

Technische Universität München
Fakultät für Humanmedizin
Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie am Klinikum rechts der Isar
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger)

Biomechanische in-vitro-Testung eines Wirbelkörperersatzes am thorakolumbalen Übergang in Verbindung mit verschiedenen Stabilisierungsmethoden am bovinen Tiermodell

Stefan Buchmann

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät
für Medizin der
Technischen Universität München
zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktors der Medizin (Dr. med.)
genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr. A. Imhoff
2. apl. Prof. Dr. M. Rudert

Die Dissertation wurde am 18.12.2007 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 09.04.2008 angenommen.

Wilfried Buchmann

1	Einleitung	3
1.1	Geschichtliche Entwicklung der Wirbelsäulenchirurgie	3
1.2	Ziele der Arbeit	7
2	Anatomie und Biomechanik	9
2.1	Die Anatomie und Biomechanik der Wirbelsäule und ihrer einzelnen Abschnitte	9
2.2	Bedeutung der unterschiedlichen Strukturen für die biomechanischen Eigenschaften	14
2.2.1	Disci intervertebrales	14
2.2.2	Bänder	16
2.2.3	Muskeln.....	18
2.2.4	Wirbel.....	19
2.3	Vergleich von humaner und boviner Wirbelsäule.....	20
3	Klinik.....	23
3.1	Epidemiologie und Prävalenz.....	23
3.2	Degeneration, Osteopenie und Osteoporose.....	23
3.3	Fraktur und Operationsindikation	25
3.4	Tumorbefall der Wirbelsäule – Befallsmuster und Behandlungsansätze.....	28
3.5	Übersicht über verschiedene Stabilisierungsmethoden	30
3.5.1	Ventrale Stabilisierungsmethoden	30
3.5.2	Dorsale Stabilisierungsmethoden	32
3.5.3	Kombinierte Stabilisierungsmethoden	33
3.5.4	Wirbelkörperersatz-Implantat.....	34
4	Versuchsdurchführung	39
4.1	Präparate	39
4.2	Belastung im Wirbelsäulenprüfstand.....	42
4.3	Messdatenaufzeichnung und -auswertung.....	45
4.3.1	3-D Bewegungsanalyse	45
4.3.2	Kraftmessung.....	46
4.3.3	Messdatenauswertung.....	47
4.4	Verwendete Implantate.....	49
4.4.1	MACs TL	49
4.4.2	WSI	49
4.4.3	GHG.....	50
4.5	Vorversuche	51
4.5.1	Veränderung des biomechanischen Verhaltens durch Einfrieren und Auftauen.....	51
4.5.2	Biomechanische Implantattestung WSI.....	53
4.6	Versuchsablauf.....	53
4.6.1	Korporektomie+ GHG + WSI	54
4.6.2	Korporektomie+ GHG + WSI + Querverstrebung.....	55
4.6.3	Korporektomie+ GHG + WSI + MACs TL	56

5	Ergebnisse	58
5.1	Knochendichtemessung	58
5.2	Ergebnisse der Vorversuche	59
5.2.1	Veränderung des biomechanischen Verhaltens durch Einfrieren und Auftauen.....	59
5.2.2	Biomechanische Implantattestung.....	60
5.3	Bewegungsanalyse der Hauptversuche.....	61
5.3.1	Signifikanzen und Mediane Winkeländerungen (ROM)	62
5.3.2	Veränderungen der Hystereseigenschaften (NZ).....	65
5.3.3	Korrelation mit Knochendichte und Alter	67
6	Diskussion	70
6.1	Biomechanische Untersuchungen an der Wirbelsäule	70
6.1.1	Übersicht über biomechanische Untersuchungsmethoden der Wirbelsäule.....	70
6.1.2	Modellcharakter und Übertragbarkeit biomechanischer Untersuchungen	72
6.2	Prüfstand	75
6.3	Bewertung der eigenen Ergebnisse	76
6.3.1	Einfluss des Einfrieren und Auftauens.....	76
6.3.2	Biomechanische Implantattestung WSI.....	76
6.3.3	Hauptversuche.....	77
6.3.4	Vergleich der Ergebnisse mit Literaturdaten	79
6.4	Klinische Ergebnisse und Langzeitverhalten von Implantaten und Wirbelsäule.....	85
7	Zusammenfassung.....	86
8	Literaturverzeichnis	88
9	Abbildungsverzeichnis	103
10	Tabellenverzeichnis	106
11	Danksagung	107

1 Einleitung

Die wesentlichen Indikationen zu ossären operativen Eingriffen an der Wirbelsäule stellen Frakturen und Tumorbefall dar. Zudem kamen in den letzten Jahren durch die Veränderung der Alterspyramide vermehrt Indikationen aufgrund degenerativer Veränderungen hinzu. Die operative Stabilisierung der betroffenen Strukturen strebt eine Wiederherstellung der anatomischen Verhältnisse an. Zur Verfügung stehen ventrale und dorsale Implantatsysteme, die auch in Kombination dorso-ventral fixiert werden können. Die Wahl eines geeigneten Systems und dessen biomechanischen Verhaltens ist für den Patienten von entscheidender Bedeutung. Da die operationstechnischen Verfahren heute noch meist klinisch-empirisch erfolgen, sollte der klinischen Anwendung eine biomechanische Untersuchung vorausgehen. In der folgenden Arbeit wurde die operative Stabilisierung der thorakolumbalen Wirbelsäule mittels unterschiedlicher Verfahren in-vitro getestet.

1.1 Geschichtliche Entwicklung der Wirbelsäulen Chirurgie

Im Verhältnis zu anderen chirurgischen Bereichen handelt es sich bei der Wirbelsäulen Chirurgie um ein relativ junges Fachgebiet, da der operative Zugangsweg und die Infektionsproblematik eine wesentliche Hürde darstellten. Anfänglich stand dabei die Frakturversorgung im Vordergrund.

Die ersten schriftlichen Überlieferungen der konservativen Therapie einer Halswirbelfraktur mit neurologischen Ausfällen stammen aus dem alten Ägypten (um 1550 v. Chr.). Eine weitere Quelle liefert Hippokrates (470-377 v. Chr.), der ein standardisiertes Behandlungsschema bei Frakturen ohne paralytische Symptomatik entwickelte, welches sich aber ausschließlich auf konservative Methoden (Streckbank und Lordosierung durch Gewichte) beschränkte. Damit legte Hippokrates den Grundstein für ein konservatives Behandlungskonzept, das auch mehr als 2000 Jahre später nicht an Aktualität verloren hat. Ende des 19. Jahrhunderts entwickelte zum Beispiel Rauchfuss (1835-1915) ein Korsett zur Immobilisierung der Wirbelsäule, basierend auf Hippokrates Ideen. Und 1930 griff Böhler (1885-1973) die Erkenntnisse aus der Antike erneut auf, und entwickelte ein konservatives Therapiekonzept. Es beruhte auf den drei Pfeilern: Einrichten, Ruhigstellen und Üben, wobei für 24 Stunden posttraumatisch eine Längs-Streckung der Wirbelsäule durchgeführt, und die Immobilisierung durch Gipsversorgung erreicht wurde [Gradinger 1988 S. 113-114].

Die ersten Eingriffe an der Wirbelsäule gehen auf Paulus von Aequina (7.Jh.) zurück, wobei er den Versuch unternahm operativ die den Spinalkanal komprimierenden Fragmente zu entfernen. Im Jahre 1814 wurde diese Therapiemethode von Cline (1750-1827) erneut aufgegriffen (s. Abbildung 1.1). Der von ihm behandelte Patient verstarb jedoch am neunten postoperativen Tag aufgrund einer Infektion. Die operative Versorgung von Wirbelfrakturen (Entfernung des Imprimats) wurde durch Malgaigne (1806-1865) fortgeführt und schließlich ist 1882 der erste Versuch einer Fusion der Facettengelenke von Albert in Wien unternommen worden. Der erste Fixateur interne wurde 1891 von Hadra (1842-1903) implantiert. Er fixierte die Dornfortsätze C6/7 mit Hilfe eines Silberdrahtes um beginnenden Lähmungserscheinungen entgegen zu wirken. Den nächsten Schritt in der Implantatentwicklung beschritt Lange 1909 mit der Verwendung von Zelluloid-Streifen, die er später durch Metallstäbe und Drähte ersetzte. Aus dieser Zeit stammen auch mehrere verschiedene theoretische Ansätze die sich mit der Verwendung von Knochenspänen beschäftigen (Henle, Albee und Hibbs) [Knoeller 2000 S.

