekt der Zementpolymerisation auf Nervenenden. Aufgrund der insgesamt sehr guten Behandlungsergebnisse etablierte sich die Vertebroplastie als gängiges Verfahren (Chen et al. 2017).

Die Bezeichnung „Kyphoplastie“ wurde von der Firma „Kyphon Inc.“ als Weiterentwicklung der Vertebroplastie eingeführt und 1998 das erste Mal klinisch angewandt (Bouza et al. 2006). Der

Zugang erfolgt kongruent zur Vertebroplastie. Vor dem Einfüllen des Zements wird mittels einem oder zwei aufblasbarer Ballons, die über die Hohlnadel eingeführt werden, eine künstliche Höhle im Wirbelkörper geschaffen. Neben der Stabilisierung kann der zusammengedrückte Wirbelkörper hierdurch wieder an Höhe aufgerichtet werden. Dies entspricht einer anatomischen Rekonstruktion und bewirkt eine Verringerung der kyphotischen Deformation, hat jedoch keinen primären Einfluss auf die Schmerzreduktion oder Mobilität der Patienten. Zusätzlich ist durch die geschaffene Höhle ein geringer Druck zum Einfüllen des Zement nötig, als bei der Vertebroplastie (Chen et al. 2017; Oner et al. 2006; Garfin et al. 2001; Tsoumakidou et al. 2017; Carbognin et al. 2009; Filippiadis et al. 2017; Voggenreiter 2005a).

In der Mehrheit der Studien, die konservative Therapie und Verfahren der Zementaugmentation vergleichen, wird gezeigt, dass Kyphoplastie und Vertebroplastie hinsichtlich der Schmerzreduktion und Mobilität keine signifikanten Unterschiede aufweisen und somit vom Ergebnis als qualitativ gleichwertige Verfahren anzusehen sind (Junhua Du, Xigong Li, Xiangjin Lin 2014; Ateş et al. 2016; Blondel et al. 2011; Chen et al. 2017). Jedoch geht die Ballonkyphoplastie mit einer längeren Operationszeit und höheren Kosten einher (Filippiadis et al. 2017). Im Vergleich der Zementaugmentationsverfahren mit der konservativen Behandlung von Wirbelkörperfrakturen wird in der Mehrzahl der Studien gezeigt, dass die operativen Methoden hinsichtlich Schmerzreduktion und Mobilität überlegen sind (Bouza et al. 2006; Diamond et al. 2003). In einigen Studien konnte darüber hinaus gezeigt werden, dass die Anzahl der Arztbesuche und die Krankenhausverweildauer geringer, als bei einer konservativen Therapie ist (Blondel et al. 2011; Maestretti et al. 2007; Bouza et al. 2006). So standen im postoperativen Jahr bei Patienten mit Ballonkyphoplastie $5,3 \pm 0,7$ Besuche bei Schmerztherapeuten gegenüber $11,6 \pm 2,7$ Besuche in der Kontrollgruppe mit konservativer Therapie, $p=0,006$ (Grafe et al. 2005). Durch diese in der Literatur aufgezeigte Datenlage ergibt sich der Ansatz, dass sich die höheren Kosten der Operation, durch die geringeren Kosten im Verlauf der Behandlung relativieren könnten.

Ein bereits erwähnter theoretischer Vorteil der Ballonkyphoplastie gegenüber der Vertebroplastie ergibt sich aus der Überlegung, dass durch die Höhenrekonstruktion und in der Folge durch die Aufrichtung der sagittalen Höhe, der Verringerung des Kyphosewinkels und der Verbesserung der Lungenkapazität bessere Langzeitergebnis erzielt werden können (siehe 1.2 Krankheitsfolgen). Eingeschränkt wird der theoretische Vorteil durch ein Wiedereinsinken des frakturierten Wirbelkörpers u.a. während des Arbeitsschritt des Entfernen der Ballons aus dem Wirbelkörper (Voggenreiter 2005a; Verlaan et al. 2005c) oder aber bei dauerhafter Belastung.

Diesbezüglich zeigt sich im Vergleich kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden in der Praxis gängigen Verfahren der Kyphoplastie und Vertebroplastie (Wilke et al. 2006).

Hierbei zeigen sich alternative Operationsmethoden, wie bspw. der SpineJack (Vexim, Balma, France), bei der das Material zur Aufrichtung im Wirbelkörper verbleibt, vorteilhaft.

5.5.2 Komplikationen

Wie bei jedem invasiven Verfahren können auch bei der Vertebroplastie und Kyphoplastie Komplikationen auftreten (Bouza et al. 2006). Die Inzidenz wird bereits durch die Frakturursache beeinflusst. Sie liegt bei osteoporotischen Kompressionsfrakturen bei 2%, wohingegen sie bei Kompressionsfrakturen durch maligne Tumore bedingt mit 10% deutlich höher liegt (Wong und Mathis 2005). Neben den allgemeinen Risiken bei Operationen wie bspw. Blutungen, Infektionen, Gewebeschaden und kardiopulmonalen Ereignissen, kommen spezielle Risiken wie die allergische Reaktion auf den Knochenzement, Zementleckage, thermische Schäden und Frakturen benachbarter Wirbelkörper hinzu (Filippiadis et al. 2017; Zhu et al. 2016).

Die Zementleckage mit der Gefahr der dadurch verursachten Lungenarterienembolie stellt bei beiden Verfahren die häufigste Komplikation dar, wobei die Inzidenz je nach Literatur schwankt. Insgesamt liegt die Inzidenz bei der Kyphoplastie jedoch deutlich unterhalb der Inzidenz bei Vertebroplastie (Doody et al. 2009; Junhua Du et al. 2014). So beschreibt Bouza et al. eine Inzidenz von 7% für Zementleckage bei Ballonkyphoplastie, wobei diese häufig asymptomatisch bleibt. Die Inzidenz für schwere Komplikationen wie neurologische oder kardiopulmonale Beeinträchtigung wird mit 1,16% angegeben (Bouza et al. 2006). Die Leckage wird durch verschiedene Faktoren beeinflusst, durch deren Wissen die Komplikationsrate gesenkt werden kann. Zan et al. beschreibt ein dreifach höheres Risiko zur Zementleckage bei niedrig-viskösem im Vergleich zu hoch-viskösem Zement. Die injizierte Zementmenge zählt zu den stärksten Einflussfaktoren. Wobei 3,5ml bei thorakalen und 4ml bei lumbalen Wirbelkörpern als sicheres Füllvolumen beschrieben werden (Zhan et al. 2017; Zhu et al. 2016).

Durch die exothermische Reaktion bei der Aushärtung des am meisten verwendeten Knochenzements Polymethylmethacrylat (PMMA) kommt es im Wirbelkörper zu einem deutlichen Temperaturanstieg. In der Literatur gibt es daher eine Diskussion über eine hierdurch verursachte Schädigung von Knochen- und Nervengewebe, die bis jetzt nicht geklärt werden konnte. Es konnte im Tierversuch gezeigt werden, dass durch Temperaturen über 50°Celsius, die eine Minute bestehen, eine Schädigung des Knochengewebes verursacht wird

(Eriksson et al. 1984; Field und Morris 1983). Bei der Frage welche Temperaturen bei der Aushärtung entstehen, kommen verschiedene Studien zu unterschiedlichen Ergebnissen, sodass keine sichere Schlussfolgerung getroffen werden kann. Während Deramond et al. im Versuch eine Höchsttemperatur von 41°Celsius über maximal 30 Sekunden feststellt und in der Schlussfolgerung eine Schädigung von Gewebe für nicht wahrscheinlich hält, konnten Belkoff und Molloy Temperaturen über 100°Celsius messen, die sowohl Osteoblasten als auch Nervengewebe schädigen würden (Deramond et al. 1999; Belkoff und Molloy 2003).

Das gehäufte oder verminderte Auftreten von neuen Frakturen in benachbarten Wirbelkörpern mittels Zementaugmentations operierten Wirbelkörper wird in einigen Studien diskutiert (Grafe et al. 2005; Filippiadis et al. 2017). Die Literatur zeigt hier jedoch sowohl im Studiendesign als auch in den Ergebnissen eine sehr große Heterogenität, sodass eine eindeutige Schlussfolgerung nicht getroffen werden kann (Bliemel et al. 2012).

5.6 Knochenzement

Knochenzement ist ein polymerer Werkstoff, der als Knochenersatz oder zur Befestigung von Prothesen verwendet wird. Bei Zementaugmentationsverfahren dient er als Füllmasse im Wirbelkörper. Ziel ist es, die Stabilität im Wirbelkörper nach einer Fraktur zurück zu erlangen und Mikrobewegungen im Wirbelkörper zu verhindern. Durch diese Punkte soll eine Schmerzreduktion erreicht werden (Belkoff und Molloy 2003). Um eine Stabilität im Wirbelkörper zu gewährleisten, muss der Zement vor allem axialer Kompression standhalten. Die Grenzwerte hierfür liegen bei menschlichem Knochen zwischen 2 und 20 MPa (Keaveny und Hayes 1993; McCalden et al. 1997).

Es gibt eine große Bandbreite an Zementarten, wobei sich Knochenzement, auf Basis von Polymethylmethacrylat (PMMA) hergestellt, etabliert hat und am meisten verwendet wird. Zusätzlich werden in die Knochenzemente Stoffe wie bspw. Bariumsulfat oder Zirkonium hinzugegeben, die die Strahlendurchlässigkeit des Zements mindern und ihn somit radiologisch deutlich sichtbar machen. Der Zement wird direkt vor der operativen Verwendung aus einem Härter und einem Binder gemischt, bis er die gewünschte Konsistenz und Viskosität, die als „Zahnpasta-artig“ beschrieben wird, erreicht hat. Je nach Mischverhältnis von Härter und Binder verbleibt eine Arbeitszeit von ca. 20 Minuten, bis der Zement durch Polymerisation in einer exothermischen Reaktion mit Wärmeentwicklung aushärtet und nicht mehr bearbeitet werden kann (Filippiadis et al. 2017).

Neuere Knochenzemente und Zementersatzstoffe werden derzeit entwickelt, woraus sich neue Indikationen entwickeln können. Bereits klinisch verwendet wird der Calciumphosphat-

Theoretische Grundlagen

Zement (CPC). CPC härtet im Unterschied zu PMMA durch Kristallisation mit deutlich geringerer exothermischer Reaktion aus und kann als Träger für osteoinduktive Proteine verwendet werden, die den Knochenaufbau unterstützen. Auf dieser Grundlage empfehlen einige Autoren die Verwendung von CPC zur Zementaugmentation bei jungen Patienten, die eine traumatische Wirbelkörperfraktur erhalten haben, wobei die Gefahr, dass der Zement ausgewaschen wird, deutlich größer als bei PMMA ist (Doody et al. 2009; Blattert et al. 2009).

Biomechanisch weisen die Zementarten Unterschiede auf. CPC hält eine axiale Kompressionskraft von $55 \pm 5 \text{MPa}$ aus ($\text{PMMA } 95 \pm 5 \text{MPa}$) und kann somit Knochen ($2\text{-}20 \text{MPa}$) adäquat ersetzen. Bei Traktions- oder Flexionskräften liegt die Belastungsgrenze für CPC bei $3 \pm 0,7 \text{MPa}$ und somit deutlich unter der von Knochen ($>30 \text{MPa}$). Im Gegensatz zu PMMA ($37 \pm 4 \text{MPa}$) kann CPC Knochen bei sagittalen und transversaler Belastungen nicht adäquat ersetzen (McCalden et al. 1997; Keaveny und Hayes 1993).

Klinisch konnte Blattert et al zeigen, dass bei durch Trauma bedingten Kompressionsfrakturen A1 CPC und PMMA eine gleichwertige Schmerzreduktion bewirken. Bei Berstungsfrakturen A3 konnte jedoch nur mit PMMA eine signifikante Schmerzreduktion erreicht werden (Blattert et al. 2009).

Somit ist PMMA in der klinischen Anwendung aktuell die Standardverwendung, wobei bei strenger Indikationsstellung durch neue Werkstoffe ein Benefit für den Patienten möglich sein könnte (Deramond et al. 1999; Filippiadis et al. 2017; Blattert et al. 2009; Hitchon et al. 2001).

6 Zielsetzung

6.1 Fragestellung

Ziel der Arbeit ist es eine Bewertung eines neu entwickelten Verfahrens der Zementaugmentation bei Wirbelkörpern vorzunehmen. Konkret soll ein Vergleich der Versorgung von Wirbelkörperfrakturen durch die klinisch etablierte Einfachballonkyphoplastie mit einer neu entwickelten Doppelballonkyphoplastie experimentell durchgeführt werden. Der experimentelle Focus soll hierbei auf traumatisch bedingten Berstungsfrakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule, die nach der AO-Klassifikation als A3-Frakturen eingeteilt werden, liegen. Zur Beurteilung soll die Rekonstruktion des Wirbelkörpers in seinen ursprünglichen anatomischen Zustand bei den zwei Verfahren verglichen werden.

In einem biomechanischen Experiment an Leichenwirbelsäulen wird die Aufrichtung des unter Laborbedingungen frakturierten Wirbelkörpers durch zwei Verfahren der Zementaugmentation evaluiert. Vergleichend untersucht werden hierfür die Höhe der Vorderkante, der zentralen Mitte und der Hinterkante des Wirbelkörpers, sowie die Volumina des Wirbelkörpers und der eingefüllten Zementmengen.

6.2 Verbesserungen der Behandlungsmöglichkeiten bei Berstungsfrakturen

Die Berstungsfraktur stellt mit über der Hälfte aller thorakolumbalen Frakturen eine der häufigsten Verletzungen der Brust und Lendenwirbelsäule dar. Trotz des häufigen Vorkommens gibt es eine Vielzahl an therapeutischen Ansätzen zur optimalen Versorgung, wobei in der Literatur eine kontroverse Diskussion über die verschiedenen Verfahren und ihre Überlegenheit im Vergleich geführt wird (Dai et al. 2007; Oh et al. 2015; Del Castillo-Calcáneo et al. 2016; Oner et al. 2006; Bensch et al. 2006). Der nicht vorhandene Konsens in der Behandlung verhindert die Aufstellungen einheitlicher Behandlungskonzepte, weshalb die Erstellung weiterer Studien im Besonderen über minimalinvasive Verfahren notwendig ist (Oh et al. 2015; Oberkircher et al. 2016).

7 Material und Methoden

7.1 Studiendesign und experimenteller Ablauf

Die vorliegende Arbeit lässt sich in zwei Versuchsteile gliedern. Zur Durchführung des Experimentes standen 5 komplette menschliche Wirbelsäulen von Körperspendern zur Verfügung. Nach radiologischer Kontrolle der Unversehrtheit der Wirbelsäulen und anschließender Präparation mit Unterteilung der Wirbelsäulen in 20 Segmente, wurde zunächst im Labor mittels standardisiertem Verfahren eine Berstungsfraktur verursacht. Anschließend erfolgten die radiologische Kontrolle der gesetzten Fraktur mit Klassifikation nach AO und die Einteilung der Wirbelsäulensegmente in zwei Versuchsgruppen. An einem Operationstag wurde eine Gruppe mittels Einfachballonkyphoplastie, die andere Gruppe mit dem neuen Verfahren der Doppelballonkyphoplastie operiert. Abschließend erfolgte eine weitere radiologische Bildgebung zur Überprüfung der Operationsergebnisse und die statistischen Auswertung.

7.2 Wirbelsäulen und Präparation

Zur Versuchsdurchführung standen 5 Präparate, die jeweils aus einer kompletten menschlichen Wirbelsäule inklusive Becken bestanden, zur Verfügung. Alle Wirbelsäulen stammten von Körperspendern. Alle Körperspender hatten keine Tumorerkrankung, Osteoporose oder Medikation, die eine sekundäre Osteoporose verursachen kann. Um die biomechanischen Eigenschaften der verschiedenen Gewebearten der Präparate möglichst physiologisch zu erhalten, wurden sie direkt nach der Entnahme aus dem Körper bei minus 20°Celsius eingefroren. Die tiefgefrorene Lagerung zum Konservieren bei Präparaten zur biomechanische Untersuchung ist wissenschaftlich anerkannt und etabliert (Oberkircher et al. 2016; Verlaan et al. 2005b; Unger et al. 2010). Beim Transport in das Universitätsklinikum Marburg wurde auf eine dauerhaft bestehende Kühlkette geachtet. Die Präparate kamen alle eingefroren im Labor an und wurden hier bis zur Präparation weiter bei minus 20°Celsius gelagert. Zunächst wurden alle Wirbelsäulen mittels Computertomographie radiologisch untersucht, um sie auf bereits vorab existierende Verletzungen, insbesondere Wirbelkörperfrakturen zu untersuchen. Es wurden zusätzlich die Höhe der Vorderkante, die zentrale Höhe des Wirbelkörpers, die Höhe der Hinterkante, sowie das Wirbelkörpervolumen ausgemessen. Diese dienten als Ausgangswerte für die weiteren radiologischen Untersuchungen. Hier konnte bei keiner Wirbelsäule eine Verletzung festgestellt werden.

Zur Präparation der Wirbelsäulen wurden diese am Vortag bei Raumtemperatur für ca. 20 Stunden aufgetaut. Bei der Präparation wurde zunächst jeweils Becken und Wirbelsäule in der Bandscheibe zwischen den Wirbelkörpern L5 und S1 voneinander getrennt. Anschließend erfolgte die Entfernung des Muskulatur- und Fettgewebes, sowie des Rückenmark unter Erhalt aller knöchernen und ligamentären Strukturen der Wirbelsäule, sowie der Disci intervertebrales.

Anschließend wurden aus jeder Wirbelsäule vier Segmente à zwei Wirbelkörper durch Durchtrennung der verbindenden Bandscheibe heraus präpariert. Hierfür wurden die zwei thorakale Segmente T9/T10 und T11/T12 und die zwei lumbale Segmente L1/L2 und L3/L4 gewählt, da die Inzidenz für Berstungsfrakturen hier am größten ist (Bensch et al. 2006). Anschließend wurden die Wirbelkörpersegmente bis zur Frakturgenerierung wieder bei minus 20°Celsius eingefroren. Ab dem ersten Auftauen der Präparate wurden diese durch mit Natrium-Chlorid-Infusionen feucht gehaltene Kompressen umwickelt, um ein Austrocknen der Präparate zu verhindern.

7.3 Fallturm und Frakturgenerierung

Um die Operationsverfahren adäquat vergleichen zu können, war es nötig zur Frakturgenerierung ein standardisiertes Verfahren anzuwenden, das eine möglichst gleichmäßige Erzeugung von Frakturen gewährleistet. Um dieses Problem zu lösen, entwickelten Oberkircher et al. 2016 auf Grundlage bereits existierender Modelle eine Methode zur standardisierten Fakturierung von Wirbelkörpern mit dem Ziel Berstungsfrakturen im Labor genauer untersuchen zu können. Diese Methode kam in unserem Experiment zur Anwendung.

Zunächst wurde jedes Wirbelsäulensegment mit der Deckplatte des oberen Wirbelkörpers sowie der Grundplatte des unteren Wirbelkörpers in Technovit 3040 (Firma Kulzer) eingebettet, um die Segmente fixieren zu können. Technovit 3040 ist ein formstabiler Kunststoff auf Methylmethacrylat-Basis, der mittels Pulver und Flüssigkeit gemischt und zur indirekten Oberflächenprüfung oder Einbettung von Materialien verwendet wird. Dies diente dazu, die Segmente in einen eigens konstruierten Fallturm einspannen zu können. Das hierbei stattgefundenene Einbetten von anatomischen Präparaten in Kunststoff bei biomechanischen Testungen ist ein in der Literatur häufig verwendetes Verfahren (Verlaan et al. 2005b)



Abbildung 1 Fixierung der Wirbelsäulensegmente im Fallturm (Oberkircher et al. 2016)

Der Fallturm, mit dem ein Hochenergetrauma simuliert werden soll, besteht aus einem höhenverstellbaren Metallrohr, das es ermöglicht ein Gewicht von 7kg aus einer Höhe von 1,7m auf einen horizontal ausgerichteten Versuchskörper fallen zu lassen, um ein Kraftmoment schnell zu übertragen. Um zu gewährleisten, dass die Berstungsfraktur im jeweils unteren Wirbelkörper erzeugt wird, war es nötig zusätzlich Stressoren als Sollbruchstellen in der Deckplatte und den Laminae zu erzeugen. Diese wurden durch sechs standardisierte chirurgische Schnitte mittels oszillierender Säge erzeugt.

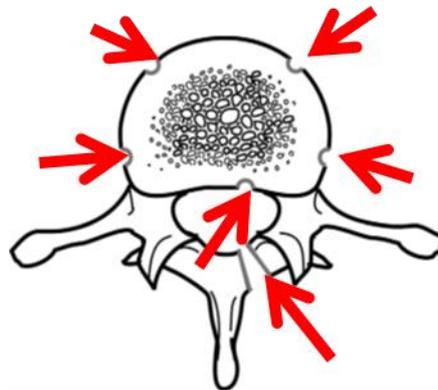


Abbildung 2 Chirurgische Schnitte zum Generieren von Sollbruchstellen (Oberkircher et al. 2016)

Anschließend wurde jeweils ein Präparat in die Fassungen des Turms eingelegt, das Metallrohr direkt auf der eingebetteten Deckplatte des oberen Wirbelkörper platziert und das Gewicht einmal fallen gelassen.

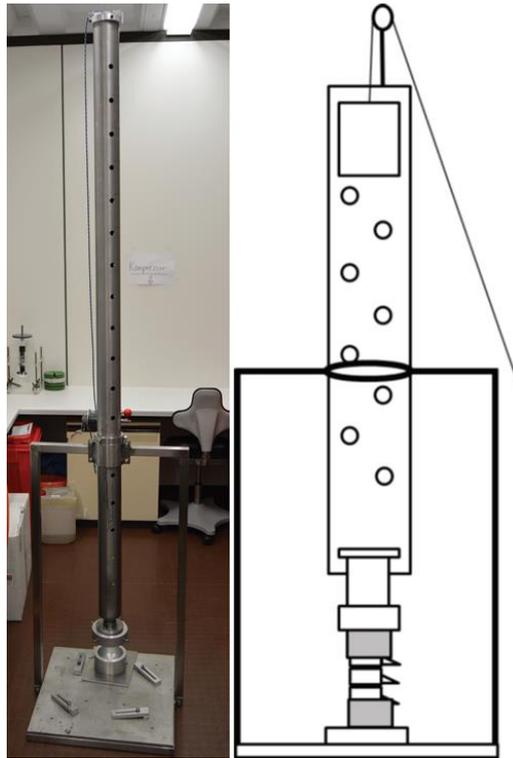


Abbildung 3 Fotografie und schematische Zeichnung des Fallturms (Oberkircher et al. 2016)

Diese Methode baut auf bereits in der Literatur beschriebene Modelle auf und generiert zuverlässig A3-Berstungsfrakturen, ohne Strukturen, die ober- oder unterhalb der Zielstruktur liegen zu verletzen. Das Verteilungsmuster der erzeugten Frakturen ähnelt den in der klinischen Praxis auftretenden Häufigkeiten, die bei 61.9% für Typ A3.1 Frakturen, 12.7% für Typ A3.2 Frakturen und 25.4% für Typ A3.3 Frakturen nach alter AO-Einteilung liegen (Altay et al. 2007; Oberkircher et al. 2016; Kallemeier et al. 2008; Panjabi et al. 1995; Willén et al. 1984). Bereits makroskopisch konnte bei fast allen 20 Präparaten eine deutliche Höhenminderung festgestellt werden, sodass von einer gesetzten Fraktur ausgegangen werden konnte.



Abbildung 4 Wirbelsäulensegment nach Einschnitten und gesetzter Fraktur

Nachdem die Segmente aus dem Fallturm herausgeholt worden waren, wurden sie über die Technovitfassungen in Halterungen eingespannt, um Manipulationen an der Fraktur im weiteren Verlauf zu verhindern.

7.4 Klassifikation und Gruppeneinteilung

Da es das Ziel des Versuches war, einen direkten Vergleich zwischen der Kyphoplastie mit einem Einfachballon und der Kyphoplastie mit einem Doppelballon bei der Berstungsfraktur eines Wirbelkörpers vorzunehmen, wurde anhand der Operationstechnik zwischen zwei Gruppen unterschieden. Die mit Einfachballon-Kyphoplastie zu operierenden Wirbelkörper wurden Gruppe A, die mit Doppelballon-Kyphoplastie zu operierenden Wirbelkörper der Gruppe B zugeordnet.

Um eine Zuordnung vornehmen zu können, wurde, nachdem alle 20 Segmente der Prozedur im Fallturm unterzogen worden waren, erneut eine radiologische Untersuchung durch Computertomographie durchgeführt. Dies diente der Überprüfung der Wirbelkörper auf Frakturen, der Klassifikation und anschließenden Einteilung in die Versuchsgruppen. Bei 16 Segmenten konnte jeweils eine Fraktur des unteren Wirbelkörpers festgestellt werden, die nach AO-Klassifikation als A3-Berstungsfraktur bezeichnet wird. Bei vier Wirbelkörpern konnte entweder keine Fraktur festgestellt werden oder die Fraktur musste einer anderen AO-Klassifikationsgruppe zugeteilt und das Segment in der Folge aus dem weiteren Versuch ausgeschlossen werden. Die verbliebenen 16 Wirbelsäulensegmente wurden randomisiert in zwei Versuchsgruppen à acht Segmente eingeteilt.

Zusätzlich wurden bei der radiologischen Untersuchung wieder die Höhe der Wirbelkörpervorderkante, die zentrale Höhe des Wirbelkörpers, die Höhe der Hinterkante und das Wirbelkörpervolumen ausgemessen.

7.5 Einfach- und Doppelballonkyphoplastie

Die Versuchsgruppen wurden durch die Gruppe Einfachballonkyphoplastie und Doppelballonkyphoplastie gebildet. Alle Materialien wurden von der Firma JOLINE GmbH & Co. KG verwendet. Ziel der Entwicklung der verschiedenen Produkte ist es bei verschiedenen Indikationen eine möglichst gezielte und optimale Deckplattenrekonstruktion bei Wirbelkörperfrakturen zu ermöglichen.

Material und Methoden

Die Methode der Ballonkyphoplastie als allgemeines Verfahren wurde bereits unter dem Punkt „2.5.1. Verfahren“ technisch erklärt. Im Versuch wurden „Allevo Ballon Katheter“ verwendet. Diese Ballons weisen einen Durchmesser von 16mm und eine Länge von 16 mm auf. Laut Herstellerangabe halten die Ballons Drücke von 27 Bar (390psi) aus.



Abbildung 5 Katheter mit Einfachballon

Die Doppelballonkyphoplastie stellt eine Weiterentwicklung der Ballonkyphoplastie dar. In unserem Versuch wurde der Doppelballon „Stop’n GO“ verwendet. Der Aufbau des Ballons unterscheidet sich dadurch, dass sich auf dem Katheter zwei Ballons befinden, sodass mit insgesamt vier Ballons im Wirbelkörper gearbeitet wird. Gegenüber dem herkömmlichen Ballon bietet dieses Verfahren verschiedene theoretische Vorteile. Es erfolgt die kontrolliertere Anhebung der imprimierten Deckplatte „step by step“, wodurch eine optimierte Wirbelkörperrekonstruktion und ein erhöhter Sicherheitsaspekt ermöglicht werden soll.

Der Operateur kann mit der Kraft von vier unabhängigen Ballons arbeiten und somit auf die unterschiedliche Verteilung der Knochenfestigkeit im frakturierten Wirbelkörper reagieren. Da die Drücke in den Ballons und somit auch das Volumen individuell und im Wechsel angepasst werden kann, ist es möglich bei unterschiedlichen Widerständen im Wirbelkörper durch Erhöhung oder Absenken des Drucks in einzelnen Ballons eine einheitliche Rekonstruktion der Endplatten und der Höhe zu gewährleisten. Wenn alle vier Ballons aufgeblasen sind, kann bei richtigem Zugangsweg eine Hufeisenform gebildet werden, wodurch eine biomechanische günstige, hufeisenförmige Verteilung des Knochenzementes ermöglicht wird.

Eine weitere Behandlungsoption stellt die Operationsvariante einen der dorsalen Ballons primär mit gefülltem Volumen im Wirbelkörper zu belassen, während in der Gegenseite bereits Knochenzement eingefüllt wird. Dies soll einerseits dazu dienen, das Absinken der Deckplatte des Wirbelkörpers zwischen der Entfernung der Ballons und dem Einfüllen des Knochenzementes zu minimieren, andererseits soll das Leckage-Risiko verringert werden (Ballon Kyphoplastie Joline Broschüre).

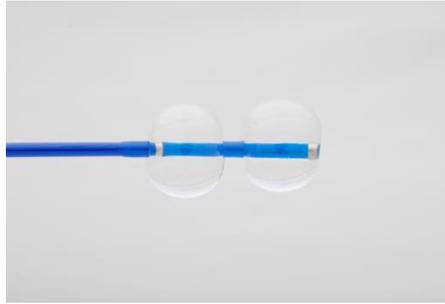


Abbildung 6 Katheter mit Doppelballon

7.6 Operationsverfahren

Alle Wirbelsäulenpräparate wurden an einem Operationstag durch zwei erfahrene Wirbelsäulenchirurgen operiert, wobei zwei Vertreter der Firma JOLINE GmbH Co. KG[®] anwesend waren um bei evtl. auftretenden technischen Fragen beraten zu können.

Die Präparate wurden 24 Stunden vor der Operation bei Zimmertemperatur aufgetaut. Um die Wirbelkörper präoperativ näherungsweise auf eine physiologische Körpertemperatur zu erwärmen wurden sie einzeln wasserdicht verpackt in ein Wasserbad gelegt. Das Wasserbad wurde mittels Tauchsieder konstant bei einer Temperatur von 37° Celsius gehalten und die Präparate für mindestens eine halbe Stunde aufgewärmt. Nach Erwärmen der Präparate wurden sie in Befestigung eingespannt, um sie für die Operation zu fixieren. Hierbei wurde kein zusätzliches Gewicht auf die Wirbelsäulensegmente geladen.

Die ersten und die jeweils letzten Schritte der Operation erfolgten in beiden Versuchsgruppen kongruent und werden entsprechend zusammen beschrieben. Zuerst wurde durch eine Zugangsnadel mit Trokarspitze („vertebra access device“), die einen Durchmesser von 3mm (11ga) aufweist, über den linken und rechten Pedikel jeweils eine Zugangsöffnung in den Wirbelkörper geschaffen. Anschließend wurden über die Zugangsnadeln Führungsdrähte („guide pin blunt“) in den Wirbelkörper eingeführt und bis zur Vorderwand des Wirbelkörpers geschoben, wobei darauf geachtet wurde, den Führungsdraht in vertikaler Ausrichtung mittig zu platzieren. Nachdem die Zugangsnadeln entfernt worden waren, wurden über die Führungsdrähte Einführungsgeräte („vertebra introducer device“), mit dem Durchmesser 3,6mm (7ga) in den Wirbelkörper eingeführt und so platziert, dass das vordere Ende der Einführungsgeräte kurz hinter der Wirbelkörperhinterkante im Wirbelkörper lokalisiert war. Nun unterschieden sich die weiteren Abläufe der Versuchsgruppen. Zuerst wird das Vorgehen bei Kyphoplastie mit einem Einfachballon beschrieben.

Über die Einführungsgeräte wurden Katheter mit einem Einfachballon („Allevo Ballon Katheter“) in den Wirbelkörper eingeführt und eine Lagekontrolle durchgeführt. Anschließend

Material und Methoden

wurde jeweils ein Inflationsgerät an die Katheter angeschlossen („inflation device“). Die Inflationsgeräte waren mit röntgendichtem Kontrastmittel gefüllt, was manuell mit theoretisch einem maximalen Druck von 30atm (440psi) in den Ballonkatheter eingefüllt werden kann. Zeitgleich wurden nun die Ballons mit Kontrastmittel gefüllt, wobei in Schritten von 0,5ml vorgegangen wurde und darauf geachtet wurde das der Druck im Ballon nicht über 350psi anstieg. Zuvor festgelegte Abbruchkriterien waren das Platzen eines Ballons, das Verschieben von Wirbelkörperfragmenten nach ventral, lateral oder dorsal oder das Erreichen einer adäquaten Aufrichtung des Wirbelkörpers, was klinisch durch zwei erfahrene Wirbelsäulenchirurgen beurteilt wurde. Nachdem die Ballons nach Erreichen der Aufrichtung für ca. 30 Sekunden im Wirbelkörper belassen worden waren, wurde das Kontrastmittel in das Inflationsgerät zurückgezogen und somit der Druck vom Ballon genommen. Nach vollständiger Entleerung wurden die Katheter und die Einführungsgeräte entfernt.

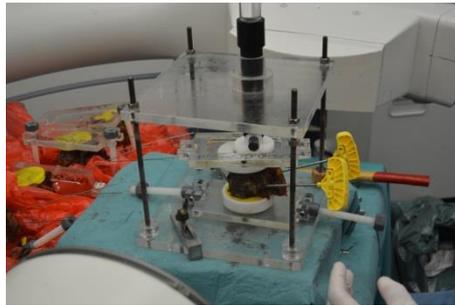


Abbildung 7 FSU mit „vertebra access device“



Abbildung 8 Röntgenbild: Wirbelkörper
"Vertebra access device"



Abbildung 9 Röntgenbild: Wirbelkörper mit mit
Einfachballon-Katheter

Material und Methoden



Abbildung 10 Röntgenbild: Wirbelkörper mit gefüllten Einfachballon-Katheter



Abbildung 11 Röntgenbild: Wirbelkörper mit gefüllten Einfachballon-Katheter



Abbildung 12 Röntgenbild: Wirbelkörper mit gefüllten Einfachballon-Katheter



Abbildung 13 Röntgenbild: Wirbelkörper nach Aufrichtung



Abbildung 14 Röntgenbild: Mit PMMA gefüllter Wirbelkörper



Abbildung 15 Röntgenbild: Mit PMMA gefüllter Wirbelkörper



Abbildung 16 Röntgenbild: Mit PMMA gefüllter Wirbelkörper

Material und Methoden

Bei der zweiten Versuchsgruppe wurde ein Katheter mit einem Doppelballon („Stop'n GO Doppelballon Katheter“) verwendet. Auch dieser Katheter wurde über das Einführungsgerät („vertebra introducer device“) in den Wirbelkörper eingeführt. Anschließend wurde zuerst die vorderen Ballons der Katheter an ein Inflationsgerät angeschlossen und mit Kontrastmittel in 0,5ml Schritten gefüllt. Primäre Abbruchkriterien stellten ein Erreichen der Vorderwand sowie der Deckplatte des Wirbelkörpers, eine Verschiebung der Fragmente nach ventral oder lateral oder ein Vordringen der Ballone in den dorsalen Bereich des Wirbelkörpers dar. Die Inflationsgeräte wurden nun auf die hinteren Ballone aufgesetzt, wobei die vorderen Ballone weiter mit Kontrastmittel gefüllt blieben. Die hinteren Ballone wurden ebenfalls mit Kontrastmittel in 0,5ml Schritten gefüllt, wobei Abbruchkriterien eine Verschiebung von Fragmenten nach dorsal oder lateral waren und ein adäquate Aufrichten des Wirbelkörpers. Falls als Abbruchkriterium beim vorderen Ballon das Vordringen nach dorsal erfüllt worden war, wurde das Inflationsgerät erneut an den vorderen Ballon angeschlossen und versucht durch nachträgliches Befüllen der Ballons in 0,5ml Schritten ein weiteres Anheben der Deckplatte zu erreichen, wobei der Versuch bei Erreichen eines anderen Abbruchkriteriums eingestellt wurde. Bei beiden Ballonen wurde darauf geachtet, dass der Spitzendruck nicht über 350psi ging. Nach Erreichen der adäquaten Aufrichtung des Wirbelkörpers wurden die Ballonkatheter in gefüllten Zustand für ca. 30 Sekunden im Wirbelkörper belassen, anschließend wurden alle Ballone entleert und die Katheter und Einführungsgeräte aus dem Wirbelkörper entfernt.