2838-2841, **Bennett** 1999 S. 313-314, **Povacz** 2000 S. 28, 219, **Konermann** 2003 S. 375, **Zdeblick** 1993 S. 983-984].



Abbildung 1.1 *Adriaen Brouwer's Operation on the back. [Neurosurgery S2-IV Supplement 2 Nov 2002]*

Den rasanten Fortschritt, der nicht nur in der Wirbelsäulenchirurgie sondern auch in der Allgemeinchirurgie zu bemerken war, lässt sich auch durch die Antisepsis erklären, die 1867 Standard für operative Eingriffe wurde. Zudem wurden dem Operateur durch die Vollnarkose, die um 1850 beschrieben wurde (Wells 1844, Morton 1848), eine Reihe neuer Möglichkeiten eröffnet. Zur Jahrhundertwende wurden durch die Entdeckung der Röntgenstrahlen (1895), die diagnostischen Möglichkeiten enorm bereichert, da damals die Diagnose Wirbelfraktur nur durch die bereits manifeste Paralyse gestellt werden konnte. Einen wirklichen diagnostischen Gewinn ergab sich aber erst in den zwanziger Jahren (Davis 1924), da sich die Aufnahmetechnik als noch nicht ausgereift darstellte. Ein Meilenstein stellten nun die Richtlinien für die Befundung von Wirbelsäulenaufnahmen durch Sudeck (1866-1945) dar [**Knoeller** 2000 S. 2840-2841].

Die Erfolgsrate der operativen Eingriffe an der Wirbelsäule fiel jedoch noch sehr gering aus, so stellte Eikenbarry 1928 eine retrospektive Studie vor, bei der von 150 Patienten keiner nach der Operation (Fusion nach Henle, Albee oder Hibbs) seine Arbeit wieder aufnehmen konnte. Auch in Daten die Schmieden (1874-1946) 1930 veröffentlichte, gab er die Heilungsrate mit 7,3% und die Mortalitätsrate mit 32,4% an [**Povacz** 2000 S. 219, **Knoeller** 2000 S. 2841].

Die interne Fixierung wurde 1944 von King eingeführt (Schraubentransfixation der Facettengelenke), zudem beschrieb er auch die ersten transpedikulären Schraubenimplantate. Daraufhin berichtete

Boucher 1959 über die Platzierung von Stahlschrauben in den Pedikel. Diese Erkenntnis machten sich Harrington und Tullos 1969 zu Nutze, indem sie einen Fixateur interne entwickelten, der aus Pedikelschrauben bestand die mit Stäben verbunden waren [Harrington 1988 S. 3-4]. Roy-Camille brachte infolgedessen 1970 das erste praktikable Implantationsset für Pedikelschrauben auf den Markt. Er bevorzugte die Einbringung der Pedikelschrauben parallel zu den Endplatten, wobei später Magerl eine anteromediale Ausrichtung der Schrauben favorisierte, schließlich wurde von Krag et al. die optimale Schraubenposition als anteromediale Position mit leicht kranialer Orientierung angegeben.

Neben den internen Fixierungsmethoden stellte Magerl 1977 den Fixateur externe vor, der den Vorteil besaß die Lordose bzw. Kyphose von extern variabel korrigieren zu können [Magerl 1984 S. 125, Thomsen 1997 S. 2813-2814, Bennet 1999 S. 313-314, Krag 1991 S. S85-S89, Wood 1995 S. 819]. Dem Problem der Winkelstabilität entgegengeten die Operateure in den späten siebziger Jahren mit einer Fixierung der Schrauben an jeweils zwei bis sogar drei kranialen und kaudalen Wirbeln, was durch eine sehr aufwendige, invasive Operation erkauft wurde. Dick löste dieses Problem 1984 indem er die Schanzschrauben kürzte und das stabilisierende Stabsystem paraspinal versenkte [Povacz 2000 S. 221, Dick 1985 S.225-227].

Seitdem wurden etwa 200 unterschiedliche Fixateursysteme entwickelt, die überwiegend heute noch auf dem Markt sind. Neuere Entwicklungen gehen in Richtung einer semirigiden Stabilisierung (verformbare Stäbe), und bei dem dynamischen Fusionsverfahren nach Graf werden die Pedikelschrauben mit einer flexiblen Kordel verbunden. Diese Verfahren versuchen den Effekt des „stress-shieldings“ zu vermeiden (Carl 1999 S. 292).

Ein weiterer Aspekt der momentan die Forschung beschäftigt ist die Computernavigation im Bereich der Pedikelschrauben-Implantation, wobei als Fernziel eine robotergesteuerte Platzierung der Schrauben angestrebt wird, da in der Literatur aktuell Komplikations- bzw. Malplatzierungsraten der Schrauben von bis zu 45% beschrieben sind [Koner mann 2003 S. 376-377].

Ebenso wie die posteriore nahm die anteriore Wirbelsäulenchirurgie ihren Anfang in der Nachkriegszeit des zweiten Weltkriegs. Hodgson und Stock veröffentlichten 1952 eine Arbeit über die vorderen Zugänge zur Wirbelsäule und entwickelten in den Folgejahren Verfahren zur anterioren Fusion der Wirbelsäule. Der erste Einsatz eines Knochenspans von ventral wurde 1961 von Cloward durchgeführt, und 1969 vollzog Dwyer die erste ventrale Stabilisation mit Schrauben und Drähten. Dieses Instrumentarium wurde zu Beginn der siebziger Jahre von Zielke, mit Hilfe von Stäben und Fixierungselementen zu Gunsten höherer Stabilität, modifiziert. Durch die Entwicklung eines „double-rod“-Systems konnte Kaneda 1984 eine erhöhte Steifigkeit und bessere Fusionsraten erreichen. Momentan befinden sich eine Vielzahl von Fixateursystemen auf dem Markt, die sich grundsätzlich in Platten- und Stabsysteme unterteilen lassen [Hall 1998 S. 1359, Ferguson 2002 S.527-528, Povacz 2000 S. 222].

Die erste Kombination von ventraler und dorsaler Stabilisierung wurde 1979 von Spencer unternommen, wobei er mit zwei simultan operierenden Teams arbeitete. Diese Praktik wurde auch von Kostuik (1988) und Farcy (1993) übernommen, in der Regel wurde aber primär dorsal stabilisiert und daraufhin der Patient gewendet und die ventrale Instrumentierung vorgenommen. Die Frage ob eine Stabili-

sierung ventral, dorsal oder kombiniert vorgenommen werden soll ist weiterhin umstritten [**Kossmann** 1999 S. 433, **Deutsch** 2001 378-379].

Die anteriore Fusion (ALIF) wurde 1933 von Burns beschrieben, in den vierziger Jahren wurde daraufhin die posteriore Fusion (PLIF) eingeführt. Bis Ende der Neunziger wurden überwiegend autologe und homologe Knochentransplantate (Tibia oder Beckenkamm) eingesetzt. Im Laufe der neunziger Jahre wurden nun Cages mit unterschiedlichem Design entwickelt, die mit autologen Knochenspänen kombiniert werden konnten. Seit etwa zehn Jahren besteht nun die Möglichkeit diese Eingriffe auch minimal-invasiv durchzuführen [**Loguidice** 1988 S. 366, **Diedrich** 2000 S. 162-163].