Während des Prozesses den Wirbelkörper aufzurichten, wurde parallel Knochenzement (PMMA) vorbereitet, der nachdem er die gewünschte Konsistenz, die „Zahnpasta-artig“ sein sollte, nach 2-3 Minuten erreicht hatte, in Füllungsgeräte („Vertebra Filler device“) umgefüllt wurde. Diese wurden über die zuvor transpedikulär geschaffene Öffnung in den Wirbelkörper eingeführt. Der Zement wurde zeitgleich parallel in 0,5 ml Schritten eingeführt, wobei Zementleckage aus dem Bruchspalten oder aus der Zugangsöffnung als Abbruchkriterium festgelegt wurde. Nach Erreichen des Abbruchkriteriums wurden die Füllungsgeräte entfernt und das Präparat ohne weitere Manipulation oder Druckbelastung für ca. 30 Minuten stehen gelassen, um ein Aushärten des Zements zu gewährleisten.

Material und Methoden



Abbildung 17 Röntgenbild: Führungsdraht "Vertebra access device"



Abbildung 18 Röntgenbild: Doppelballon- und Katheter mit gefüllten hinterem Ballon



Abbildung 19 Röntgenbild: Doppelballonkatheter mit gefüllten Ballons



Abbildung 20 Röntgenbild: Einfüllen des PMMA



Abbildung 21 Röntgenbild: Mit PMMA gefüllter Wirbelkörper

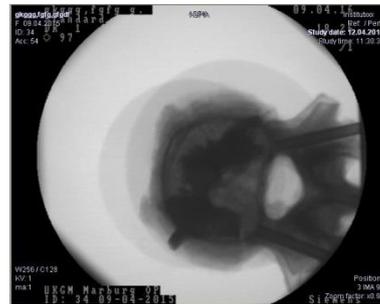


Abbildung 22 Röntgenbild: Mit PMMA gefüllter Wirbelkörper

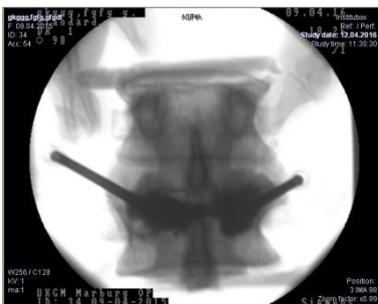


Abbildung 23 Röntgenbild: Mit PMMA gefüllter Wirbelkörper

Während der gesamten Operation wurde das adäquate Platzieren von Zugangsnadel, Führungsdraht, Einführungsgerät, Ballonkatheter und Füllungsgerät radiologisch mittels C-Bogen kontrolliert. Dieser war so positioniert, dass durch ein Schwenkmanöver zwischen einem Strahlengang in Transversalachse und in Longitudinalachse gewechselt werden konnte, wie es auch in der klinischen Anwendung erfolgt.

7.7 Überprüfung der Frakturversorgung

Nachdem alle Wirbelsäulensegmente operiert worden waren, wurden sie erneut mittels Computertomographie radiologisch untersucht, um das Operationsergebnis beurteilen zu können. Hierfür wurden erneut die Höhe der Wirbelkörpervorderkante, die zentrale Höhe, die Höhe der Hinterkante und das Wirbelkörpervolumen ausgemessen. Anschließend wurden die radiologischen Messwerte initial, präoperativ nach gesetzter Fraktur und postoperativ verglichen, um die Operationsmethoden objektiv miteinander vergleichen zu können.

7.8 Statistische Methode

Die statistische Analyse der Versuchsdaten erfolgte mit dem Programm GraphPad Prism 5. Durch die hiermit durchgeführte deskriptive Datenanalyse konnten Mittelwerte, Mediane, Standardabweichung sowie Minimal- und Maximalwerte bestimmt werden. Die Normalverteilung der anterioren, zentralen und posterioren Höhen wurde anschließend mit Hilfe des D'Agostino-Pearson Test überprüft. Variablen die hierbei eine Normalverteilung zeigten, wurden über die berechneten Mittelwerte per t-Test für zwei unverbundene Stichproben miteinander verglichen. Bei nicht normalverteilten Variablen erfolgte der Vergleich der berechneten Mediane per Mann-Whitney-U-Test. Bei beiden Verfahren wurden die Ergebnisse als signifikant angesehen, wenn für den p-Wert $< 0,05$ galt.

Beim t-Test für zwei unverbundene Stichproben wird überprüft, ob die ermittelten Mittelwerte zweier unabhängiger Stichproben verschieden sind. Als unabhängig gilt eine Stichprobe, wenn ein bestimmter Messwert der einen Stichprobe, einen anderen bestimmten Messwert der anderen Probe nicht beeinflusst.

Bei einigen erhobenen Variablen konnte im D'Agostino-Pearson-Test keine Normalverteilung festgestellt werden, weshalb der t-Test hier nicht zum Einsatz kommen konnte. Alternativ wurde der Mann-Whitney-U-Test durchgeführt, der bei vorliegender

Ergebnisse

Nicht-Normalverteilung durchgeführt werden kann und einen Vergleich der ermittelten Mediane zweier erhobener unverbundener Stichproben erlaubt.

8 Ergebnisse

Die Untersuchung des durchgeführten Versuches lässt sich in einzelne Untersuchungsparameter aufgliedern. Um eine klare und logische Gliederung zu schaffen, erfolgt die Vorstellung der Ergebnisse jeweils einzeln, in der aus der Operation sich ergebenden Reihenfolge. Die Menge der Präparate, die einer Kyphoplastie mit einem Einfachballonkatheter unterzogen worden, wird fortan als Gruppe A bezeichnet, die Menge der Präparate, bei denen ein Doppelballonkatheter zur Anwendung kam, mit Gruppe B. Falls nicht anders angegeben, beziehen sich die angegebenen Zahlen stets auf den Mittelwert, der in einer Gruppe erhobenen Daten.

8.1 Messung der Zementvolumina

Im Rahmen der Zementaugmentationen wurde die während den Operationen in den Wirbelkörper eingefüllte Zementmenge dokumentiert. In den mit Einfachballonkyphoplastie behandelten Wirbelkörpern lag der Mittelwert des verwendeten Zements bei 7,38ml \pm 1,69ml. Bei mit Doppelballonkyphoplastie behandelten Wirbelkörpern lag der Mittelwert der verwendeten Zementmenge bei 8,36ml \pm 0,91ml. Somit bestand bei dem Parameter Zementvolumen kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Untersuchungsgruppen.

8.2 Höhenmessung

Wie unter „Material und Methoden“ beschrieben, wurden zum Vergleich der Verfahren bei jedem Präparat initial, nach Fraktur und nach Frakturversorgung eine Höhenmessung an drei Untersuchungspunkten durchgeführt, was für den späteren biomechanischen Vergleich notwendig war.

8.2.1 Höhe der Vorderkante

Initial betrug die Höhe der Vorderkante in der Gruppe A 24,96mm \pm 3,25mm in Gruppe B 25,61mm \pm 4,16mm. Diese Ausgangshöhen wurden als 100% definiert und alle im weiteren Verlauf gemessenen Werte hierzu in Relation gesetzt. Nach Generierung der Fraktur betrug die anteriore Höhe 94,17% \pm 9,44% in Gruppe A und 88,22% \pm 15,35% in Gruppe B. Somit bestand

Ergebnisse

bei einem p-Wert von $p= 0,27$ vor der Operation kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Versuchsgruppen.

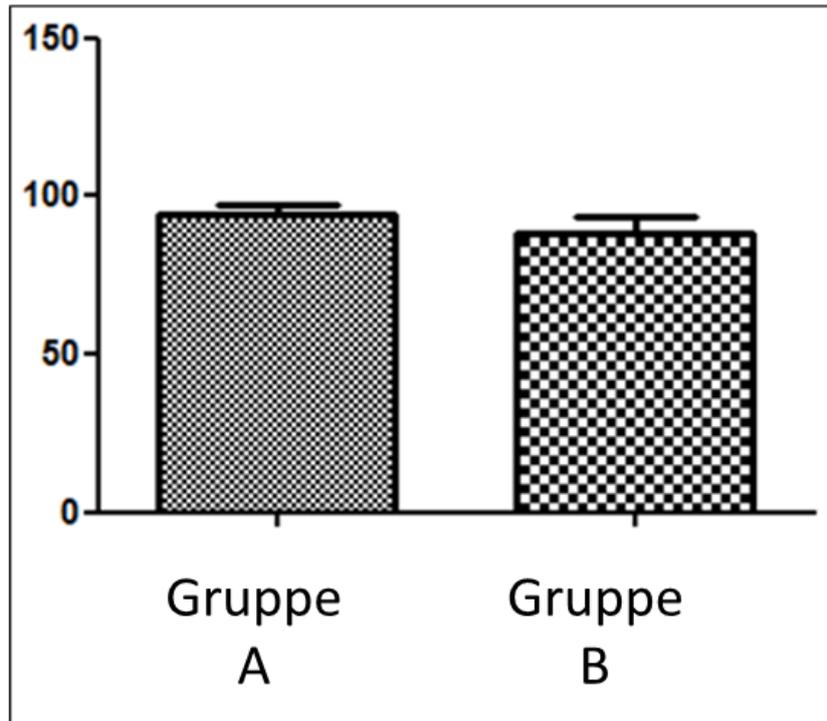


Abbildung 24 Ergebnisse Höhe Vorderkante nach Fraktur (Initial= 100%)

Nach der Operation konnte in Gruppe A die Vorderkante auf $99,17\% \pm 7,37\%$ in Gruppe B auf $103\% \pm 15,47\%$ der Ausgangshöhe aufgerichtet werden. Auch hier zeigte sich mit einem p-Wert von $p= 0,72$ kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen.

Ergebnisse

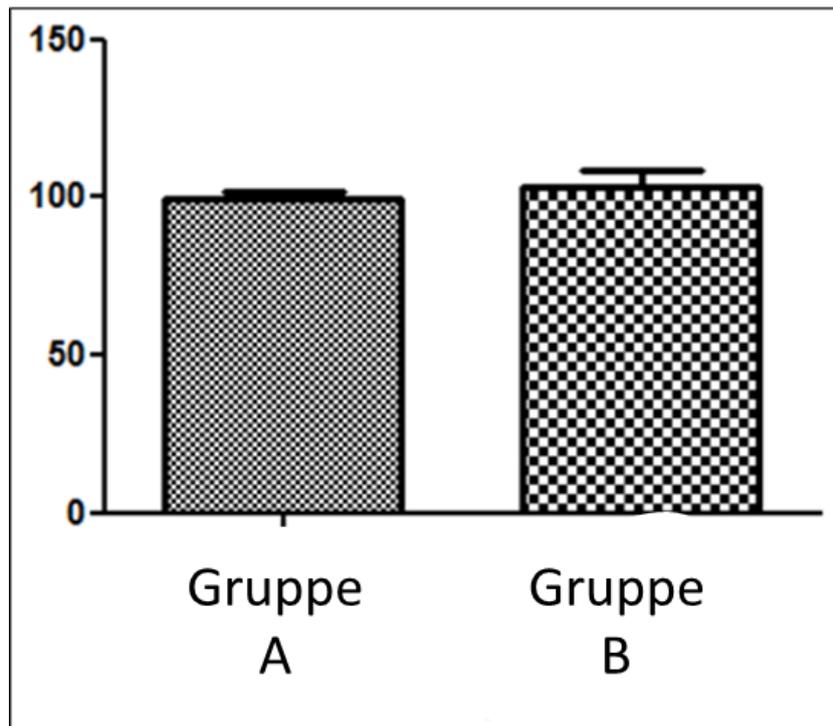


Abbildung 25 Ergebnisse Höhe Vorderkante nach OP (Initial= 100%)

Zur besseren Übersicht sind die gemessenen Höhen der Vorderkante in Tabelle 1 zusammengefasst.

	Gruppe A	Gruppe B	Signifikanz
	Mittelwert ±SD	Mittelwert ±SD	p-Wert
Initiale Höhe	24,96mm ±3,25mm	25,61mm ±4,16mm	
Nach Fraktur	23,55mm ±4,08mm	22,16mm ±2,39mm	
Postoperativ	24,75mm ±3,60mm	26,00mm ±2,75mm	
Höhe Fraktur/Initial	94,17% ±9,44%	88,22% ±15,35%	p= 0,27
Höhe Postoperativ/Initial	99,21% ±7,73%	103,12% ±15,47%	p= 0,72

Tabelle 2 Auflistung der gemessenen anterioren Höhen

8.2.2 Höhe im Zentrum

Die initiale Höhe betrug in Gruppe A 24,69mm \pm 2,53mm in Gruppe B 24,54mm \pm 1,63mm. Diese Ausgangshöhen wurden als 100% definiert und alle im weiteren Verlauf gemessenen Werte hierzu in Relation gesetzt. Nach Generierung der Fraktur betrug die zentrale Höhe in Gruppe A 78,54% \pm 9,33% und in Gruppe B 76,99% \pm 7,72% der jeweiligen Ausgangshöhe. Hier konnte bei einem p-Wert von $p=0,72$ kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen festgestellt werden.

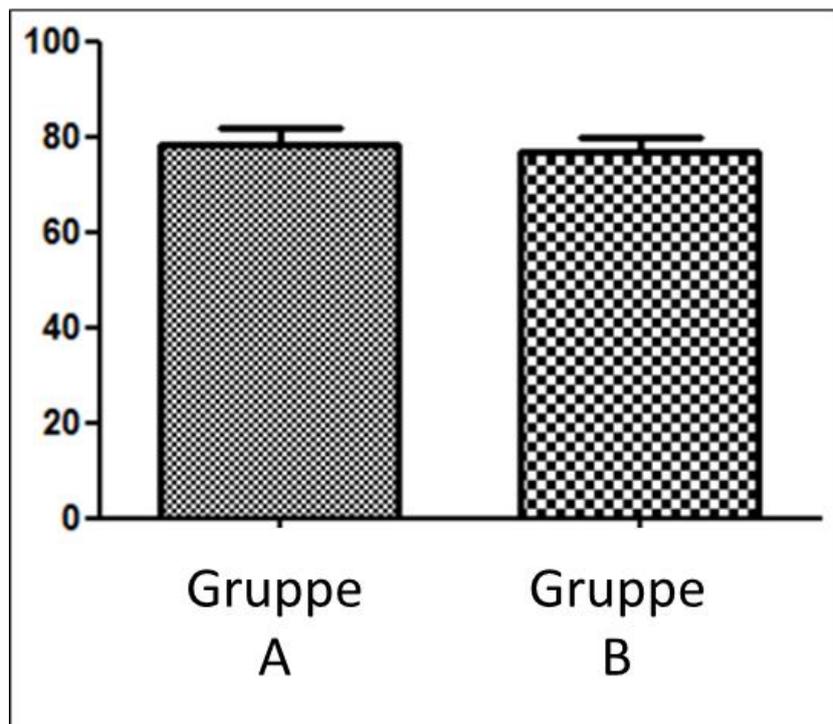


Abbildung 26 Ergebnisse Höhe Zentral nach Fraktur (Initial= 100%)

Durch die operative Behandlung konnte in Gruppe A die zentrale Höhe auf 87,73% \pm 5,52% und in Gruppe B auf 98,31% \pm 8,56% der initialen Höhe Zentral rekonstruiert werden. Hier konnte zwischen den Gruppen mit einem p-Wert von $p=0,01$ ein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

Ergebnisse

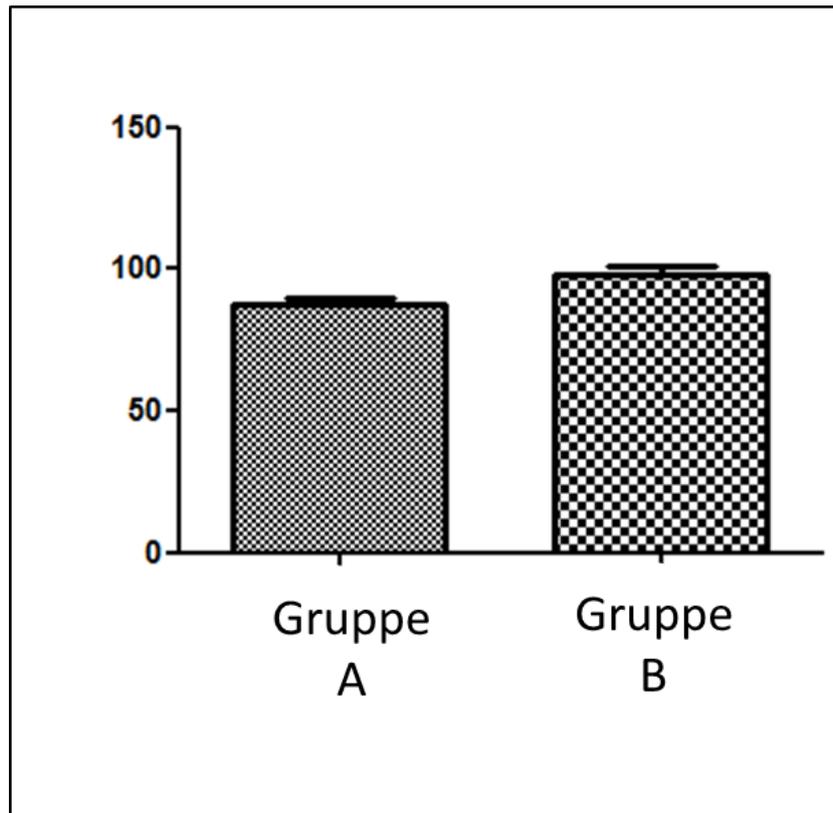


Abbildung 27 Ergebnisse Höhe Zentral nach OP (Initial= 100%)

Zur besseren Übersicht sind die gemessenen Daten der Zentralen Höhe in Tabelle 2 zusammengefasst.