Als Vorreiter der minimal-invasiven Chirurgie gilt Jacobaeus, der 1910 die ersten endoskopischen Untersuchungen der Brusthöhle mit Zuhilfenahme eines Cystoskops realisierte. Erst zu Beginn der neunziger Jahre wurde, durch den technischen Fortschritt (Kaltlichttechnologie, Mikrochiptechnik), der Weg zur mikroinvasiven Wirbelsäulen Chirurgie geebnet. Den ersten Eingriff, eine laparoskopische Diskektomie, unternahm Obenchain 1991. Seit 1994 werden laparoskopische Fusionsoperationen durchgeführt, und bereits aus dem Jahre 1993 stammen die ersten Berichte von **Mack** et al. (S. 736-737) über thorakoskopische Behandlungen der Brustwirbelsäule.

Infolge der ersten Auflage eines Atlas für minimal-invasive Wirbelsäulen Chirurgie 1995, beginnt eine rasante Entwicklung der operativen Möglichkeiten. Bandscheibenresektion, ventrale Stabilisierung und Einbringen von Wirbelkörperersatzimplantaten sind nur einige Beispiele der heutigen Standardverfahren (s. Abbildung 1.2) [**O'Dowd** 2000 S. S3-S4, **Beisse** 2001 S. 276].

Ebenso wurden in der Entwicklung der Ersatzimplantate große Fortschritte gemacht, für Korporektomie Fälle wurden Wirbelkörperersatzimplantate entwickelt, die ihren Ursprung im Harms-Cage (1990) haben. Neben den Möglichkeiten den Defekt mit Knochenzement oder einem autologen Knochenspan zu überbrücken, stehen heute verschiedene Implantate zur Verfügung.

Dem ersten künstlichen Bandscheibenersatz, den Nachemson durch Injektion von Silikon in die Bandscheibe anstrebte, aber nur in-vitro biomechanisch testete, folgten über 100 verschiedene patentierte oder veröffentlichte Implantate, die aber nie zum klinischen Einsatz kamen. Es befinden sich aktuell mehrere Prothesen wie zum Beispiel die SB Charité III (DePuy Orthopaedics, Inc., Warsaw, USA) und die Pro-Disc (Spine Solutions, New York, USA). im klinischen Einsatz, ihre Verwendung wird aktuell noch kontrovers diskutiert, da randomisierte Studien noch ausstehen [**Szpalski** 2002 S. S65-S80, **Knoeller** 2000 S. 2842].



Abbildung 1.2 Thorakoskopische ventrale Stabilisierung [Beisse et al. 2002 (S. 417)]

Da bei jeder Fusion die Gefahr der Ausbildung einer Pseudarthrose besteht, haben in der Forschung auch osteoinduktive Substanzen wie z.B. BMP („bone morphogenetic protein“ No 2) an Bedeutung gewonnen. Die Verwendung dieser Substanzen könnte die Fusionsraten verbessern, ermutigende Ergebnisse konnten aber bisher klinisch noch nicht erzielt werden [Koneremann 2003 S. 377].

1.2 Ziele der Arbeit

Die folgende Arbeit befasst sich mit der Fragestellung, inwiefern sich das biomechanische Verhalten der Wirbelsäule durch die Implantierung eines Wirbelkörperersatzes (WKE) „GHG“ der Firma ESKA (Lübeck, Deutschland) nach Korporektomie und zusätzlicher Stabilisierung verändert. Die Versuche wurden am thorakolumbalen Übergang in einem bovinen Tiermodell durchgeführt. Die Untersuchungen erfolgten in einem eigens entwickelten Prüfstand unter dorsaler Stabilisierung mit dem WSI-MX/PX-Titan System (Peter Brehm, Weisendorf, Deutschland) und kombinierter dorso-ventraler Stabilisierung mit MACs TL(Aesculap, Tuttlingen, Deutschland).

Der Versuchsstand wurde von **Schreiber** et al. [2001 S. S66] vorgestellt. Die Arbeit war Teil eines umfangreichen Forschungsprojektes der Abteilung Biomechanik zum Thema biomechanische in-vitro Testung der thorako-lumbalen Wirbelsäule. Hierbei wurden jeweils Teilaspekte der Wirbelsäulenstabilisierung untersucht, jedoch erfolgte eine themenübergreifende Zusammenarbeit mit dem Teamleiter Dr. Ing. Ulrich Schreiber und den weiteren Doktoranden. Die Entwicklung und Evaluierung des Prüfstandes sowie der Prüfabläufe wurden von Dr. Ing. Ulrich Schreiber und Dr. med. Tibor Bence erarbeitet.

In bereits abgeschlossenen Arbeiten wurde in Rotationsrichtung bei rein dorsaler Instrumentierung eine insuffiziente Stabilisierung gezeigt [Bence 2007 S. 818-819, **Schreiber** 2003 S. 239]. Es wurde der Einfluss einer zusätzlichen Querverstrebung auf die Steifigkeit der instrumentierten Segmente

untersucht. An Hand dieser Daten wurde eine Abschätzung der möglichen klinischen Bedeutung der unterschiedlichen Stabilisierungsmethoden und der zusätzlichen Bedeutung der Querverstrebung für die Frakturversorgung durch Korporektomie und Wirbelkörperersatz, sowie für den Tumorfall durchgeführt. Abschließend wurden die erhobenen Daten mit den biomechanischen Untersuchungen der sich bereits auf dem Markt befindlichen WKE- (Harms-Cage, Synex) und Stabilisierungsimplantate verglichen, um die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse und ihre klinische Bedeutung beurteilen zu können.

2 Anatomie und Biomechanik

2.1 Die Anatomie und Biomechanik der Wirbelsäule und ihrer einzelnen Abschnitte

Entwicklungsgeschichtlich entsteht die Wirbelsäule, *Columna vertebralis*, aus dem chordanahen gegliederten Mesenchym, während die verdrängte Chorda dorsalis lediglich in den Bandscheiben *Disci intervertebrales* erhalten bleibt.

Die Wirbelsäule gliedert sich in 7 Halswirbel *Vertebrae cervicales*, 12 Brustwirbel *Vertebrae thoracicae*, 5 Lendenwirbel *Vertebrae lumbales*, das Kreuzbein *Os sacrum* und das Steißbein *Os coccygis*, bestehend aus 3-6 Knochenfragmenten *Vertebrae coccygeae* (s. Abbildung 2.1). Die charakteristische doppelte S-förmige Krümmung in der Sagittalebene beruht auf einer Anpassung der Wirbelsäule an den aufrechten Gang, und setzt sich aus der Halslordose, der Brustkyphose, der Lendenlordose und der Sakralkyphose zusammen [Benninghoff 2003 S. 412-414].

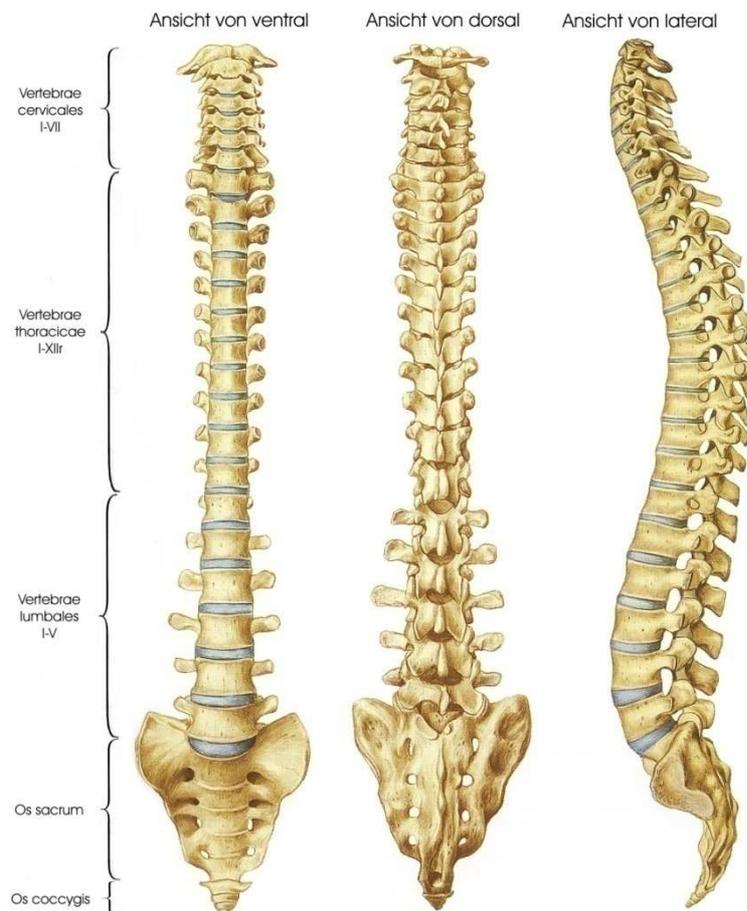


Abbildung 2.1 Humane Wirbelsäule [modifiziert nach Benninghoff 2003 (S. 415)]

Die Wirbelsäule unterliegt sowohl einer statischen als auch einer dynamischen Belastung. Um diesen funktionellen Ansprüchen gerecht zu werden, ist die Wirbelsäule aus zahlreichen bindegewebigen und knöchernen Einzelementen aufgebaut, die jeweils nur einen kleinen Teil zu der Gesamtbeweglichkeit beitragen.