	Gruppe A	Gruppe B	Signifikanz
	Mittelwert ±SD	Mittelwert ±SD	p-Wert
Initiale Höhe	24,69mm ±2,53mm	24,54mm ±1,63mm	
Nach Fraktur	19,44mm ±3,37mm	18,88mm ±2,12mm	
Postoperativ	24,75mm ±2,61mm	24,09mm ±2,28mm	
Höhe Fraktur/Initial	78,54% ±9,33%	76,99% ±7,72%	p= 0,72
Höhe Postoperativ/Initial	87,73% ±5,52%	98,31% ±8,56%	p= 0,01

Tabelle 3 Auflistung der gemessenen zentralen Höhen

8.2.3 Höhe der Hinterkante

Die initialen Höhen der Hinterkanten betragen in Gruppe A 27,34mm \pm 2,30mm und in Gruppe B 28,13mm \pm 1,87mm. Diese Werte wurden als 100% definiert und alle weiteren erfassten Werte der Hinterkante hierzu in Relation gesetzt. Nach der Fraktur war die Höhe in Gruppe A auf 82,25% \pm 11,36% und in Gruppe B auf 85,62% \pm 9,04% der Ausgangshöhe reduziert. Es lag bei einem p-Wert von $p=0,52$ kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen vor.

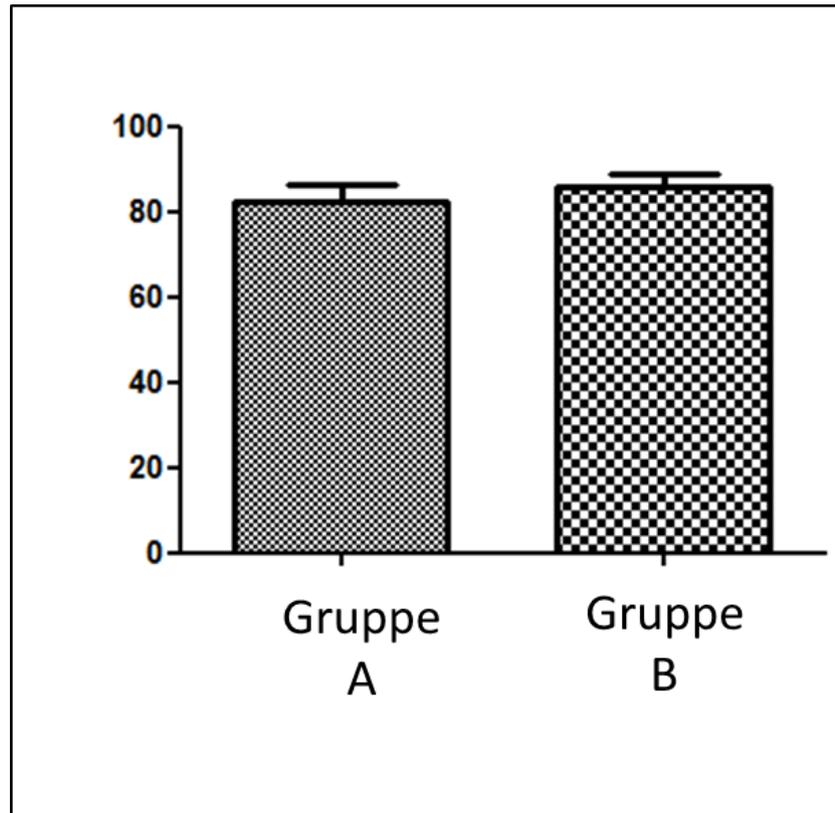


Abbildung 28 Ergebnisse der posterioren Höhe nach Fraktur (Initial= 100%)

Durch die Operation konnten die Wirbelkörper in beiden Gruppen aufgerichtet werden. In Gruppe A konnten 89,17% \pm 6,26% und in Gruppe B 98,01% \pm 5,98% der Ausgangshöhe erreicht werden. Zwischen den beiden Gruppen liegt bei einem p-Wert von $p=0,0047$ ein signifikanter Unterschied vor.

Ergebnisse

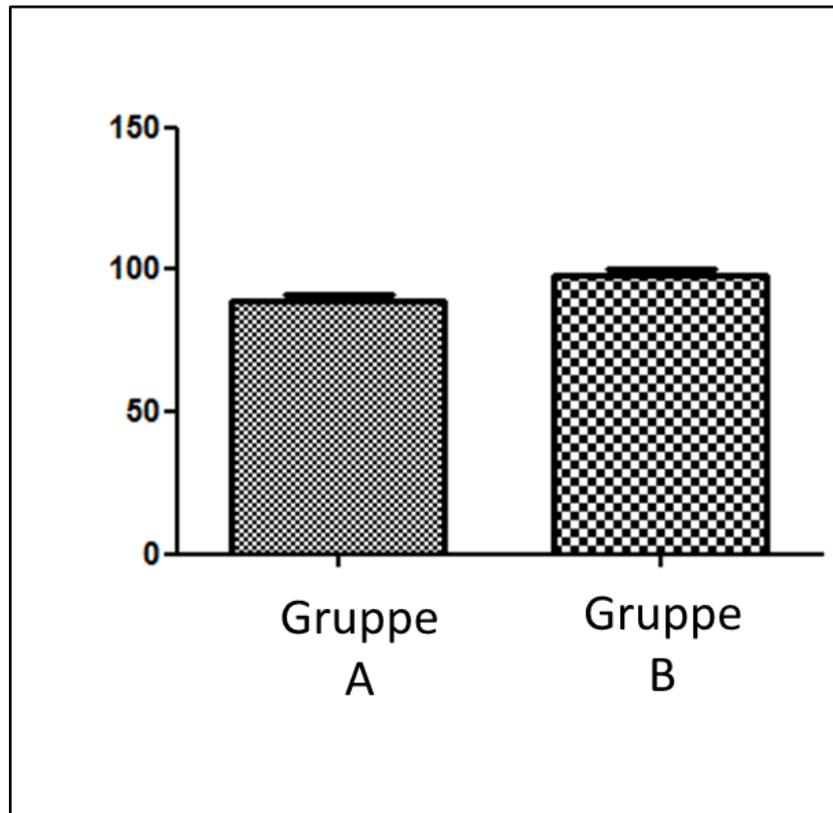


Abbildung 29 Ergebnisse der posterioren Höhe nach OP

Zur besseren Übersicht sind die gemessenen Daten der posterioren Höhe in Tabelle 3 zusammengefasst.

	Gruppe A	Gruppe B	Signifikanz
	Mittelwert ±SD	Mittelwert ±SD	p-Wert
Initiale Höhe	27,34mm ±2,30mm	28,13mm ±1,87mm	
Nach Fraktur	22,54mm ±4,11mm	24,06mm ±2,83mm	
Postoperativ	24,41mm ±3,06mm	27,50mm ±1,38mm	
Höhe Fraktur/Initial	82,25% ±11,36%	85,62% ±9,04%	p= 0,52
Höhe Postoperativ/Initial	89,17% ±6,26%	98,01% ±5,98%	p= 0,0047

Tabelle 4 Auflistung der gemessenen posterioren Höhen

8.3 Messung der Wirbelkörperolumina

Bei den drei radiologischen Untersuchungen per Computertomographie wurde auch das Wirbelkörperolumen der jeweiligen Präparate in cm^3 bestimmt. Zur besseren Veranschaulichung wurden auch hier die Werte initial, nach Fraktur und postoperativ zueinander in ein Verhältnis gesetzt und verglichen. In Gruppe A war das initiale Volumen $43,21\text{cm}^3 \pm 13,18\text{cm}^3$, in Gruppe B $40,10\text{cm}^3 \pm 5,60\text{cm}^3$, was jeweils als 100% definiert wurde. Die Ergebnisse der weiteren Messungen sind der Übersicht halber in Tabelle 3 aufgeführt.

	Gruppe A	Gruppe B
Volumen Initial	$43,21\text{cm}^3 \pm 13,18\text{cm}^3$	$40,10\text{cm}^3 \pm 5,60\text{cm}^3$
Volumen nach Fraktur	$36,01\text{cm}^3 \pm 13,52\text{cm}^3$	$31,61\text{cm}^3 \pm 7,08\text{cm}^3$
Reduktion des Volumens	$7,20\text{cm}^3 \pm 5,65\text{cm}^3$	$8,49\text{cm}^3 \pm 4,31\text{cm}^3$
Volumen postoperativ	$38,58\text{cm}^3 \pm 12,77\text{cm}^3$	$38,74\text{cm}^3 \pm 6,16\text{cm}^3$
Wiedergewonnenes Volumen	$2,56\text{cm}^3 \pm 3,04\text{cm}^3$	$7,13\text{cm}^3 \pm 3,02\text{cm}^3$

Tabelle 5 Wirbelkörperolumina

Beim Vergleich zwischen den wiedergewonnenen Volumina zwischen den beiden Gruppen (Gruppe A $2,56\text{cm}^3 \pm 3,04\text{cm}^3$; Gruppe B $7,13\text{cm}^3 \pm 3,02\text{cm}^3$) zeigte sich bei einem p-Wert von $p = 0,0094$ ein signifikanter Unterschied.

Ergebnisse

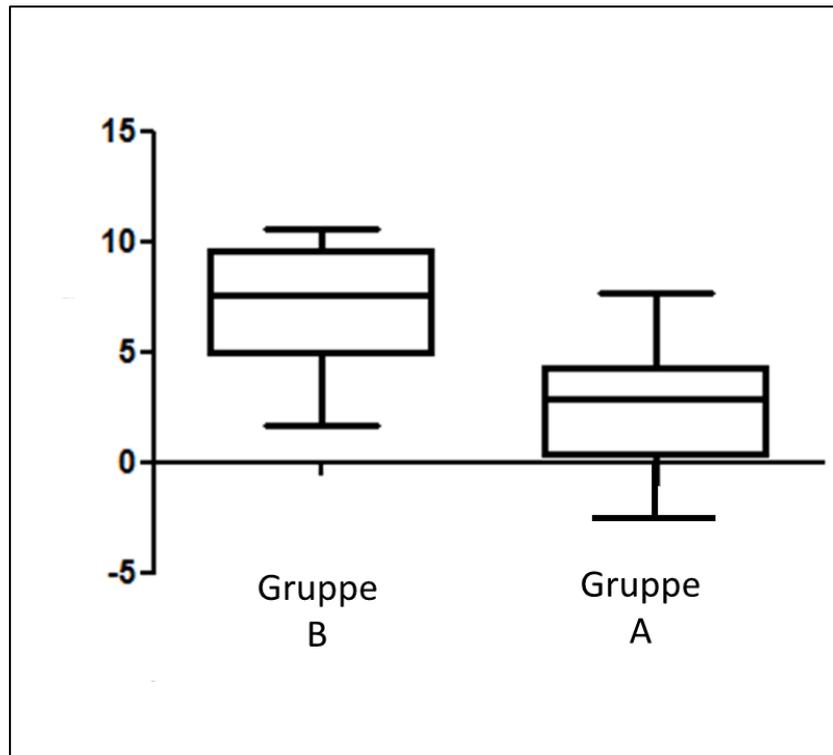


Abbildung 30 Graphische Darstellung des wiedergewonnenen Volumens der beiden Gruppen in cm³

Zusätzlich wurden die zu unterschiedlichen Zeitpunkten gemessenen Wirbelkörpervolumina verglichen.

	Gruppe A	Gruppe B
Volumen Fraktur/Initial	82,92% ±11,22%	78,45% ±12,26%
Volumen Postoperativ/Initial	90,23% ±14,37%	96,91% ±12,20%
Aufrichtung des Volumens	7,30% ±10,14%	18,47% ±8,26%

Tabelle 6 Vergleich der Wirbelkörpervolumina zu unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten (Initial= 100%)

Beim Vergleich der Aufrichtung in Prozent des Volumens konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Versuchsgruppen festgestellt werden. Bei Gruppe B war die Aufrichtung mit 18,47% ±8,26% signifikant höher, als bei Gruppe A mit 7,30% ±10,14%. Der p-Wert lag bei $p = 0,0301$.

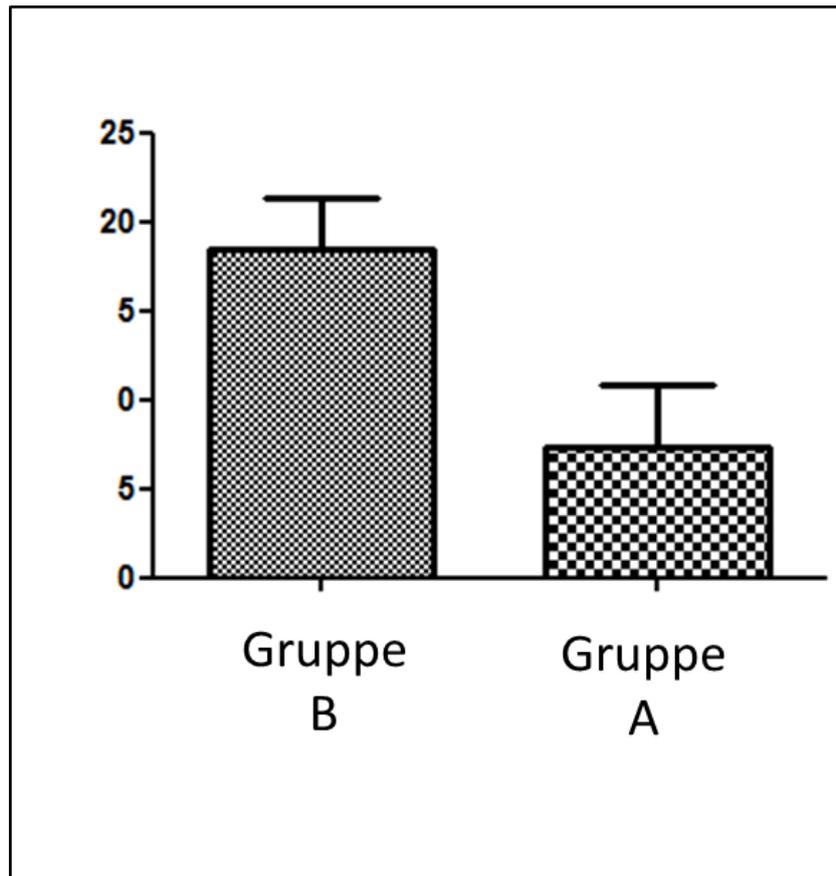
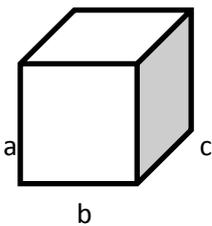


Abbildung 31 Graphische Darstellung der Aufrichtung des Volumens in % (Initiales Volumen= 100%)

8.4 Korrelation der Werte

Einige erhobene Daten korrelieren miteinander. Zur Berechnung des Volumens des Wirbelkörpers kann näherungsweise die geometrische Form eines Quaders angenommen werden und die hierfür geltende Formel zur Volumenbestimmung verwendet werden. Das Volumen ergibt sich aus der Multiplikation der Grundfläche mit der Höhe.



$$V = a \times b \times c$$

Ergebnisse

Anhand der Formel wird klar, dass durch eine signifikant größere Aufrichtung der zentralen Höhe und der Hinterkante des Wirbelkörpers, die in der Formel zur Volumenbestimmung des dargestellten Quaders die Seite a repräsentieren, direkt das Volumen beeinflusst wird. Für unsere Daten legt dies nahe, dass in der signifikant höhere Aufrichtung der Höhe des Wirbelkörpers in Gruppe B, der signifikant höhere Zugewinn an Volumen im Vergleich zu Gruppe A begründet wird.

9 Diskussion

Frakturen der Wirbelkörper können durch verschiedene Kausalitäten verursacht werden. So stellt die Wirbelsäule einen der knöchernen Bereiche des menschlichen Körper dar, der neben Becken und Oberschenkelhals besonders von Osteoporose betroffen ist. Hierdurch kann es bei älteren Patienten häufig durch Bagateltraumata oder sogar spontan zu Frakturen kommen, bei Wirbelkörpern im Besonderen zu A1- Kompressionsfrakturen. Berstungsfrakturen treten bei jüngerem Patientenkontinuum als eine häufige Verletzung in Folge von Hochgeschwindigkeitstraumata auf, wobei hierfür die häufigsten Ursachen heutzutage Stürze, Verkehrsunfälle und Freizeitunfälle, hauptsächlich Sportunfälle, darstellen (Bensch et al. 2004; Trivedi 2002; Wintermark et al. 2003; Blackmore et al. 2000).

Der Begriff Berstungsfraktur wurde erstmals 1963 von Holdsworth und Saifuddin als eine, durch eine axiale Belastung verursachte Herniation des Nucleus pulposus der Bandscheibe und daraus resultierenden Wirbelkörperfraktur definiert (Holdsworth 1970; Saifuddin et al. 1996). Die Berstungsfraktur galt in ihrem Verständnis als stabil. Unter dem Aspekt des „Drei-Säulen-Modells“ der Wirbelsäule von Denis wurde die Berstungsfraktur neu definiert, als eine Kompressionsfraktur der vorderen und mittleren Säule der Wirbelsäule, was zu einer Verlagerung eines posterioren Wirbelkörperfragments in den Spinalkanal führen kann. Nach dieser Definition sind zwei Säulen des Modells betroffen, weshalb die Berstungsfraktur von Denis als instabil angesehen wurde (Meves und Avanzi 2005; Wilcox et al. 2003; Saifuddin et al. 1996; Atlas et al. 1986). Heutzutage existiert eine Vielzahl von Stabilitätskriterien und Behandlungsmöglichkeiten, jedoch ist ein allgemeinverbreiteter Konsens in der Literatur, dass Berstungsfrakturen der thorakolumbalen Wirbelsäule primär als instabil angesehen werden sollten.