Durch die erhöhten Bewegungsumfänge im Bereich der Halswirbelsäule sinkt in diesem Abschnitt die Stabilität. Durch den aufrechten Gang auf zwei Beinen ist zudem die mechanische Belastung der Wirbelsäule im Lendenwirbelbereich erhöht, so dass die häufigsten Pathologien in diesen beiden Regionen auftreten.

Da die Wirbelsäule neben der Stütz-, Halte- und Bewegungsfunktion auch dem Schutz des Rückenmarkes dient, haben Wirbelsäulenverletzungen schwerwiegendere Folgen als andere Traumata des Bewegungsapparates.

Aufgrund der disco-ligamentären Strukturen und der Vielzahl auf die Wirbelsäule wirkenden, unterschiedlichen Muskeln, lässt sich die Kinetik der gesamten Wirbelsäule nicht genau definieren.

Um nun experimentelle Untersuchungen an isolierten Bewegungssegmenten der Wirbelsäule durchführen zu können, sind biomechanische Kenntnisse Grundvoraussetzung. Maximale Bewegungsumfänge, die als Range of Motion (ROM) bezeichnet werden, ergeben sich aus dem komplexen Zusammenspiel der Muskeln, Nerven, Bänder und Knochen. Die Kinematik eines Bewegungssegmentes umfasst sechs Freiheitsgrade, drei translatorische und drei rotatorische. Jedes der einzelnen Segmente trägt hierbei zu einem Teil zur Gesamtbeweglichkeit des Systems bei. Die maximalen Bewegungsumfänge stellen sich aufgrund der Belastungsansprüche entsprechend der Höhe sehr unterschiedlich dar (s. Abbildung 2.2).

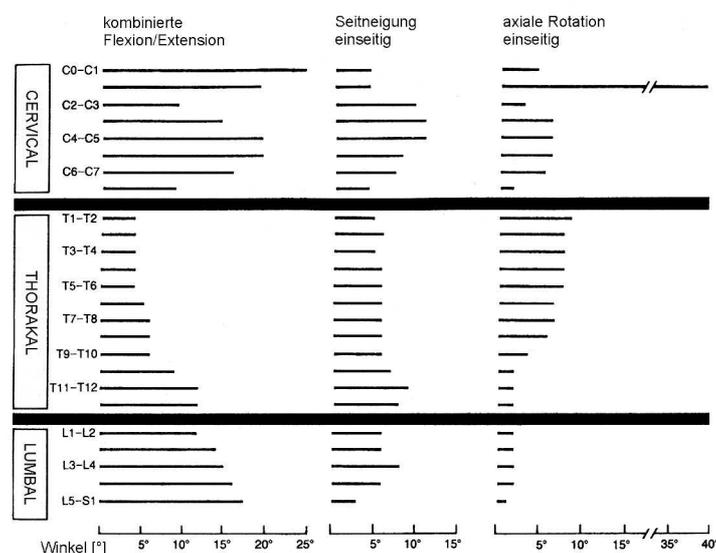


Abbildung 2.2 Bewegungsumfänge und Freiheitsgrade an der Wirbelsäule [modifiziert nach White 1990 (S. 107)]

Im Vergleich mit den weiter caudal gelegenen Abschnitten zeigt der zervikale Bereich den größten Bewegungsumfang. Eine Sonderstellung nehmen hierbei Atlas und Axis ein, die sich durch ihre Form wesentlich von der restlichen Wirbelsäule unterscheiden. Das atlanto-axial Gelenk trägt aufgrund seiner Eigenschaften als Radgelenk sehr zur ROM in axialer Rotationsrichtung bei. Insgesamt erlauben die Bewegungssegmente der HWS eine verstärkte Bewegung in Flexion und Extension sowie in Seitneigung, die nach distal kontinuierlich abnimmt (s. Abbildung 2.3). In kaudalen Abschnitten der BWS

nimmt die ROM bei Flexions- und Extensionsbewegungen bis zur unteren Lendenwirbelsäule zu [Benninghoff 2003 S. 427, White 1990 S. 92-108].

Bei Bewegungen der Wirbelsäulensegmente kann in keiner Hauptbewegungsrichtung eine feste Rotationsachse bestimmt werden, da sie sich im Laufe der Bewegung auf einer elliptischen Bahn bewegt [Gertzbein 1984 S. 410-412, Percy 1988 S. 1039, White 1990 S. 102, 105, 112].

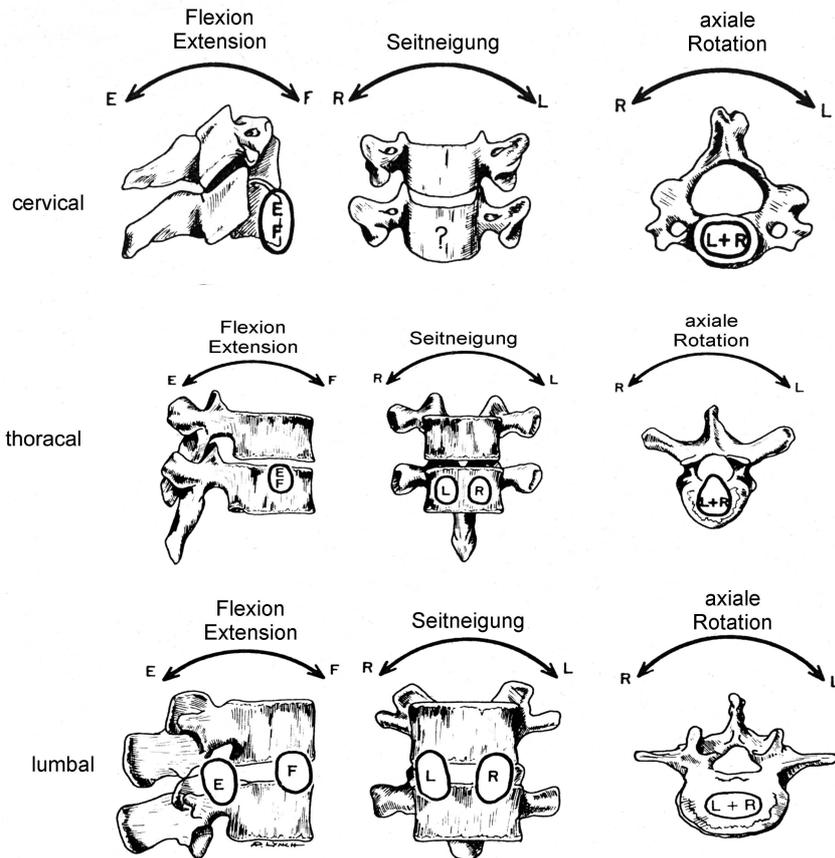


Abbildung 2.3 Rotationsbereiche der Hauptbewegungsrichtungen [modifiziert nach White 1990 (S. 102, 105, 112)]

Die Kinetik eines Bewegungssegmentes wird als Bewegung, die durch äußere Belastungen in Form von Kräften und Momenten zustande kommen, definiert. Im folgenden Koordinatensystem sind die sechs Lastkomponenten (drei Momente und drei Kräfte) die auf ein Wirbelsäulensegment wirken abgebildet (s. Abbildung 2.4).

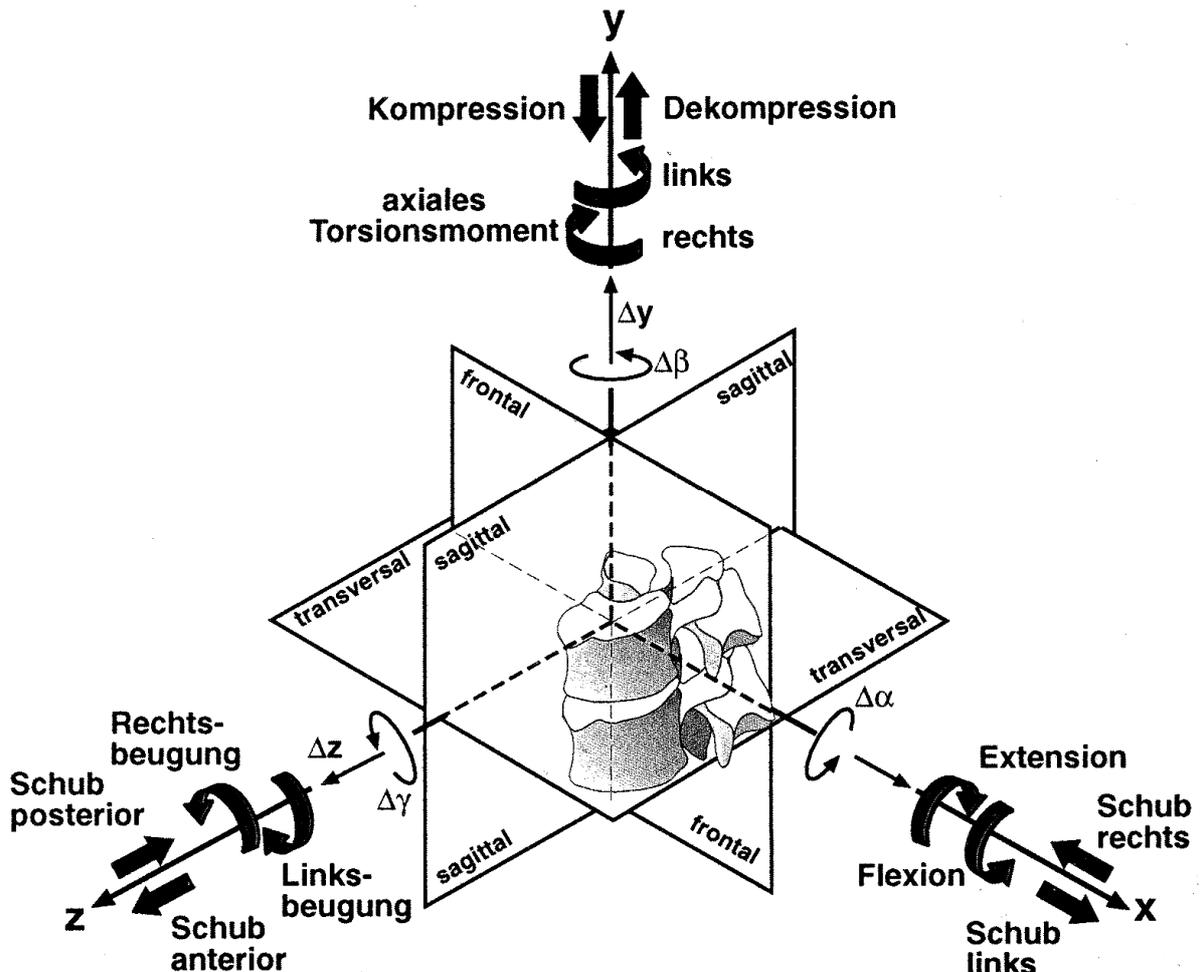


Abbildung 2.4 Rotations- und Translationsbewegungen eines Segmentes in den Hauptbewegungsrichtungen [modifiziert nach Wilke 1998 (S. 149)]

Die reinen Momente lassen sich folgendermaßen darstellen:

- Flexionsmomente als $+My$ / Extensionsmomente als $-My$
- Momente der Seitneigung nach rechts als $+Mx$ / links als $-Mx$
- Axiale Rotationsmomente nach links als $+Mz$ / rechts als $-Mz$

Die reinen Schubkräfte ergeben sich ebenfalls aus dem System:

- Schubkräfte nach links $+Fy$ / rechts $-Fy$
- Anteriore $+Fx$ / posteriore $-Fx$ Schubkräfte
- Axiale Kompression $+Fz$ / Dekompression $-Fz$

Um einheitliche Testbedingungen für Wirbelsäulenimplantate zu ermöglichen und die folgende Auswertung der Ergebnisse leichter nachvollziehbar zu machen, entspricht das oben beschriebene und in der vorliegenden Dissertation verwendete Koordinatensystem der Norm, ISO 2631.

Um die Bewegungscharakteristika einzelner Bewegungsrichtungen zu beschreiben, werden Last-Deformationskurven benutzt. Hierbei stellt die neutrale Zone (NZ) einen Bereich dar, in der sich die Strukturen unter keiner Belastung stark verformen. Die anschließende, elastische Zone (EZ) beinhal-

tet den Abschnitt der physiologischen Deformierung auf Grund zunehmender Belastung. Eine Entlastung des Präparates in diesem Bereich führt auf Grund des viskoelastischen Verhaltens der Strukturen nicht wieder zum Ausgangszustand zurück. Eine irreversible Schädigung des Präparates findet in dieser Bewegungsphase [NZ und EZ] nicht statt. Zusammen stellen NZ und EZ die ROM dar. Auf die ROM folgt die plastische Zone (PZ), in der das Präparat bleibend geschädigt wird (s. Abbildung 2.5).

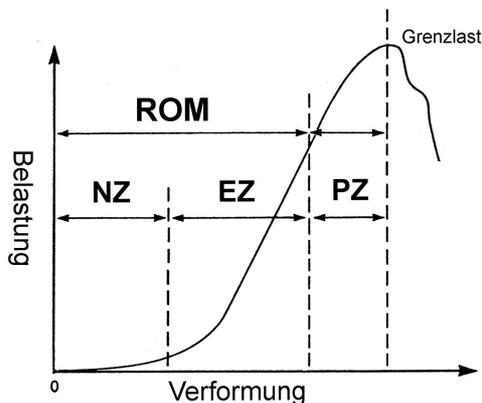


Abbildung 2.5 Last-Deformationskurve [modifiziert nach White 1990 (S. 21)]

Die Darstellung des viskoelastischen Verhaltens der Präparate erfolgt durch die Hysteresekurven. In den Diagrammen werden die Winkeländerungen der Wirbelkörper zu einander über der Momentbelastung des Bewegungssegmentes aufgetragen. Die entstehenden Hysteresekurven beschreiben einen kompletten Durchgang eines Bewegungszyklus wie z.B. Rotation gegen-mit-gegen den Uhrzeigersinn, oder Flexion-Extension-Flexion. Der charakteristische Kurvenverlauf beschreibt die Reaktion des biologischen Materials auf veränderliche Lastsituationen. Das Präparat kehrt trotz gleicher Lastbeträge bei Änderung der Bewegungsrichtung nicht in die ursprüngliche Lage zurück, sondern verformt sich viskoelastisch und beschreibt einen abweichenden Kurvenverlauf. Mit zunehmender Belastung nimmt die Steigung der Kurven ab. Bei erhöhten Lasten kommt es zu einer Versteifung der Segmente, die sich in einer verminderten Winkeländerung gegenüber der Momentbelastung widerspiegelt. Bei vollständigem Durchlaufen eines Zyklus schließt sich die Kurve. Aus den Diagrammen kann die NZ abgelesen werden, die durch die Schnittpunkte der Kurven mit der Ordinate definiert ist. Die ROM ergibt sich aus der maximalen positiven und negativen Auslenkung der Kurve in y-Richtung (s. Abbildung 2.6). Jeder Abschnitt der Wirbelsäule besitzt spezifische biomechanische Eigenschaften die sich in den Diagrammen deutlich widerspiegeln.