Um eine Wirbelkörperfraktur diagnostizieren, beurteilen und entsprechend der AO-Klassifikation einteilen zu können, ist eine radiologische Bildgebung zwingend erforderlich. Als primäres Standardverfahren kommt hierfür die klassische Tomographie zum Einsatz, wobei Röntgenbilder in zwei Ebenen erstellt werden. Um eine genau Beurteilung durchführen zu können, hat sich jedoch das Verfahren der Computertomographie durchgesetzt, das eine dreidimensionale Darstellung ermöglicht. Eine genaue Diagnostik steht unbedingt an Beginn der erfolgreichen Therapie der Verletzungen. Speziell bei Traumapatienten wird zunehmend auf die konventionelle Tomographie verzichtet und zugunsten der Patientenschonung, der Zeitersparnis und der Strahlenbelastung direkt eine Computertomographie durchgeführt.

Zur Behandlung von Berstungsfrakturen stehen verschiedene Therapieverfahren zur Verfügung. Grundsätzlich benötigt jeder Patient mit einer Wirbelsäulenverletzung ein auf ihn

Diskussion

individuell angepasstes Therapiekonzept. Kriterien, die in die Entscheidung mit einfließen sollten, sind biologisches Alter, Knochenqualität, Aktivitätslevel und der individuelle Anspruch des Patienten. Bei Verletzungen, die nicht mit absoluter Sicherheit als stabil klassifiziert werden können, wird ein operatives Vorgehen empfohlen (Verheyden et al. 2011). Als operative Verfahren stehen verschiedene Techniken zur Verfügung, wobei aufgrund der vielen neuen Verfahren bzw. Kombinationen und der Studienlage aktuell noch keine klare Empfehlung zu einem OP-Verfahren ausgesprochen wird. Die im Folgenden aufgeführten allgemein formulierten Empfehlungen beruhen auf der 2018 von der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie im Expertenkonsens aufgestellten Leitlinie „Verletzungen der thorakolumbalen Wirbelsäule“.

Als Hilfsmittel zur Bewertung der Stabilität einer Wirbelkörperfraktur wird in der Leitlinie der δ -GDW (Grund-Deckplattenwinkel) und der Skoliosewinkel herangezogen, durch die zu Therapiebeginn eine Aussage bzgl. der Therapieoptionen getroffen werden kann. Als Grenzbereich zwischen konservativer und operativer Therapie wird ein δ -GDW von 15-20° bzw. ein Skoliosewinkel von 10° empfohlen. Ab diesen Winkelgraden muss bei funktioneller Nachbehandlung der Wirbelkörperfraktur von einer Zunahme der Abweichung vom individuellen sagittalen Profil der Wirbelsäule ausgegangen werden. Zusätzlich spricht der vergrößerte δ -GDW für eine Verletzung der dorsalen Bandstrukturen, was die Stabilität der Wirbelsäule reduziert. Entsprechend wird in diesen Fällen unter Berücksichtigung der individuellen Begebenheiten eine operative Versorgung empfohlen.

Bei A0 Verletzungen wird aufgrund der vorhandenen Stabilität des Wirbelkörpers eine frühzeitige Mobilisierung, adäquate Schmerztherapie und Physiotherapie empfohlen.

Bei inkompletten Impaktionsbrüchen A1, ab einem initialen δ -GDW von >15°-20° oder einem Skoliosewinkel von >10°, die eine Beteiligung eines Bewegungssegmentes aufweisen, sollte eine operative Versorgung erfolgen, die mindestens eine monosegmentale Instrumentierung beinhalten sollte.

Bei A2 Spaltbrüchen, bei denen eine Beteiligung der angrenzenden Bewegungssegmente gegeben ist, eine Hinterkantenbeteiligung jedoch ausgeschlossen ist, wird ebenfalls die bei A0-Frakturen angeführte konservative Therapie empfohlen. Eine anteriore Rekonstruktion bei Bedarf mit posteriorer Instrumentieren kann jedoch individuell erwogen werden.

Bei A3 Berstungsfrakturen sollte ebenso ab einem initialen δ -GDW von >15°-20° oder einem Skoliosewinkel von >10° die Indikation zur Operation gestellt werden. Als minimales Versorgungskonzept wird eine monosegmentale posteriore Instrumentierung empfohlen.

Zusätzlich sollte in Abhängigkeit von δ -GDW und der Zerstörung des Wirbelkörpers eine anteriore Rekonstruktion erfolgen. Hierbei wird ein Drittel zerstörter Anteil des Wirbelkörpers

als kritische Grenze eingeschätzt. In manchen Fällen kann eine alleinige anteriore oder posteriore Rekonstruktion entgegen der o.g. Versorgungsstrategie als Therapie ausreichen. In diesem Fall sind B- und C-Verletzungen der Wirbelsäule unbedingt auszuschließen. Aufgrund der Frakturbeschaffenheit kommt es bei A3 Berstungsfrakturen häufig zu einer Verschiebung von Knochenfragmenten ohne Änderung des δ -GDW oder des Skoliosewinkels. Aus diesem Grund sind die Fragmentdislokation und eine eventuelle Einengung des Spinalkanals als Operationsindikationen nach Expertenkonsens anzusehen.

Die Indikationsstellung zur Behandlung von A4 Frakturen erfolgt kongruent zu den Empfehlungen bzgl. A3 Frakturen. In der Therapie von A4 Frakturen wird allerdings stets eine bisegmentale Instrumentierung empfohlen. Als Alternative bzw. Erweiterung der beschriebenen Therapiemethoden werden zementierte Schrauben, Kyphoplastie oder weitere stabilisierende Operationsmethoden, wie z.B. SpineJack beschrieben und akzeptiert.

(Verheyden et al. 2011; Verheyden et al. 2018).

In der Literatur werden zur Versorgung von Wirbelkörperfrakturen zahlreiche neue Verfahren beschrieben, die von der klassischen Osteosynthese mit Pedikelschrauben abweichen, insbesondere minimalinvasive Verfahren oder Kombinationen. So konnte bspw. in einigen Studien gezeigt werden, dass bei A3 Frakturen mit einer alleinigen Kyphoplastie des frakturierten Wirbelkörpers ein befriedigendes Operationsergebnis erreicht werden kann (Maestretti et al. 2007; Voggenreiter 2005b; Carbognin et al. 2009). Auch die Kombination von konventionellen Verfahren mit Augmentationsverfahren wurde untersucht, wobei ebenfalls gute klinische Ergebnisse festgestellt werden konnten (Acosta et al. 2005; Afzal et al. 2008; Verlaan et al. 2005).

Blondel et al. untersuchte als Fortführung die Reihenfolge der klinisch angewendeten minimalinvasiven Verfahren bei A3 Berstungsfrakturen. Als operatives Standardverfahren wurde erst eine Kyphoplastie zum Aufrichten des frakturierten Wirbelkörpers (Operationsschritt 1) und anschließend minimalinvasiv eine dorsale Osteosynthese (Operationsschritt 2) durchgeführt. Als Versuchsverfahren wurden beide Operationsschritte getauscht, wobei kein Unterschied im Behandlungsergebnis festgestellt werden konnte (Blondel et al. 2011).

Der Doppelballon stellt ein neu entwickeltes Verfahren zur Behandlung von Wirbelkörperfrakturen dar, welches einen Benefit bei der operativen Versorgung von Berstungsfrakturen liefern könnte. Im Gegensatz zur Ballonkyphoplastie mit einem Ballon, was ein Verfahren darstellt, welches hinsichtlich analgetischer Wirkung, Reduktion der Krankenhausverweildauer, Gewinn an Mobilität und verbesserter Biomechanik in der Literatur gut untersucht worden ist, gibt es bislang zum Verfahren der Doppelballonkyphoplastie keine

Studien, speziell keine biomechanischen Untersuchungen, die das Verfahren vergleichend untersuchen (Blondel et al. 2011; Bouza et al. 2006; Maestretti et al. 2007). Vor diesem Hintergrund und mit dem Bestreben die Pathogenese und die möglichen Therapieformen von Berstungsfrakturen zu erläutern, wurde die der Arbeit zugrunde liegende Untersuchung, durchgeführt. Ziel war es, die theoretisch denkbaren Vorteile des neuen Verfahrens Doppelballonkyphoplastie hinsichtlich der Rekonstruktion eines frakturierten Wirbelkörpers gegenüber der Kyphoplastie mit Einfachballonkatheter biomechanisch zu untersuchen.

9.1 Diskussion von Material und Methodik

Im Rahmen des Versuchsaufbaus wurden fünf menschliche Präparate, bestehend aus Becken und Wirbelsäule, sowie dazugehörigem Weichteilgewebe verwendet. Die Präparate kamen von amerikanischen Körperspendern und wurden tiefgefroren in das Labor geliefert. Das Weichteilgewebe, wie Haut, Fettgewebe und Muskulatur wurde entfernt. Der zur Stabilität der Wirbelsäule beitragende Bandapparat bestehend aus den Wirbelkörperbändern Lig. longitudinale anterius und Lig. longitudinale posterius und den Wirbelbogenbändern Ligg. flava, Ligg. intertransversaria, Ligg. interspinalia und Lig. supraspinale wurde bei der Präparation erhalten. Bei den im Versuch verwendeten Wirbelsäulen handelt es sich um eingefrorene Präparate („fresh frozen specimens“). Gegenüber anderen Konservierungsmethoden, wie bspw. der Fixierung mit Alkohol-Glycerin oder Formalin, wird in der Biomechanik die Verwendung von eingefrorenen Präparaten bevorzugt verwendet und empfohlen, da die elastischen und plastischen mechanischen Eigenschaften der verschiedenen Gewebearten hierdurch wenig beeinflusst wird (Unger et al. 2010). Die Entfernung des Weichteilgewebes erfolgte, um eine bessere Bearbeitung der Präparate und gleiche Versuchsvoraussetzungen zu ermöglichen. Da die Präparate unterschiedlich viel Masse an Weichteilgewebe hatten, wurde dieses entfernt, um eine Beeinflussung der Biomechanik beim Setzen der Fraktur zu verhindern. Des Weiteren konnten die Stressoren-Schnitte an den Wirbelkörpern präziser gesetzt werden. Dieses Vorgehen ist bei biomechanischen Versuchen mit menschlichen Präparaten in der Literatur etabliert (Verlaan et al. 2005b; Willén et al. 1984; Oberkircher et al. 2016; Oberkircher et al. 2014).

Nach der Präparation der Wirbelsäulen stellte sich die Frage, wie Berstungsfrakturen im Labor kontrolliert erzeugt werden können. Berstungsfrakturen entstehen durch hochenergetische Traumata, wie Verkehrsunfälle, Stürze oder Sportunfälle, wobei häufig große Aufprallgeschwindigkeiten vorkommen. Hieraus wurde die oben beschriebene Methode des Fallturms entwickelt, die in dem Versuch zur Anwendung gekommen ist. Durch den Fallturm ist

Diskussion

es möglich ein Hochenergietrauma zu simulieren und hierdurch kontrolliert Berstungsfrakturen der AO-Klassifikation A3 zu generieren. Um, wie in dem vorliegenden Versuch gefordert, jeweils nur in dem unteren Wirbelkörper des FSU eine Fraktur zu generieren, war es vorab nötig mittels oszillierender Säge chirurgischer Schnitte als Stressoren zu setzen. Hierdurch wird natürlich die Biomechanik des Wirbelkörpers beeinflusst, da die durch den Knochen vorgegebene Stabilität vermindert wird. Jones et al. kritisieren dieses Verfahren des „pre-stressing“, da dadurch unterschiedliche Voraussetzungen bei der Einwirkung des Traumas zwischen Wirbelkörpern in vivo und in vitro vorherrschen. In ihrem Versuchsaufbau soll zur gezielten Generierung einer Fraktur in einem gewünschten Wirbelkörper ein Einwirken der Energie des Traumas auf die restlichen Wirbelkörper durch ein Einbetten in eine Polyvinylchlorid-Röhre die mit Hartschaum ausgefüllt wurde, verhindert werden. Es konnte auch gezeigt werden, dass dieses Verfahren funktioniert, jedoch war die Versuchsgröße mit fünf Versuchsaufbauten sehr klein. Des Weiteren stellt sich die Frage, ob durch dieses Verfahren das biomechanische Einwirken des Traumas auf die Wirbelsäule und die Kraftübertragung realitätsnah abgebildet werden kann. Aufgrund der in unserem Labor vorherrschenden Expertise mit dem Verfahren des Fallturms, was auf den in der Literatur am meisten beschriebenen und etablierten Verfahren aufbaut, haben wir uns trotz des berechtigten Kritikpunktes für eine Frakturgenerierung mit Fallturm entschieden. Zumal Oberkircher et al. zeigen konnte, dass durch dieses Verfahren ein Verteilungsmuster der Berstungsfrakturen in die Unterkategorien der alten AO-Klassifikation A3.1, A3.2 und A3.3 erreicht wird, das dem in der Literatur aufgeführten Verteilungsmuster der klinisch diagnostizierten Berstungsfrakturen entspricht. Hierdurch ist die Übertragung des Vergleichs der Operationstechniken in die klinische Anwendung möglich (Oberkircher et al. 2016; Panjabi et al. 1993; Kallemeier et al. 2008; Jones et al. 2011).

Um zu gewährleisten, dass bei allen Präparaten wie beabsichtigt eine Berstungsfraktur im unteren Wirbelkörper des FSU erzeugt wurde, fand eine Kontrolle mittels Computertomographie statt. Dieses Verfahren ist sowohl in der Literatur bei experimentellen biomechanischen Studien, als auch in der Klinik bei Verdacht auf Wirbelsäulenverletzungen das diagnostische Mittel der Wahl zur Bestätigung und Einteilung von Wirbelkörperfrakturen. Deshalb wurde es im vorliegenden Versuch ebenfalls zur Diagnostik eingesetzt. Die Kontrolle und Klassifikation wurde von zwei erfahrenen Wirbelsäulenchirurgen aus dem Universitätsklinikum Marburg vorgenommen, wodurch eine hohe Expertise gewährleistet war. Als Einteilung kam die in der Literatur und Klinik standardmäßig verwendete AO-Klassifikation zur Anwendung (Bensch et al. 2006; Fuentes et al. 2010; Fink et al. 2017; Maestretti et al. 2007; Verheyden et al. 2011; Oberkircher et al. 2016).

Die Kyphoplastie mit Doppelballon-Katheter stellt im Versuch das experimentelle Verfahren dar, die Kyphoplastie mit Einfachballon-Katheter das Vergleichsverfahren. Am Operationstag wurden beide Verfahren von zwei erfahrenen Wirbelsäulenchirurgen durchgeführt, die mit dem Verfahren Kyphoplastie vertraut sind und somit das Vergleichsverfahren mit Einfachballon-Katheter an den Präparaten, wie im klinischen Alltag durchführten. Da das experimentelle Verfahren mit Doppelballon-Katheter von der technischen Durchführung, wie Zugangstechnik, Materialien, intraoperative radiologische Kontrolle weitestgehend identisch ist, konnte die Erfahrung der Operateure in den meisten Bereichen auf die neue Methode übertragen werden. Um eine korrekte Anwendung des Materials bei den neuen Verfahrensschritten zu gewährleisten waren am Operationstag zwei Mitarbeiter von der Firma JOLINE GmbH Co. KG[®] anwesend, die die korrekte Verwendung erklärten und bei Rückfragen zur Verfügung standen. Um Erfahrung mit der neuen Technik zu sammeln wurde diese vor Versuchsdurchführung an den nicht in die Versuchsgruppen eingeschlossenen vier Wirbelkörpern trainiert.

Durch diese Maßnahmen wurde eine möglichst hohe Qualität bei der Durchführung der operativen Techniken erzielt und gleichzeitig gewährleistet, dass die Ergebnisse des Versuchs auf die klinische Durchführung übertragen werden können. Da im Wirbelkörper während der Operation möglichst physiologische Verhältnisse herrschen sollten, wurden die Wirbelkörper, nachdem sie aufgetaut waren, zusätzlich, wie unter „4.6 Operationsverfahren“ beschrieben, in einem Wasserbad auf eine physiologische Temperatur von 37° Celsius erwärmt. Durch dieses Verfahren wurden die Präparate möglichst schonend auf Zieltemperatur gebracht, wobei durch die lange Zeitdauer die Zielwärme gewährleistet wurde.

Intraoperativ musste bei jedem einzelnen Präparat der Versuchs- und Kontrollgruppen individuell entschieden werden, wie weit eine Aufrichtung des Wirbelkörpers mittels Einfach- oder Doppelballonkatheter erfolgt. Es galt abzuwägen, wie weit der frakturierte Wirbelkörper an Höhe aufgerichtet werden kann, ohne dass eine Verschiebung der einzelnen Wirbelkörperfragmente stattfindet, die in der klinischen Anwendung zu Komplikation, wie Einengung des Spinalkanals, Verletzung von Gefäß- und Nervensträngen und Zementleckage führen kann. Die Entscheidung wurde in dem durchgeführten Versuch von den zwei Operateuren anhand der mittels C-Bogen intraoperativ angefertigten nativen Röntgenbilder in zwei Ebenen getroffen. Hierbei wurde die klinische Expertise der beiden Operateure auf den Versuch übertragen, um eine realistische Versuchsdurchführung zu gewährleisten. Letztendlich handelt es sich bei diesem Vorgehen, natürlich um eine subjektive Beurteilung der Ärzte, die anhand der objektiven Grundlage der Röntgenbilder vorgenommen wird. Durch die Beurteilung von zwei Ärzten wird eine individuelle Schwankung relativ minimiert, kann jedoch

Diskussion

nicht vollkommen ausgeschlossen werden. Aufgrund der individuellen Begebenheiten bei jedem einzelnen Wirbelkörper bzgl. Größe, Anatomie und Fraktur bietet allerdings kein anderes Verfahren die Möglichkeit, die nicht vorhersehbare Korrektur durch den Ballon zu berücksichtigen, sodass das angewendete Verfahren trotz des berechtigten Kritikpunkt, unserer Auffassung nach die beste Möglichkeit dargestellt hat, eine Beurteilung vorzunehmen und vergleichbare Bedingungen zu schaffen.

Bei der Durchführung der Kyphoplastie wurde bei beiden Verfahren PMMA als Knochenzement verwendet. PMMA ist bei Wirbelkörperfrakturen der am meisten verwendete Knochenzement. Allerdings finden sich in der Literatur Studien, die bei jungen Patienten mit Wirbelkörperfrakturen CaC empfehlen, da dieser Zement als Träger induktiver Proteine verwendet werden kann, wodurch der neue Knochenaufbau unterstützt wird. Da die Patientenklientel bei Berstungsfrakturen als jung eingestuft werden muss, kann die Verwendung mit Blick auf die theoretischen Vorteile durchaus diskutiert werden. Experimentell konnte allerdings gezeigt werden, dass in der Biomechanik von CaC bei gewissen Richtungen der Krafteinwirkungen nicht dieselbe Stabilität erreicht werden kann, wie bei PMMA (McCalden et al. 1997; Keaveny und Hayes 1993). Klinisch besteht bei CaC ein erhöhtes Risiko des Auswaschens des Zementes im Vergleich zu PMMA, was den Operationserfolg nachteilig beeinflussen kann (Doody et al. 2009; Blattert et al. 2009). Zusätzlich konnte Blattert et al. in einer klinischen Studie zeigen, dass bei der Verwendung von CaC als Knochenzement die Schmerzreduktion, die beim behandelten Patienten erreicht werden kann, vom Frakturtyp abhängig ist. Bei A1 bzw. A2 Kompressionsfrakturen ist die analgetische Wirkung des Eingriffes bei der Verwendung von PMMA und CaC vergleichbar. Bei A3 Berstungsfrakturen unterliegt die Schmerzreduktion bei Kyphoplastie mit CaC deutlich gegenüber der Kyphoplastie mit PMMA als Knochenzement (Blattert et al. 2009). Aufgrund dieser in der Literatur gefundenen Nachteile von CaC wurde sich dazu entschieden im Versuch PMMA als Knochenzement zu verwenden.

Der Zement muss vor dem Einfüllen in den Wirbelkörper manuell gemischt werden, da er sich aus den zwei Komponenten Härter und Binder zusammensetzt. Die Konsistenz und Viskosität des Zements soll beim Befüllen der Füllstäbe „Zahnpasta-artig“ sein, um noch ein leichtes Einfüllen in den Wirbelkörper zu ermöglichen und zeitgleich das Leckage-Risiko möglichst zu minimieren (Filippiadis et al. 2017). Um die Ergebnisse der operativen Verfahrenstechniken vergleichen zu können, ist es nötig, bei den einzelnen Präparaten jeweils Zement derselben Viskosität zu verwenden. Schon bei der Frage, welche Konsistenz und Viskosität als optimal für Augmentationsverfahren angesehen wird, findet sich in der Literatur lediglich der Hinweis

Diskussion

„Zahnpasta-artig“, was wissenschaftlich gesehen keine Definition darstellen kann und in anderen Studien auch stets als Kritikpunkt angegeben wird, da die Viskosität und die Konsistenz des Zementes maßgeblich zum Operationsergebnis beitragen. Auch in unserem Versuch musste, da keine anderen Verfahren zur Viskositätseinschätzung zur Verfügung standen, auf eine subjektive Beurteilung zurückgegriffen werden. Um hierbei zumindest die größtmögliche Einheitlichkeit zu erreichen, wurde der Zement zur Versorgung von allen 16 Präparaten von einer Person vorbereitet und durch Zeitmessung der angelegten Zubereitungszeit von 2-3 Minuten größere Unterschiede bezüglich der Zubereitungszeit verhindert. Trotz größtmöglicher Sorgfalt können Unterschiede in der Viskosität bei den einzelnen Zementportionen nicht ausgeschlossen werden, weshalb eine gewisse nicht quantifizierbare Diversität zu Grunde liegen wird. Auch im klinischen Alltag wird bei Augmentationsverfahren der Zement gemischt und nach subjektivem Empfinden der Viskosität verwendet, sodass auch hier eine Diversität vorkommt. Letztendlich wird sich eine gewisse Diversität sowohl durch die Versuchs-, als auch durch die Kontrollgruppe ziehen, sodass eine massive Beeinflussung der Ergebnisse durch eine unterschiedliche Viskosität eher als unwahrscheinlich einzuschätzen ist. Trotzdem ist dies nicht sicher auszuschließen und dementsprechend ein Kritikpunkt in dem Versuchsaufbau.

Nachdem der Zement eingefüllt worden war, wurden die Wirbelkörper 30 Minuten ohne Manipulation oder Druckbelastung stehen gelassen. Hierdurch ist ein Aushärten des Knochenzementes PMMA sicher gewährleistet gewesen.

Zusammenfassend ist zu konstatieren, dass trotz sorgfältig geplanter Versuchsdurchführung der Versuchsaufbau einige Kritikpunkte vorweist, die unserer Ansicht nach zwar zu keiner groben Verfälschung der Ergebnisse, sondern höchstens zu einer leichten Beeinflussung geführt haben könnten. Das Gegenteil kann jedoch nicht mit absoluter Sicherheit ausgeschlossen werden. Des Weiteren sind die Operationsbedingungen bei der Versuchsdurchführung nur annähernd äquivalent auf die, in der Klinik vorherrschenden Bedingungen und auf das physiologische Umfeld des menschlichen Körpers übertragbar. Trotzdem kann durch die erhobenen Ergebnisse des Versuchs eine tendenzielle Aussage zu der Verwendung der Kyphoplastie mit Doppelballonkatheter in der klinischen Anwendung getroffen werden. Allerdings müssen weitere Studien besonders prospektiv klinischer Art durchgeführt werden, um die biomechanische Eigenschaften und klinische Anwendbarkeit des neuen Augmentationsverfahren zu testen, zu evaluieren und die, in der experimentellen Studie festgestellten Vorteile zu bestätigen.

9.2 Diskussion der Ergebnisse

Im Folgenden werden die wichtigsten erhobenen Ergebnisse der Arbeit noch einmal vorgestellt und im Anschluss interpretiert und diskutiert.

Im Rahmen der Untersuchung wurden die Höhen der Wirbelkörper anterior, zentral und posterior erfasst, sowie das Wirbelkörper Volumen und daraus die postoperative Aufrichtung des Wirbelkörpers. Bei der Zentralen Höhe konnte in Gruppe B die initiale Höhe zu 98,31% \pm 8,56% erreicht werden, worin sich im Vergleich zu Gruppe A, 87,73% \pm 5,52% ein signifikanter Unterschied mit einem p-Wert von $p=0,0108$ zeigt. Bei der posterioren Höhe konnte in Gruppe B postoperativ eine Aufrichtung auf 98,01% \pm 5,98%, in Gruppe A eine Aufrichtung auf 89,17% \pm 6,26% erreicht werden, worin sich mit einem p-Wert von $p=0,0047$ ebenfalls ein signifikanter Unterschied zeigt. Bei der anterioren Höhe konnte zwischen den beiden Gruppen mit einem p-Wert von $p=0,7209$ kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Im Vergleich der postoperativ wiedergewonnenen Wirbelkörpervolumina konnte zwischen in Gruppe B erreichten 18,47% \pm 8,26% und in Gruppe A mit 7,30% \pm 10,14% mit einem p-Wert von $p=0,003$ ein signifikanter Unterschied aufgezeigt werden. Durch diese Ergebnisse zeigen sich hinsichtlich der Höhenrekonstruktion signifikante Unterschiede in der zentralen und insbesondere der posterioren Höhe, sowie des Wirbelkörpervolumens zum Vorteil der Kyphoplastie mit Doppelballonkatheter. Da diese Arbeit die erste biomechanische Untersuchung zur Anwendung eines Doppelballonkatheters bei Berstungsfrakturen von Wirbelkörpern darstellt bzw. allgemein bei Wirbelkörperfrakturen, können die Ergebnisse nicht mit anderen Studien verglichen werden. Die im Vergleich zum konventionellen Einfachballonkatheter signifikant bessere Höhenrekonstruktion liegt in der durch die Verwendung des Doppelballons besseren Kontrolle der Inflation des Gesamtvolumens des Ballons und, der dadurch bedingten Hohlräumerschaffung. Hintergrund der besseren Kontrolle ist die Verwendung von vier intrakorporalen Ballons, die jeweils getrennt angesteuert werden können und somit eine gezieltere Verteilung des Gesamtvolumens der Ballons ermöglicht.

10 Schlussfolgerung

Ziel der vorliegenden Arbeit war es das neue Verfahren der Doppelballonkyphoplastie hinsichtlich der möglichen Rekonstruktionsergebnisse im Vergleich zur bereits in der klinischen Anwendung etablierten Einfachballonkyphoplastie vorzunehmen. Um eine Vergleichbarkeit der biomechanischen Ergebnisse zu ermöglichen wurde sich auf die Versorgung von AO:A3 Berstungsfrakturen beschränkt.

Die Ergebnisse der Arbeit zeigen, dass durch das neue Verfahren im biomechanischen Modell eine signifikant bessere Rekonstruktion der ursprünglichen anatomischen Form der Wirbelkörper erfolgt, als durch die damit verglichene Einfachballonkyphoplastie

Dies stellt somit eine potentielle Verbesserung der klinischen Behandlung von Wirbelkörperfrakturen dar, da durch das höhere Maß an Kontrolle bei der Aufrichtung die Risiken zu den bekannten Komplikationen, wie Leckage-Raten oder Verschiebung von Frakturfragmenten theoretisch sinken sollten. Um diese Thesen verifizieren zu können, sind weitere Studien notwendig. Besonders gilt es zu überprüfen, wie sich eine Belastung des Wirbelkörpers während der Operation auf die Handhabung und die Aufrichtung auswirken, wie die Deckplatte des Wirbelkörpers rekonstruiert und wie sich der mit Doppelballon-Katheter behandelte Wirbelkörper nach der Zementaugmentation verhalten wird.

Desweiteren ist es notwendig, klinische Studien durchzuführen, um den möglichen klinischen Benefit für die Patienten festzustellen. Zwar konnte durch den durchgeführten Versuch die signifikant bessere Rekonstruktion gezeigt werden, ob daraus jedoch ein Unterschied im postoperativen Outcome der Patienten bspw. in der Schmerzsymptomatik resultiert, muss Fragestellung weiterer Studien sein.

11 Zusammenfassung

Hintergrund

Bei Wirbelsäulenverletzungen machen Berstungsfrakturen eines oder mehrerer Wirbelkörper einen hohen Anteil der Verletzungen aus. Die Folgen für den Patienten sind gravierend und reichen u.a. von Schmerzen, Einschränkung der Leistungsfähigkeit bis hin zur erhöhten Mortalität, sodass eine Behandlung erforderlich ist. Während bei der Behandlung schmerzhafter osteoporotischer Wirbelkörperfrakturen die Ballonkyphoplastie als Standardverfahren gilt, wird die Versorgung von komplexen Wirbelkörperfrakturen aktuell in der Literatur diskutiert. Bei der Verwendung konventioneller Ballons kann das OP-Ergebnis nur gering vom Operateur beeinflusst werden, da der Ballon dem Weg des geringsten Widerstandes folgt und das mögliche Aufrichten hierdurch beschränkt wird. Im Rahmen dieser Studie werden im komplexen Wirbelkörperfrakturmodell Einzel- und Doppelballone mit besonderem Augenmerk auf die Rekonstruktion des Wirbelkörpers verglichen, um die Möglichkeiten der neuen Methode auszutesten.

Material und Methoden

Die Wirbelsäulen von 5 Körperspendern wurden nach Computer tomographischer Kontrolle auf Unversehrtheit von Th9 bis L5 in präpariert. Aus jeder Wirbelsäule wurden 4 Wirbelkörperpaare gewonnen (Th9+10, Th11+12, L1+2, L3+4). Die Bandscheiben und Bänder zwischen den Wirbelkörpern wurden belassen. Die Präparate wurden in Technovit 3040 (Firma Kulzer) eingebettet. Am unteren Wirbelkörper wurden mittels oszillierender Säge Sollbruchstellen erzeugt und anschließend die Fraktur mittels Gewicht, das in einem Fallturm auf die Wirbelkörpersegmente fiel, erzeugt. Vor und nach Fraktur wurden radiologische Aufnahmen mittels Computertomographen angefertigt. Aus den 20 Wirbelkörperpaaren wurden nach Fraktur 16 vergleichbare Wirbelkörperpaare ausgesucht und in zwei Gruppen aufgeteilt. Die Gruppen wurden randomisiert einer Behandlungsgruppe zugeordnet. Eine Gruppe wurde mit einer bipedikulären Balloon-Kyphoplastie (Allevo, Joline, Hechingen), die andere Gruppe mit bipedikulärem Doppelballon-Kyphoplastie (Stop`n GO, Joline, Hechingen) behandelt. Postoperativ erfolgte die dritte Computertomographie. Radiologisch wurden dabei folgende Messwerte ermittelt: Anteriore, zentrale und posteriore Wirbelkörperhöhe, sowie das Wirbelkörpervolumen. Anschließend wurde aus den Ergebnissen die Rekonstruktion der Wirbelkörper durch die verschiedenen Verfahren verglichen.

Ergebnisse

100 % repräsentieren die Werte vor Fraktur. Die zentrale Höhe wurde von 78,5% (65,8-95,8) auf 87,7% (80,1-96,2) in der Ballongruppe und von 77,0% (64,2-87,0) auf 98,3% (88,4-98,3) für die Doppelballongruppe verbessert. Die posteriore Höhe wurde von 82,3% (63,0-100,7) auf 89,2% (82,2-103,1; Ballon) bzw. 85,6% (75,5-99,3) auf 98,0% (90,5-107,1; Doppelballon) angehoben. Hinsichtlich der Höhenrekonstruktion konnte sowohl für die zentrale, als auch für die posteriore Höhe ein signifikanter Unterschied zum Vorteil des Doppelballons gefunden werden (Zentrale Höhe $p=0,0108$; Posteriore Höhe $p=0,0047$). Das Wirbelkörpervolumen wurde um 7,3 % (2,6ml; 2,2-7,7ml) in der Ballon-Kyphoplastie-Gruppe und um 18,5% (7,1ml; 1,7-10ml) in der Doppelballon-Kyphoplastie-Gruppe verbessert. Die Unterschiede zwischen den Gruppen waren ebenfalls signifikant (Volumen in Prozent $p = 0,0301$ bzw. Volumen in cm^3 $p = 0,0094$)

Schlussfolgerung

Durch die Verwendung eines Doppelballons kann die Inflation und Hohlräumerschaffung im Wirbelkörper besser kontrolliert werden. Hierdurch wurden im Vergleich zum konventionellen Ballon signifikant bessere Höhenrekonstruktionen im Bereich der zentralen Höhe des Wirbelkörpers und insbesondere der posterioren Höhe (Wirbelkörperhinterkante) erzielt. Die Verwendung eines Doppelballons in der Kyphoplastie scheint eine Verbesserung des konventionellen Ballons darzustellen. Weitere biomechanische und klinische Studien müssen diesen potentiellen Mehrwert belegen.

12 Abstract

Introduction

Burstfractures of one or multiple vertebral bodies are one of the most frequent injuries of the spine. The consequences for the patient are heavy and incorporate pain, reduction of activities and an increase of mortality. Therefore a treatment is necessary. While the treatment of painful osteoporotic compression fractures by Balloon Kyphoplasty is well accepted, the treatment of complex fractures of the vertebral body is still part of discussion in literature. The Balloon inflation or void creation cannot fully be controlled by the surgeon since the Balloon follows the path of least resistance and the reconstruction is limited. Aim of the present study was to compare two Balloon Systems in a complex fracture model using cadaveric spines to test the possibilities of the new method.

Material and methods

The spines of 5 donors were dissected from T9 to L4. Out of every spine 4 pairs of vertebral bodies were harvested (T9+10, T11+12, L1+2, L3+4), after there was a CT Scan of the vertebral bodies to exclude any damage. The discs and ligaments were kept intact. The pairs were imbedded in Technovit 3040 (firm Kulzer). Using an oscillating saw stress risers were cut in the lower vertebral body to ensure the generation of burst fractures. The fractures were finally generated using a drop tower in which a defined weight was dropped on the vertebral bodies. CT-scans were performed before and after fracture as well as after treatment. After fracture 16 vertebral bodies were matched into two comparable groups and randomized into two treatment arms. One group was treated by conventional bipedicular Balloon-Kyphoplasty (Allevo, Joline, Hechingen), the other group by bipedicular double Balloon (Stop`n GO, Joline, Hechingen). In the CT-Scans there are measured the anterior, central and the posterior height and the volume of the vertebral body. Afterwards the results of the reconstruction of the two methods were compared.

Results

Initial values before fracture represent 100%. The central height was elevated from 78,5% (65,8-95,8) to 87,7% (80,1-96,2) in the Balloon group and from 77,0% (64,2-87,0) to 98,3%

Abstract

(88,4-98,3) in the double Balloon group. The posterior height of the vertebral body was elevated from 82,3% (63,0-100,7) to 89,2% (82,2-103,1 ; Balloon) and from 85,6% (75,5-99,3) to 98,0% (90,5-107,1; double Balloon). The difference between both groups regarding central and posterior heights was significant in favour of the double Balloon (central $p=0,0108$; posterior $p=0,0047$). The volume of the vertebral body was increased by 18,5 % (7,1ml; 1,7-10ml) in the double Balloon group and by 7,3 % (2,6ml; -2,2-7,7ml) in the single Balloon group respectively. This difference was significant as well (Volume in percent $p = 0,0301$ and Volume in $\text{cm}^3 = 0,0094$).

Conclusion

The use of the double Balloons allowed a better control of the Balloons during inflation. This led to better central and posterior reconstruction of the vertebral body. Hereby significant differences between the conventional and double Balloons were documented in this study. The double Balloon seems to be an improvement of the regular Balloon system. Further biomechanical and clinical studies are needed to understand this better.