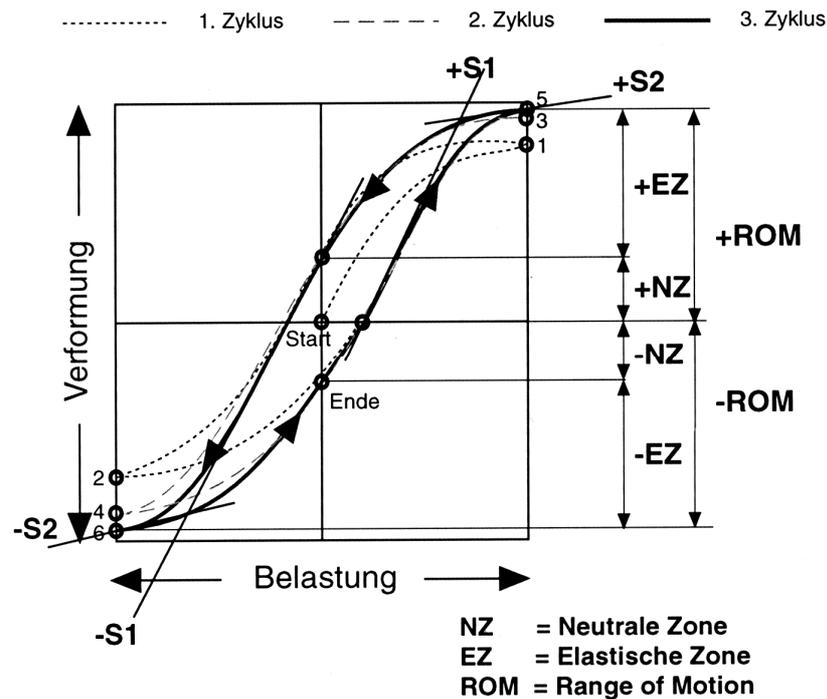


Abbildung 2.6 Charakteristische Last-Deformations-Hysteresekurve mit Definition der Parameter (ROM, EZ, NZ, S1, S2). Diese Kurve repräsentiert meist den Deformationswinkel als Reaktion auf Flexion-/Extensionsmomente ($\pm M_x$), links/rechts Rotationsmomente ($\pm M_y$) oder rechts/links Seitneigmomente ($\pm M_z$) [modifiziert nach Wilke et al. 1998 (S. 150)]

2.2 Bedeutung der unterschiedlichen Strukturen für die biomechanischen Eigenschaften

2.2.1 Disci intervertebrales

Die Bandscheiben, *Disci intervertebrales*, machen ungefähr ein Viertel der Gesamtlänge der Wirbelsäule aus und tragen durch ihre leichte Keilform zur physiologischen Krümmung der Wirbelsäule bei. Ihre Form ist ebenso wie die der Wirbelkörper höhenabhängig und ihre Höhe nimmt von der Brust- zur Lendenwirbelsäule hin zu [Benninghoff 2003 S. 427-428].

Ihre Aufgabe besteht einerseits in einer möglichst gleichmäßigen Druckverteilung auf die kaudale Deckplatte. Andererseits haben sie einen stabilisierenden Effekt indem sie die Beweglichkeit, und dabei insbesondere die Rotation begrenzen [Graichen 1999 S. 427].

Die Bandscheibe setzt sich aus dem zentral gelegenen Nucleus pulposus und dem ihn nach außen hin begrenzenden, kollagenhaltigen Anulus fibrosus zusammen (s. Abbildung 2.7).

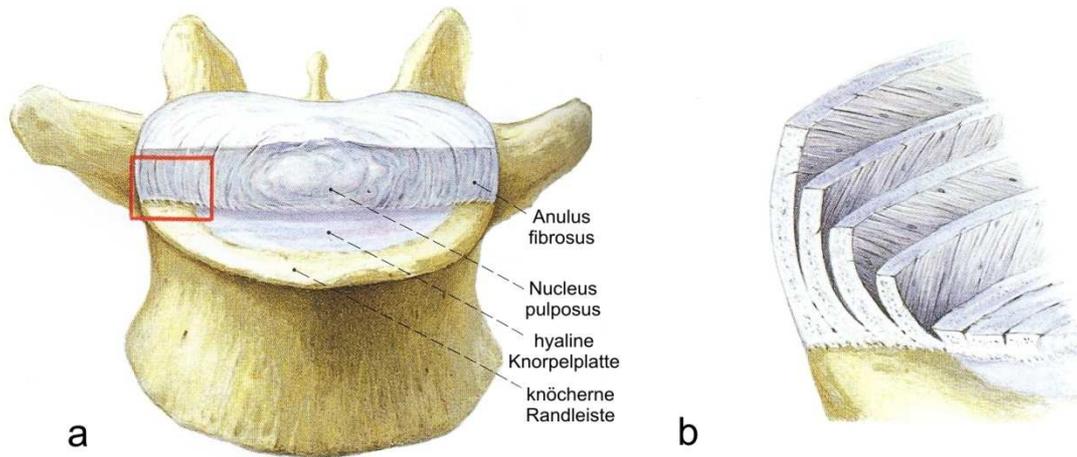


Abbildung 2.7 Aufbau des Discus intervertebralis: a 3. Lendenwirbel mit gestufter Aufsicht auf die zugehörige Bandscheibe b Ausschnitt aus (a) mit der lamellenartigen Gliederung des Anulus fibrosus [modifiziert nach Benninghoff 2003 (S. 428)]

Der Anulus fibrosus ist aus 11-13 scheringitterartigen, zueinander versetzten Lamellenschichten aufgebaut und strahlt sowohl in die knöchernen Randleisten als auch in die hyalinen Knorpelplatten der Endplatten ein [Inoue 1981 S. 139-140].

Der Nucleus pulposus stellt die zentrale Komponente der Bandscheibe dar und ist aufgrund des hohen Wassergehalts, der in der Jugend bis zu 90 % beträgt, nicht komprimierbar. Seine Matrix ist aus Proteoglykanen und einem losen Netz von Kollagenfasern aufgebaut [Campbell 1999 S. 339].

Von der Außenzone nimmt der Wassergehalt in Richtung Innenzone der Bandscheibe kontinuierlich zu. Im Laufe des Lebens verringert sich der Wassergehalt und somit der kolloidosmotische Druck des Gallertkerns, so dass Elastizität und Verformbarkeit abnehmen. Bei der Bandscheibe handelt es sich um ein osmotisches System, sodass sie in der Lage ist Wasser aufzunehmen und abzugeben. Unter Kompression nimmt der Flüssigkeitsgehalt der Bandscheibe ab. Um eine übermäßige Wasserabgabe unter Belastung zu verhindern, kann die organische Matrix (saure Mucopolysaccharide) einen osmotischen Gradienten (Erhöhung der Konzentration von Natrium- und Kaliumionen) aufbauen. Dadurch wird bei hoher Belastung eine extreme Wasserabgabe verhindert, bei Entlastung ist er für den Wassereinstrom in die Bandscheiben mitverantwortlich. Neben den mechanischen Eigenschaften besitzt die Flüssigkeitsaufnahme auch ernährungsphysiologische Bedeutung. Die Ernährung der Bandscheibe erfolgt ausschließlich durch Diffusion über den Wirbelkörper und die knorpelige Endplatte. Durch einen regelmäßigen Wechsel von Be- und Entlastung ist eine suffiziente Ernährung der Bandscheiben möglich.

Die Belastungsfähigkeit der Bandscheiben und die Veränderung der Gewebestruktur ist erheblich vom Alter, Geschlecht, Wirbelsäulenabschnitt und vom Grad der Degeneration abhängig [Kolditz 1985 S. 235, 237-238]. Im Alter von 50 Jahren sind 97% der lumbalen Bandscheiben pathologisch verändert, wobei der Schweregrad zwischen L4-L5 und L3-L4 am höchsten ist. Die stärkere Schädigung der

männlichen Präparate wird mit höheren mechanischen Belastungen und längeren Diffusionswegen aufgrund der Wirbelkörpergröße erklärt [Miller 1988 S. 174-175].

Nachemson et al. zeigten in ihren Arbeiten [1964 S. 1091, 1966b S. 109, 1976 S. 61-62, 1981 S. 94-95] dass die Belastung der lumbalen Bandscheibe (L2-L4) bis zu dreifach höher ist als die axiale Gewichtsbelastung durch das Gewicht des Oberkörpers. In absoluten Zahlen bedeutet dies eine Belastung der lumbalen Bandscheiben von 100 bis 175 kg im Sitzen und 90 bis 120 kg im Stehen [Nachemson 1964 S. 1091].

Diese Untersuchungen wurden von **Andersson** et al. 1977 (S. 163) und **Schultz** et al. 1982 (S. 715) mit vergleichbaren Ergebnissen fortgeführt. Aktuellere Studien stellten die Ergebnisse der 60er und 70er Jahre in Frage. 1992 zeigten **Althoff** et al. (S. 690, 692) mit indirekter Bestimmung der auftretenden Belastungen, dass es im Sitzen zu einer Entlastung der Strukturen kommt. Die in vivo Untersuchung der lumbalen Bandscheibe von **Wilke** et al. 1999 (S. 760) bestätigten die neuen Erkenntnisse der Lastsituation innerhalb der Bandscheibe, wobei sich im Stehen Belastungen von bis zu 140 kg und im Sitzen hingegen eine Reduktion auf 40 bis 65 kg zeigten.

Die abweichenden Ergebnisse können auf verbesserte Messtechnik zurückgeführt werden. Eine kritische Betrachtung der Ergebnisse ist auf Grund der Tatsache notwendig, dass in vivo Untersuchungen meist an einer sehr geringen Anzahl an Probanden durchgeführt werden.

Bei natürlichen Bewegungen in Flexion, Extension, Seitneigung und Rotation treten keine isolierten Zug- Druck- oder Scherkräfte innerhalb der Bandscheibe auf, sondern es handelt sich jeweils um eine Kombination der drei wirkenden Komponenten [White 1990 S. 12-16]. Impulsartige, kurz einwirkende Spitzenbelastungen können zu irreparable Schäden führen. Weitaus seltener sind Verletzungen bei lang anhaltender Belastung, die auf Ermüdung und Degeneration zurückzuführen sind [White 1990 S. 18-19].

In biomechanischen in vitro Untersuchungen konnte ein Prolaps durch eine kombinierte Hyperflexions-/Seitneigungsbewegung provoziert werden. Durch die erhöhte Zugspannung auf den posterioren Anulus fibrosus und intradiskale Druckerhöhung bei zusätzlicher axialer Belastungskomponente wurde ein lateraler Vorfall ausgelöst [Adams 1982 S. 184-186, 1985 S. 524-526].

2.2.2 Bänder

Die passive Stabilisierung der Wirbelsäule erfolgt neben der Bandscheibe (insbesondere des Anulus fibrosus) durch die Bandstrukturen. Ebenso sind die Bandstrukturen durch zahlreiche Propriozeptoren an der aktiven Stabilisierung als Feedback-Mechanismus beteiligt [Yahia 1989 S. 672-673].

Die Wirbelkörper werden anterior über die gesamte Wirbelsäule vom wenig elastischen vorderen Längsband *Lig. longitudinale anterius* überspannt. Es ist aus zwei Schichten aufgebaut, wobei die oberflächliche mit der Vorderfläche der Wirbelkörper und die tiefe mit dem Anulus fibrosus verwachsen sind. Das *Lig. longitudinale anterius* besteht vorwiegend aus Kollagen Typ II, ist kaum dehnbar und verhindert die Hyperextension der Wirbelsäule.

Nach dorsal werden die Wirbelkörper durch das schwächere hintere Längsband *Lig. longitudinale posterius* stabilisiert, das mit dem Anulus fibrosus und der Ober- und Unterkante der Wirbelkörper verwachsen ist. Durch die Faserrichtung werden die Hyperflexion sowie die Lateralflexion begrenzt. Die Längsbänder haben entscheidenden Einfluss auf den Ablauf von Flexions- und Extensionsbewe-

gungen, wobei die Extension das vordere Band doppelt so stark beansprucht wie die Flexion das hintere. Der innere Druck der Zwischenwirbelscheiben hält die beiden Bänder der Wirbelkörpersäule unter Spannung so dass nun funktionell in Zusammenspiel mit den Wirbelkörpern das Äquivalent eines elastischen Stabes erzielt wird [Schendel 1993 S. 433, Graichen 1999 S. 29].

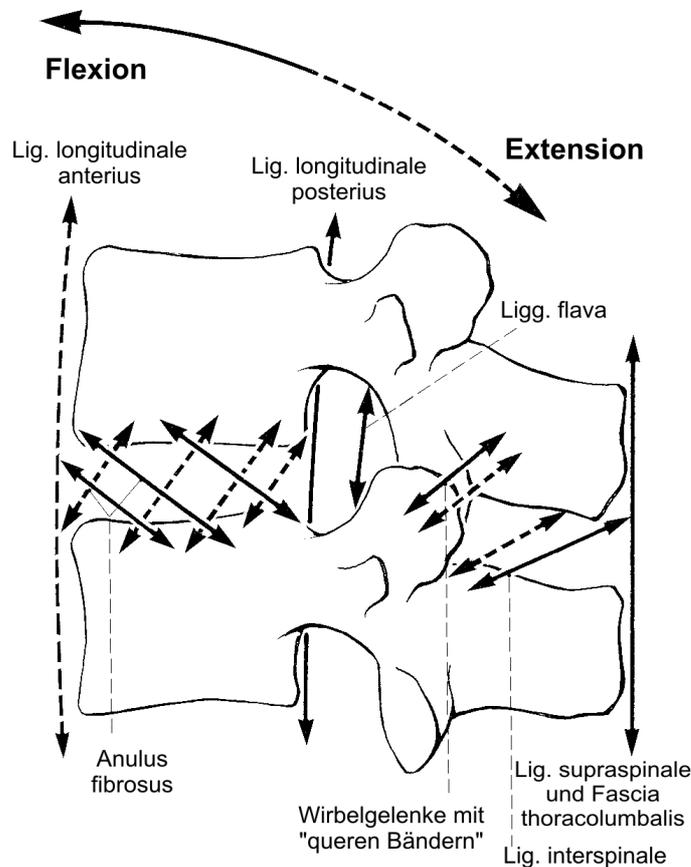


Abbildung 2.8 Führung der Bewegung in den Bewegungssegmenten der Lendenwirbelsäule [modifiziert nach Benninghoff 2003 (S. 439)]

Die im dorsalen Bereich lokalisierten Bandstrukturen der Wirbelbögen bestehen aus (s. Abbildung 2.8)

- Lig. flavum
- Lig. interspinale
- Lig. supraspinale
- Lig. Transversum
- Fascia thoraco-lumbalis

Das Lig. flavum erstreckt sich auf beiden Seiten der Wirbelbögen zwischen benachbarten Wirbeln auf der gesamten Länge der Wirbelsäule. Es besteht gänzlich aus elastischen Fasern und ist in der Lage, sich bei entsprechenden Bewegungen je nach Vordehnungszustand zu verkürzen oder zu dehnen. Bereits in lockerer Haltung (Stehen oder Liegen) steht es unter einer Vorspannung von etwa 10 N [Graichen 1999 S. 428-430, Schendel 1993 S. 435-37, Nachemson 1968 S. 218]. Die Bänder der Facettengelenkscapseln sind senkrecht zu den Gelenkfortsätzen ausgerichtet und sind im thorakalen und lumbalen Bereich deutlich straffer als im Bereich der Halswirbelsäule [White 1990 S. 19-20].