Literaturverzeichnis

Acosta, Frank L.; Aryan, Henry E.; Taylor, William R.; Ames, Christopher P. (2005): Kyphoplasty-augmented short-segment pedicle screw fixation of traumatic lumbar burst fractures. Initial clinical experience and literature review. In: *Neurosurgical focus* 18 (3), e9.

Adachi, Jonathan D.; Adami, Silvano; Gehlbach, Stephen; Anderson, Frederick A.; Boonen, Steven; Chapurlat, Roland D. et al. (2010): Impact of prevalent fractures on quality of life. Baseline results from the global longitudinal study of osteoporosis in women. In: *Mayo Clinic proceedings* 85 (9), S. 806–813. DOI: 10.4065/mcp.2010.0082.

Afzal, Suhail; Akbar, Saleem; Dhar, Shabir A. (2008): Short segment pedicle screw instrumentation and augmentation vertebroplasty in lumbar burst fractures. An experience. In: *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 17 (3), S. 336–341. DOI: 10.1007/s00586-008-0587-z.

Altay, Murat; Ozkurt, Bülent; Aktekin, Cem Nuri; Ozturk, Akif Muhtar; Dogan, Ozgür; Tabak, A. Yalçın (2007): Treatment of unstable thoracolumbar junction burst fractures with short- or long-segment posterior fixation in magerl type a fractures. In: *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 16 (8), S. 1145–1155. DOI: 10.1007/s00586-007-0310-5.

Ateş, Ahmet; Gemalmaz, Halil Can; Deveci, Mehmet Ali; Şimşek, Sezai Aykın; Çetin, Engin; Şenköylü, Alpaslan (2016): Comparison of effectiveness of kyphoplasty and vertebroplasty in patients with osteoporotic vertebra fractures. In: *Acta orthopaedica et traumatologica turcica* 50 (6), S. 619–622. DOI: 10.1016/j.aott.2016.10.002.

Atlas, S. W.; Regenbogen, V.; Rogers, L. F.; Kim, K. S. (1986): The radiographic characterization of burst fractures of the spine. In: *AJR. American journal of roentgenology* 147 (3), S. 575–582. DOI: 10.2214/ajr.147.3.575.

Bakhsheshian, Joshua; Dahdaleh, Nader S.; Fakurnejad, Shayan; Scheer, Justin K.; Smith, Zachary A. (2014): Evidence-based management of traumatic thoracolumbar burst fractures. A systematic review of nonoperative management. In: *Neurosurgical focus* 37 (1), E1. DOI: 10.3171/2014.4.FOCUS14159.

Ballon Kyphoplastie Joline Broschüre, zuletzt geprüft am 31.01.2018.

Bartl, Reiner (2011): Osteoporose. Prävention Diagnostik Therapie ; 12 Tabellen. 4., vollst. überarb. und erw. Aufl. Stuttgart: Thieme. Online verfügbar unter <http://ebooks.thieme.de/9783131057549/1>.

Belkoff, Stephen M.; Molloy, Sean (2003): Temperature Measurement During Polymerization of Polymethylmethacrylate Cement Used for Vertebroplasty. In: *Spine* 28 (14), S. 1555–1559. DOI: 10.1097/01.BRS.0000076829.54235.9F.

Bensch, Frank V.; Kiuru, Martti J.; Koivikko, Mika P.; Koskinen, Seppo K. (2004): Spine fractures in falling accidents. Analysis of multidetector CT findings. In: *European radiology* 14 (4), S. 618–624. DOI: 10.1007/s00330-003-2090-6.

Abstract

Bensch, Frank V.; Koivikko, Mika P.; Kiuru, Martti J.; Koskinen, Seppo K. (2006): The incidence and distribution of burst fractures. In: *Emergency radiology* 12 (3), S. 124–129. DOI: 10.1007/s0010140-005-0457-5.

Berrington de Gonzalez, Amy; Darby, Sarah (2004): Risk of cancer from diagnostic X-rays. Estimates for the UK and 14 other countries. In: *Lancet (London, England)* 363 (9406), S. 345–351. DOI: 10.1016/S0140-6736(04)15433-0.

Blackmore, C. C.; Mann, F. A.; Wilson, A. J. (2000): Helical CT in the primary trauma evaluation of the cervical spine. An evidence-based approach. In: *Skeletal radiology* 29 (11), S. 632–639.

Blattert, Thomas R.; Jestaedt, Leonie; Weckbach, Arnulf (2009): Suitability of a calcium phosphate cement in osteoporotic vertebral body fracture augmentation. A controlled, randomized, clinical trial of balloon kyphoplasty comparing calcium phosphate versus polymethylmethacrylate. In: *Spine* 34 (2), S. 108–114. DOI: 10.1097/BRS.0b013e31818f8bc1.

Bliemel, Christopher; Oberkircher, Ludwig; Buecking, Benjamin; Timmesfeld, Nina; Ruchholtz, Steffen; Krueger, Antonio (2012): Higher incidence of new vertebral fractures following percutaneous vertebroplasty and kyphoplasty--fact or fiction? In: *Acta orthopaedica Belgica* 78 (2), S. 220–229.

Blondel, B.; Fuentes, S.; Pech-Gourg, G.; Adetchessi, T.; Tropiano, P.; Dufour, H. (2011): Percutaneous management of thoracolumbar burst fractures. Evolution of techniques and strategy. In: *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR* 97 (5), S. 527–532. DOI: 10.1016/j.otsr.2011.03.020.

Börm, Wolfgang; Meyer, Frerk; Bullmann, Viola; Knop, Christian (Hg.) (2017): Wirbelsäule interdisziplinär. Operative und konservative Therapie. Deutsche Wirbelsäulengesellschaft [Sonstige]. Stuttgart, Germany: Schattauer.

Bouza, Carmen; López, Teresa; Magro, Angeles; Navalpotro, Lourdes; Amate, José María (2006): Efficacy and safety of balloon kyphoplasty in the treatment of vertebral compression fractures. A systematic review. In: *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 15 (7), S. 1050–1067. DOI: 10.1007/s00586-005-0048-x.

Brenner, David J.; Elliston, Carl D. (2004): Estimated radiation risks potentially associated with full-body CT screening. In: *Radiology* 232 (3), S. 735–738. DOI: 10.1148/radiol.2323031095.

Brenner, David J.; Hall, Eric J. (2007): Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure. In: *New England Journal of Medicine* 357 (22), S. 2277–2284. DOI: 10.1056/NEJMra072149.

Carbognin, G.; Sandri, A.; Girardi, V.; Regis, D.; Calciolari, C.; Mansueto, G. et al. (2009): Treatment of type-A3 amyelic thoracolumbar fractures (burst fractures) with kyphoplasty. Initial experience. In: *La Radiologia medica* 114 (1), S. 133–140. DOI: 10.1007/s11547-008-0359-1.

Carl, A. L.; Tromanhauser, S. G.; Roger, D. J. (1992): Pedicle screw instrumentation for thoracolumbar burst fractures and fracture-dislocations. In: *Spine* 17 (8 Suppl), S317-24.

Chen, Chen; Shen, Xiaofeng; Wang, Jiangping; Zhang, Zhigang; Li, Yuwei; Chen, Hua (2017): Vergleich der Schmerzreduktion nach Kypho- und Vertebroplastie. Eine Metaanalyse

Abstract

randomisierter und nichtrandomisierter kontrollierter Studien. In: *Der Orthopäde*. DOI: 10.1007/s00132-017-3455-x.

Cho, Der-Yang; Lee, Wuen-Yen; Sheu, Pon-Chun (2003): Treatment of thoracolumbar burst fractures with polymethyl methacrylate vertebroplasty and short-segment pedicle screw fixation. In: *Neurosurgery* 53 (6), 1354-60; discussion 1360-1.

Christodoulou, Anastasios; Ploumis, Avraam; Terzidis, Ioannis; Pournaras, Ioannis (2005): Vertebral body reconstruction with injectable hydroxyapatite cement for the management of unstable thoracolumbar burst fractures. A preliminary report. In: *Acta orthopaedica Belgica* 71 (5), S. 597-603.

Dai, Li-Yang; Jiang, Sheng-Dan; Wang, Xiang-Yang; Jiang, Lei-Sheng (2007): A review of the management of thoracolumbar burst fractures. In: *Surgical neurology* 67 (3), 221-31; discussion 231. DOI: 10.1016/j.surneu.2006.08.081.

Del Castillo-Calcaño, Juan; Rodríguez-Valencia, Francisco; García-González, Ulises (2016): Use of SpineJack Device Shows Promising Results in Reducing Refractures for Osteoporotic Vertebral Compression Fractures. Results from a Retrospective Case Control Study. In: *World neurosurgery* 91, S. 623-625. DOI: 10.1016/j.wneu.2016.04.001.

Deramond, H.; Wright, N.T; Belkoff, S.M (1999): Temperature elevation caused by bone cement polymerization during vertebroplasty. In: *Bone* 25 (2), 17S-21S. DOI: 10.1016/S8756-3282(99)00127-1.

Diamond, Terrence H.; Champion, Bernard; Clark, William A. (2003): Management of acute osteoporotic vertebral fractures. A nonrandomized trial comparing percutaneous vertebroplasty with conservative therapy. In: *The American Journal of Medicine* 114 (4), S. 257-265. DOI: 10.1016/S0002-9343(02)01524-3.

Doody, O.; Czarnecki, C.; Given, M. F.; Lyon, Stuart M. (2009): Vertebroplasty in the management of traumatic burst fractures. A case series. In: *Journal of medical imaging and radiation oncology* 53 (5), S. 489-492. DOI: 10.1111/j.1754-9485.2009.02095.x.

DVO Leitlinie Osteoporose (2014): DVO Leitlinie Osteoporose 2014 Kurzfassung und Langfassung. Leitlinie des Dachverbands der Deutschsprachigen Wissenschaftlichen Osteologischen Gesellschaften e.V., zuletzt geprüft am 08.01.2018.

Dvorak, J.; Panjabi, M. M.; Novotny, J. E.; Antinnes, J. A. (1991): In vivo flexion/extension of the normal cervical spine. In: *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 9 (6), S. 828-834. DOI: 10.1002/jor.1100090608.

Ebelke, D. K.; Asher, M. A.; Neff, J. R.; Kraker, D. P. (1991): Survivorship analysis of VSP spine instrumentation in the treatment of thoracolumbar and lumbar burst fractures. In: *Spine* 16 (8 Suppl), S428-32.

Eriksson, R. A.; Albrektsson, T.; Magnusson, B. (1984): Assessment of bone viability after heat trauma. A histological, histochemical and vital microscopic study in the rabbit. In: *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery* 18 (3), S. 261-268.

Field, S. B.; Morris, C. C. (1983): The relationship between heating time and temperature. Its relevance to clinical hyperthermia. In: *Radiotherapy and oncology : journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology* 1 (2), S. 179-186.

Abstract

Filippiadis, Dimitrios K.; Marcia, Stefano; Masala, Salvatore; Deschamps, Frederic; Kelekis, Alexis (2017): Percutaneous Vertebroplasty and Kyphoplasty. Current Status, New Developments and Old Controversies. In: *Cardiovascular and interventional radiology* 40 (12), S. 1815–1823. DOI: 10.1007/s00270-017-1779-x.

Fink, Howard A.; Litwack-Harrison, Stephanie; Ensrud, Kristine E.; Shen, Jian; Schousboe, John T.; Cawthon, Peggy M. et al. (2017): Association of Incident, Clinically Undiagnosed Radiographic Vertebral Fractures With Follow-Up Back Pain Symptoms in Older Men. The Osteoporotic Fractures in Men (MrOS) Study. In: *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research* 32 (11), S. 2263–2268. DOI: 10.1002/jbmr.3215.

Fuentes, Stéphane; Blondel, Benjamin; Metellus, Philippe; Gaudart, Jean; Adetchessi, Tarek; Dufour, Henry (2010): Percutaneous kyphoplasty and pedicle screw fixation for the management of thoraco-lumbar burst fractures. In: *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 19 (8), S. 1281–1287. DOI: 10.1007/s00586-010-1444-4.

Galibert, P.; Deramond, H.; Rosat, P.; Le Gars, D. (1987): Preliminary note on the treatment of vertebral angioma by percutaneous acrylic vertebroplasty. In: *Neuro-Chirurgie* 33 (2), S. 166–168.

Garfin, Steven R.; Yuan, Hansen A.; Reiley, Mark A. (2001): New Technologies in Spine. In: *Spine* 26 (14), S. 1511–1515. DOI: 10.1097/00007632-200107150-00002.

Gertzbein, S. D.; Seligman, J.; Holtby, R.; Chan, K. H.; Kapasouri, A.; Tile, M.; Cruickshank, B. (1985): Centrod patterns and segmental instability in degenerative disc disease. In: *Spine* 10 (3), S. 257–261.

Grafe, Ingo A.; Da Fonseca, Katharina; Hillmeier, Jochen; Meeder, Peter-Jürgen; Libicher, Martin; Nöldge, Gerd et al. (2005): Reduction of pain and fracture incidence after kyphoplasty. 1-year outcomes of a prospective controlled trial of patients with primary osteoporosis. In: *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA* 16 (12), S. 2005–2012. DOI: 10.1007/s00198-005-1982-5.

Guerin, Heather Lynch; Elliott, Dawn M. (2007): Quantifying the contributions of structure to annulus fibrosus mechanical function using a nonlinear, anisotropic, hyperelastic model. In: *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 25 (4), S. 508–516. DOI: 10.1002/jor.20324.

Haas, N.; Blauth, M.; Tscherne, H. (1991): Anterior plating in thoracolumbar spine injuries. Indication, technique, and results. In: *Spine* 16 (3 Suppl), S100-11.

Hadji, Peyman; Klein, Silvia; Gothe, Holger; Häussler, Bertram; Kless, Thomas; Schmidt, Torsten et al. (2013): The epidemiology of osteoporosis--Bone Evaluation Study (BEST). An analysis of routine health insurance data. In: *Deutsches Arzteblatt international* 110 (4), S. 52–57. DOI: 10.3238/arztebl.2013.0052.

Abstract

Häussler B, Gothe H, Mangiapane S, Glaeske G, Pientka L, Felsenberg D (2006): Versorgung von Osteoporose-Patienten in Deutschland. In: *Deutsches Arzteblatt* 103 (39), A2542-A2548, zuletzt geprüft am 04.01.2018.

Hitchon, Patrick W.; Goel, Vijay; Drake, John; Taggard, Derek; Brenton, Matthew; Rogge, Thomas; Torner, James C. (2001): Comparison of the biomechanics of hydroxyapatite and polymethylmethacrylate vertebroplasty in a cadaveric spinal compression fracture model. In: *Journal of Neurosurgery: Spine* 95 (2), S. 215–220. DOI: 10.3171/spi.2001.95.2.0215.

Hofbauer, Lorenz C.; Hamann, Christine; Ebeling, Peter R. (2010): Approach to the patient with secondary osteoporosis. In: *European journal of endocrinology* 162 (6), S. 1009–1020. DOI: 10.1530/EJE-10-0015.

Holdsworth, F. (1970): Fractures, dislocations, and fracture-dislocations of the spine. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 52 (8), S. 1534–1551.

Ismail, A. A.; O'Neill, T. W.; Cooper, C.; Finn, J. D.; Bhalla, A. K.; Cannata, J. B. et al. (1998): Mortality associated with vertebral deformity in men and women. Results from the European Prospective Osteoporosis Study (EPOS). In: *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA* 8 (3), S. 291–297.

Jahelka, Barbara; Dorner, Thomas; Terkula, Robert; Quittan, Michael; Bröll, Hans; Erlacher, Ludwig (2009): Health-related quality of life in patients with osteopenia or osteoporosis with and without fractures in a geriatric rehabilitation department. In: *Wiener medizinische Wochenschrift (1946)* 159 (9-10), S. 235–240. DOI: 10.1007/s10354-009-0655-y.

Jones, Hugh L.; Crawley, Alexis L.; Noble, Phillip C.; Schoenfeld, Andrew J.; Weiner, Bradley K. (2011): A novel method for the reproducible production of thoracolumbar burst fractures in human cadaveric specimens. In: *The spine journal : official journal of the North American Spine Society* 11 (5), S. 447–451. DOI: 10.1016/j.spinee.2011.03.021.

Junhua Du, Xigong Li, Xiangjin Lin (2014): Kyphoplasty versus vertebroplasty in the treatment of painful osteoporotic vertebral compression fractures : two-year follow-up in a prospective controlled study. In: *Acta Orthopædica Belgica* (80), S. 477–486, zuletzt geprüft am 14.11.2017.

Kado, D. M.; Browner, W. S.; Palermo, L.; Nevitt, M. C.; Genant, H. K.; Cummings, S. R. (1999): Vertebral fractures and mortality in older women. A prospective study. Study of Osteoporotic Fractures Research Group. In: *Archives of internal medicine* 159 (11), S. 1215–1220.

Kallemeier, Patricia M.; Beaubien, Brian P.; Buttermann, Glenn R.; Polga, David J.; Wood, Kirkham B. (2008): In vitro analysis of anterior and posterior fixation in an experimental unstable burst fracture model. In: *Journal of spinal disorders & techniques* 21 (3), S. 216–224. DOI: 10.1097/BSD.0b013e31807a2f61.

Kanis, J. A. (1994): Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis. Synopsis of a WHO report. WHO Study Group. In: *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA* 4 (6), S. 368–381.

Abstract

Kanis, J. A. (2007): Assessment of Osteoporosis at the primary Health Care Level. Report of a WHO Scientific Group, zuletzt geprüft am 08.01.2018.

Kapandji, Ibrahim A.; Koebke, Jürgen (2016): Funktionelle Anatomie der Gelenke. Schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik. Enthält 3 Bände in einem Band: Band 1: Obere Extremität, Band 2: Untere Extremität, Band 3: Rumpf und Wirbelsäule. - 1.-3. Auflage in 3 Einzelbänden erschienen. 6. Auflage. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.

Kasperk, Christian; Hillmeier, Jochen; Nöldge, Gerd; Grafe, Ingo A.; Dafonseca, Katharina; Raupp, Dorothea et al. (2005): Treatment of painful vertebral fractures by kyphoplasty in patients with primary osteoporosis. A prospective nonrandomized controlled study. In: *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research* 20 (4), S. 604–612. DOI: 10.1359/JBMR.041203.

Kauffmann, Günter W.; Moser, Ernst; Sauer, Rolf (2006): Radiologie. Mit 115 Tabellen ; Fragen und Antworten. CD-ROM-Beil. u.d.T.: Das Gehirn im NMR-Bild. 3., völlig überarb. Aufl. München: Elsevier Urban & Fischer. Online verfügbar unter http://bvbr.bib-bvb.de:8991/F?func=service&doc_library=BVB01&local_base=BVB01&doc_number=01472707&sequence=000003&line_number=0001&func_code=DB_RECORDS&service_type=MEDIA.

Keaveny, T. M.; Hayes, W. C. (1993): A 20-year perspective on the mechanical properties of trabecular bone. In: *Journal of biomechanical engineering* 115 (4B), S. 534–542.

Lampl, C.; Likar, R. (2014): Metamizol. Wirkmechanismen, Interaktionen und Agranulozytoserisiko. In: *Schmerz (Berlin, Germany)* 28 (6), S. 584–590. DOI: 10.1007/s00482-014-1490-7.

Lapras, C.; Mottolese, C.; Deruty, R.; Remond, J.; Duquesnel, J. (1989): Injection percutanée de méthyl-métacrylate dans le traitement de l'ostéoporose et ostéolyse vertébrale grave (technique de P. Galibert). In: *Annales de chirurgie* 43 (5), S. 371–376.

Leferink, V. J. M.; Nijboer, J. M. M.; Zimmerman, K. W.; Veldhuis, E. F. M.; Vergert, E. M. ten; Duis, H. J. ten (2003): Burst fractures of the thoracolumbar spine. Changes of the spinal canal during operative treatment and follow-up. In: *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 12 (3), S. 255–260. DOI: 10.1007/s00586-002-0499-2.

Li, Kung-Chia; Hsieh, Ching-Hsian; Lee, Chiu-Yin; Chen, Tain-Hsiun (2005): Transpedicle body augments. A further step in treating burst fractures. In: *Clinical orthopaedics and related research* (436), S. 119–125.

Maestretti, Gianluca; Cremer, Claus; Otten, Philippe; Jakob, Roland Peter (2007): Prospective study of standalone balloon kyphoplasty with calcium phosphate cement augmentation in traumatic fractures. In: *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 16 (5), S. 601–610. DOI: 10.1007/s00586-006-0258-x.

Magerl, F.; Aebi, M.; Gertzbein, S. D.; Harms, J.; Nazarian, S. (1994): A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. In: *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 3 (4), S. 184–201.

Abstract

Masharawi, Youssef; Rothschild, Bruce; Dar, Gali; Peleg, Smadar; Robinson, Dror; Been, Ella; Hershkovitz, Israel (2004): Facet orientation in the thoracolumbar spine. Three-dimensional anatomic and biomechanical analysis. In: *Spine* 29 (16), S. 1755–1763.

McCalden, R. W.; McGeough, J. A.; Court-Brown, C. M. (1997): Age-related changes in the compressive strength of cancellous bone. The relative importance of changes in density and trabecular architecture. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 79 (3), S. 421–427.

McDonough, Paul W.; Davis, Rick; Tribus, Clifford; Zdeblick, Thomas A. (2004): The management of acute thoracolumbar burst fractures with anterior corpectomy and Z-plate fixation. In: *Spine* 29 (17), 1901-8; discussion 1909.

McLain, R. F.; Sparling, E.; Benson, D. R. (1993): Early failure of short-segment pedicle instrumentation for thoracolumbar fractures. A preliminary report. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 75 (2), S. 162–167.

Meves, Robert; Avanzi, Osmar (2005): Correlation between neurological deficit and spinal canal compromise in 198 patients with thoracolumbar and lumbar fractures. In: *Spine* 30 (7), S. 787–791.

Nachemson, A. L. (1981): Disc pressure measurements. In: *Spine* 6 (1), S. 93–97.

Oberkircher, Ludwig; Schmuck, Maya; Bergmann, Martin; Lechler, Philipp; Ruchholtz, Steffen; Krüger, Antonio (2016): Creating reproducible thoracolumbar burst fractures in human specimens. An in vitro experiment. In: *Journal of neurosurgery. Spine* 24 (4), S. 580–585. DOI: 10.3171/2015.6.SPINE15176.

Oberkircher, Ludwig; Struwer, Johannes; Bliemel, Christopher; Buecking, Benjamin; Eschbach, Daphne-Asimonia; Ruchholtz, Steffen; Krueger, Antonio (2014): Height restoration and preservation in osteoporotic vertebral compression fractures. A biomechanical analysis of standard balloon kyphoplasty versus radiofrequency kyphoplasty in a cadaveric model. In: *Journal of spinal disorders & techniques* 27 (5), S. 283–289. DOI: 10.1097/BSD.0b013e3182aab205.

Oh, Taemin; Scheer, Justin K.; Fakurnejad, Shayan; Dahdaleh, Nader S.; Smith, Zachary A. (2015): Minimally invasive spinal surgery for the treatment of traumatic thoracolumbar burst fractures. In: *Journal of clinical neuroscience : official journal of the Neurosurgical Society of Australasia* 22 (1), S. 42–47. DOI: 10.1016/j.jocn.2014.05.030.

Oner, F. Cumhur; Verlaan, Jorrit-Jan; Verbout, Abraham J.; Dhert, Wouter J. A. (2006): Cement augmentation techniques in traumatic thoracolumbar spine fractures. In: *Spine* 31 (11 Suppl), S89-95; discussion S104. DOI: 10.1097/01.brs.0000217950.60516.e6.

Orimo, Hajime; Hayashi, Yasufumi; Fukunaga, Masao; Sone, Teruki; Fujiwara, Saeko; Shiraki, Masataka et al. (2001): Diagnostic criteria for primary osteoporosis. Year 2000 revision. In: *Journal of Bone and Mineral Metabolism* 19 (6), S. 331–337. DOI: 10.1007/s007740170001.

Panjabi, M. M.; Oxland, T.; Takata, K.; Goel, V.; Duranceau, J.; Krag, M. (1993): Articular facets of the human spine. Quantitative three-dimensional anatomy. In: *Spine* 18 (10), S. 1298–1310.

Abstract

Panjabi, M. M.; Oxland, T. R.; Kifune, M.; Arand, M.; Wen, L.; Chen, A. (1995): Validity of the three-column theory of thoracolumbar fractures. A biomechanic investigation. In: *Spine* 20 (10), S. 1122–1127.

Reinhold, Maximilian; Audigé, Laurent; Schnake, Klaus John; Bellabarba, Carlo; Dai, Li-Yang; Oner, F. Cumhur (2013): AO spine injury classification system. A revision proposal for the thoracic and lumbar spine. In: *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 22 (10), S. 2184–2201. DOI: 10.1007/s00586-013-2738-0.

Rüter, Axel; Trenz, Otmar; Wagner Michael (2004): Unfallchirurgie. 2., komplett überarb. und erw. Aufl. Hg. v. Axel Rüter. München: Urban & Fischer.

Saifuddin, A.; Noordeen, H.; Taylor, B. A.; Bayley, I. (1996): The role of imaging in the diagnosis and management of thoracolumbar burst fractures. Current concepts and a review of the literature. In: *Skeletal radiology* 25 (7), S. 603–613.

Scheer, Justin K.; Bakhsheshian, Joshua; Fakurnejad, Shayan; Oh, Taemin; Dahdaleh, Nader S.; Smith, Zachary A. (2015): Evidence-Based Medicine of Traumatic Thoracolumbar Burst Fractures. A Systematic Review of Operative Management across 20 Years. In: *Global spine journal* 5 (1), S. 73–82. DOI: 10.1055/s-0034-1396047.

Scheegerer, Alexander A.; Nagel, Hans-Dieter; Stamm, Georg; Adam, Gerhard; Brix, Gunnar (2017): Current CT practice in Germany. Results and implications of a nationwide survey. In: *European Journal of Radiology* 90, S. 114–128. DOI: 10.1016/j.ejrad.2017.02.021.

Schnake, K. J.; Bula, P.; Spiegl, U. J.; Müller, M.; Hartmann, F.; Ullrich, B. W.; Blattert, T. R. (2017): Thorakolumbale Wirbelsäulenfrakturen beim alten Menschen. Klassifikation und Therapie. In: *Der Unfallchirurg*. DOI: 10.1007/s00113-017-0435-x.

Spiegl, Ulrich J.; Fischer, Klaus; Schmidt, Jörg; Schnoor, Jörg; Delank, Stefan; Josten, Christoph et al. (2018): The Conservative Treatment of Traumatic Thoracolumbar Vertebral Fractures. In: *Deutsches Arzteblatt international* 115 (42), S. 697–704. DOI: 10.3238/arztebl.2018.0697.

Statistisches Bundesamt (Destatis) (2015): Krankheitskosten 2002, 2004, 2006 und 2008 - Fachserie 12 Reihe 7.2 - Ausgabe 2015, zuletzt geprüft am 04.01.2018.

Thomasius, F.; Baum, E.; Bernecker, P.; Böcker, W.; Brabant, T.; Clarenz, P. et al. (2018): DVO Leitlinie 2017 zur Prophylaxe, Diagnostik und Therapie der Osteoporose bei postmenopausalen Frauen und Männern. In: *Osteologie* 27 (03), S. 154–160. DOI: 10.1055/s-0038-1673537.

Trivedi, Jayesh M. (2002): Spinal trauma. Therapy—options and outcomes. In: *European Journal of Radiology* 42 (2), S. 127–134. DOI: 10.1016/S0720-048X(02)00045-1.

Tsoumakidou, Georgia; Too, Chow Wei; Koch, Guillaume; Caudrelier, Jean; Cazzato, Roberto Luigi; Garnon, Julien; Gangi, Afshin (2017): CIRSE Guidelines on Percutaneous Vertebral Augmentation. In: *Cardiovascular and interventional radiology* 40 (3), S. 331–342. DOI: 10.1007/s00270-017-1574-8.

Unger, Stefan; Stefan, Unger; Blauth, Michael; Michael, Blauth; Schmoelz, Werner; Werner, Schmoelz (2010): Effects of three different preservation methods on the mechanical properties of human and bovine cortical bone. In: *Bone* 47 (6), S. 1048–1053. DOI: 10.1016/j.bone.2010.08.012.

Abstract

Vaccaro, Alexander R.; Oner, Cumhur; Kepler, Christopher K.; Dvorak, Marcel; Schnake, Klaus; Bellabarba, Carlo et al. (2013): AOSpine thoracolumbar spine injury classification system. Fracture description, neurological status, and key modifiers. In: *Spine* 38 (23), S. 2028–2037. DOI: 10.1097/BRS.0b013e3182a8a381.

van der Veen, A. J.; van Dieën, J. H.; Nadort, A.; Stam, B.; Smit, T. H. (2007): Intervertebral disc recovery after dynamic or static loading in vitro. Is there a role for the endplate? In: *Journal of biomechanics* 40 (10), S. 2230–2235. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2006.10.018.

Verheyden, A. P.; Hölzl, A.; Ekkerlein, H.; Gercek, E.; Hauck, S.; Josten, C. et al. (2011): Therapieempfehlungen zur Versorgung von Verletzungen der Brust- und Lendenwirbelsäule. In: *Der Unfallchirurg* 114 (1), S. 9–16. DOI: 10.1007/s00113-010-1934-1.

Verheyden, A. P.; Spiegl, U. J.; Hölzl, A. (2018): DGU-Leitlinie 012-028 Verletzungen der thorakolumbalen Wirbelsäule, zuletzt geprüft am 20.10.2019.

Verlaan, Jorrit-Jan; Dhert, Wouter J. A.; Verbout, Abraham J.; Oner, F. Cumhur (2005a): Balloon vertebroplasty in combination with pedicle screw instrumentation. A novel technique to treat thoracic and lumbar burst fractures. In: *Spine* 30 (3), E73-9.

Verlaan, Jorrit-Jan; van de Kraats, Everine B.; Oner, F. Cumhur; van Walsum, Theo; Niessen, Wiro J.; Dhert, Wouter J. A. (2005b): Bone Displacement and the Role of Longitudinal Ligaments During Balloon Vertebroplasty in Traumatic Thoracolumbar Fractures. In: *Spine* 30 (16), S. 1832–1839. DOI: 10.1097/01.brs.0000173897.67839.92.

Verlaan, Jorrit-Jan; van de Kraats, Everine B.; Oner, F. Cumhur; van Walsum, Theo; Niessen, Wiro J.; Dhert, Wouter J. A. (2005c): The reduction of endplate fractures during balloon vertebroplasty. A detailed radiological analysis of the treatment of burst fractures using pedicle screws, balloon vertebroplasty, and calcium phosphate cement. In: *Spine* 30 (16), S. 1840–1845. DOI: 10.1097/01.brs.0000173895.19334.e2.

Voggenreiter, Gregor (2005a): Balloon kyphoplasty is effective in deformity correction of osteoporotic vertebral compression fractures. In: *Spine* 30 (24), S. 2806–2812.

Voggenreiter, Gregor (2005b): Balloon kyphoplasty is effective in deformity correction of osteoporotic vertebral compression fractures. In: *Spine* 30 (24), S. 2806–2812.

Whitesides, T. E. (1977): Traumatic kyphosis of the thoracolumbar spine. In: *Clinical orthopaedics and related research* (128), S. 78–92.

Wilcox, Ruth K.; Boerger, Thomas O.; Allen, David J.; Barton, David C.; Limb, David; Dickson, Robert A.; Hall, Richard M. (2003): A dynamic study of thoracolumbar burst fractures. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 85-A (11), S. 2184–2189.

Wilke, Hans-Joachim; Mehnert, Ulrich; Claes, Lutz E.; Bierschneider, Michael M.; Jaksche, Hans; Boszczyk, Bronek M. (2006): Biomechanical evaluation of vertebroplasty and kyphoplasty with polymethyl methacrylate or calcium phosphate cement under cyclic loading. In: *Spine* 31 (25), S. 2934–2941. DOI: 10.1097/01.brs.0000248423.28511.44.

Willén, J.; Lindahl, S.; Irstam, L.; Aldman, B.; Nordwall, A. (1984): The thoracolumbar crush fracture. An experimental study on instant axial dynamic loading. The resulting fracture type and its stability. In: *Spine* 9 (6), S. 624–631.

Abstract

Wintermark, Max; Mouhsine, Elyazid; Theumann, Nicolas; Mordasini, Philippe; van Melle, Guy; Leyvraz, Pierre F.; Schnyder, Pierre (2003): Thoracolumbar spine fractures in patients who have sustained severe trauma. Depiction with multi-detector row CT. In: *Radiology* 227 (3), S. 681–689. DOI: 10.1148/radiol.2273020592.

Wong, Wade; Mathis, John M. (2005): Vertebroplasty and kyphoplasty. Techniques for avoiding complications and pitfalls. In: *Neurosurgical focus* 18 (3), e2.

Wood, Kirkham B.; Khanna, Gaurav; Vaccaro, Alexander R.; Arnold, Paul M.; Harris, Mitchel B.; Mehbod, Amir A. (2005): Assessment of two thoracolumbar fracture classification systems as used by multiple surgeons. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 87 (7), S. 1423–1429. DOI: 10.2106/JBJS.C.01530.

Zhan, Yi; Jiang, Jianzhong; Liao, Haifen; Tan, Haitao; Yang, Keqin (2017): Risk Factors for Cement Leakage After Vertebroplasty or Kyphoplasty. A Meta-Analysis of Published Evidence. In: *World neurosurgery* 101, S. 633–642. DOI: 10.1016/j.wneu.2017.01.124.

Zhu, Si-Yuan; Zhong, Zhao-Ming; Wu, Qian; Chen, Jian-Ting (2016): Risk factors for bone cement leakage in percutaneous vertebroplasty. A retrospective study of four hundred and eighty five patients. In: *International orthopaedics* 40 (6), S. 1205–1210. DOI: 10.1007/s00264-015-3102-2.

13 Anhang

13.1 Liste der akademischen Lehrer

Adamkiewicz, Bartsch, Bauer Baumann Becker, Bien, Bertoune, Best,Braun, Cetin, Czubayko,, Damm, Daut, Decher, del Rey, Denkert, Dodel, Engenhardt-Cabillic, Geks, Gress, Hertl, Hey, Hildenbrandt, Hofmann, Holzer, Hoyer, Karatolius, Kirschbaum, Kill, Kinscherf, Kircher, Klose Kircher, Köhler, Korbmacher-Steiner, Krüger, Kruse, Lohoff, Maier, Moosdorf, Neff, Neubauer, Nimsky, Oberkircher, Pagenstecher, Pankuweit, Preisig-Müller, Rastan, Reese, Renz, Ruchholtz, Sachs, Schäfer, Schieffer, Seeger, Sevinc, Seitz, Sekundo, Steiniger, Stibane, Stiewe, Strik, Stuck, Teymoortash, Thieme, Timmermann, Trusheim, Vogelmeier, Vogt, Wagner, Weber, Weihe, Westermann, Wiegand, Wilhelm, Worzfeld, Wrocklage, Wulf

13.2 Danksagung

Ich möchte insbesondere Herrn Priv.-Doz. Dr. med Ludwig Oberkircher für die ständige Unterstützung in Theorie, die Zusammenarbeit in der Praxis, die Anregungen danken und zusammen mit Herrn Prof. Dr. med. Antonio Krüger für die Überlassung der Arbeit und die Betreuung.

Außerdem möchte ich mich bei meinen Eltern und meinem Bruder danken, dass sie mich während der Arbeit stets unterstützt haben und zur Seite standen.