Die Ligg. inter- und supraspinalia sind abhängig von der Region unterschiedlich stark entwickelt. Im Brustbereich sind die Ligg interspinalia dünn, da hier eine vielfache ligamentäre Sicherung besteht. In der Lendenwirbelsäule bestehen sie auf Grund der höheren Belastungen und der gesteigerten Beweglichkeit aus festen Kollagenplatten, die den Interspinalraum von hinten oben nach vorne unten durchqueren. Mit dieser Anordnung sind sie in der Lage sowohl die Ventralflexion als auch eine Verschiebung nach hinten bei Dorsalflexion zu verhindern. Bei den Ligg. intertransversaria konnte die Bedeutung für die Biomechanik der Wirbelsäule nur im thorakalen Bereich nachgewiesen werden, wo sie intertransversale Muskelgruppen ersetzen [**Graichen** 1999 S. 28-30].

Die Testung intakter Bewegungseinheiten bei Flexions- und Extensionsbewegungen, sowie der Seitneigung bis zur maximalen Destruktion ergibt kein Versagen der Bänder vor einer Fraktur der Endplatten. Im Gegensatz dazu ist die Wahrscheinlichkeit einer Verletzung der Bänder bei Rotations- und Scherbewegungen deutlich erhöht [**Roaf** 1960 S. 817].

2.2.3 Muskeln

Die autochthone Muskulatur wird in ihrer Gesamtheit als M. erector spinae bezeichnet und liegt unmittelbar dem Achsenskelett auf. Zur zusätzlichen Stabilisierung des Rumpfes dienen die oberflächlichen Rückenmuskeln, die Schultermuskulatur sowie die Bauchmuskulatur. Das System des Erector spinae muss, wie anatomisch beschrieben auch in der Funktion differenziert betrachtet werden. In der Tiefe liegen die kurzen Muskeln, zuständig für die Feinabstimmung der Bewegungen. Die oberflächlichen Muskelgruppen, die mehrere Wirbel überbrücken, bestehen aus hintereinander geschalteten, zu höheren Einheiten verschmolzenen Segmenten, die der groben Bewegungs- und Haltearbeit dienen (s. Abbildung 2.9). Auf diese Weise werden größere Bereiche der Wirbelsäule von zusammenhängenden Muskelbündeln überspannt und zu einheitlicher Funktion zusammengefasst [**Benninghoff** 2003 S. 442]. Ein intakter Bandapparat ohne Muskulatur würde eine instabile Situation der Wirbelsäule darstellen [**Solomonow** 1998 S. 2552].

Während Flexionsbewegungen auch passiv beeinflusst werden, sind Extension und Rotation rein aktive Vorgänge. Anteriore Muskeln verlaufen vor der Wirbelsäule und erlauben eine Flexion. Rotation mit gleichzeitiger Flexion wird ermöglicht, indem sich schräg verlaufende Muskeln ohne Antagonist kontrahieren. Laterale Muskeln (Mm. multifidii) sind in der Lage die Wirbelsäule seitlich zu beugen.

Die Muskeln haben die Aufgabe, der Wirbelsäule und damit dem Rumpf Stabilität zu gewährleisten, Bewegung zu ermöglichen und vor Verletzungen zu schützen. Beim aufrechten Stand ist die Aktivität der Rückenmuskulatur im cervicalen und lumbalen Bereich gering. Neben einer Tonussteigerung der Bauchmuskulatur wird der vertebrale Anteil des Psoas major angespannt. Neben seiner Funktion als Hüftbeuger trägt der M. psoas auch zur Erhaltung des aufrechten Standes bei [**Nachemson** 1966a S. 189].

Da die nachfolgenden Versuche ohne Muskelkraftsimulation erfolgten, wird auf eine detailliertere Beschreibung des komplexen Zusammenspiels der Muskeln bei Bewegungen der Wirbelsäule im Rahmen dieser Arbeit verzichtet.

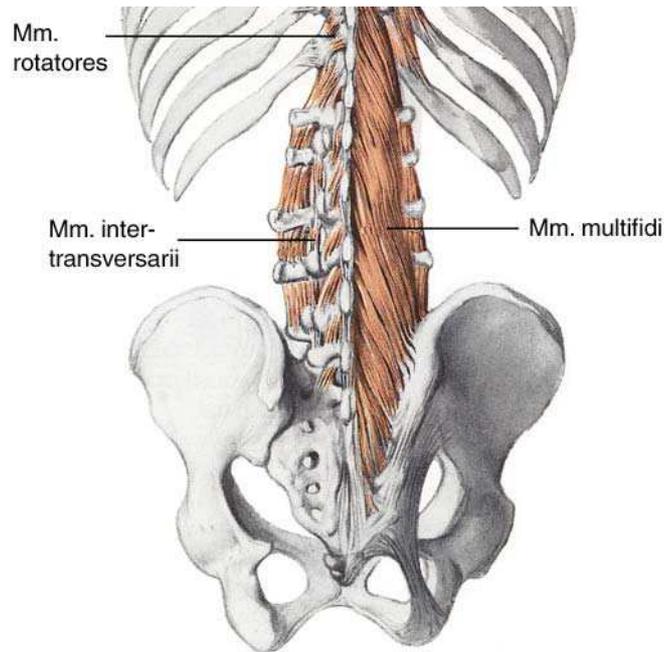


Abbildung 2.9 Tiefe Schicht der autochthonen Rückenmuskulatur [modifiziert nach Benninghoff 2003 (S. 443)]

2.2.4 Wirbel

Die Wirbel sind mit Ausnahme des Atlas (C1) nach einem einheitlichen Prinzip aufgebaut, welches je nach Höhe den funktionellen Ansprüchen angepasst ist. Der ventrale Bereich wird vom Wirbelkörper gebildet. Nach dorsal geht dieser in den Wirbelbogen *Arcus vertebrae* über und schließt mit dem Dornfortsatz ab. Die dorso-lateral gelegenen Querfortsätze *Processi transversi* dienen dem apophysären Ansatz der autochthonen Rückenmuskulatur (s. Abbildung 2.10). Über die vier Gelenkfortsätze erfolgt die Artikulation mit den angrenzenden Wirbeln. Die Anatomie der Zwischenwirbelgelenke, *Articulatio zygapophysialis*, zeigt sich in jeder Region der Wirbelsäule charakteristisch und bedingt so durch die Ausrichtung und Geometrie der Gelenkflächen die Beweglichkeit der einzelnen Segmente [Benninghoff 2003 S. 431-445].

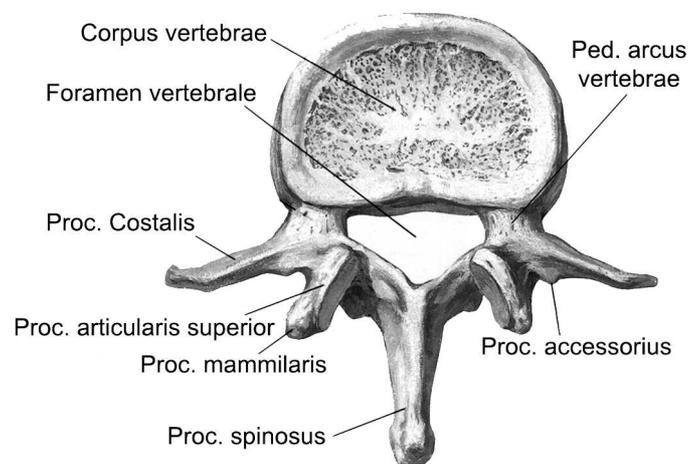


Abbildung 2.10 Lendenwirbel L2 [modifiziert nach Benninghoff 2003 (S. 428)]

Neben der Volumenzunahme der Wirbelkörper von kranial nach kaudal, findet ebenso eine Formänderung statt, um den Funktionsansprüchen der jeweiligen Wirbelsäulenabschnitte zu genügen. Bedingt durch die Volumenzunahme kommt es im caudalen Bereich entsprechend der Anforderung (höhere Druckbelastung) zur Verbesserung der Tragfähigkeit im Bereich der vorderen Säule. Die hintere Säule übernimmt vornehmlich die Aufgabe der Zuggurtung. Als Bindeglied der beiden Säulen fungieren die Pedikel, die einer enormen Biegekraft in der Sagittalebene ausgesetzt sind. Um dieser standzuhalten zeigt die Kortikalis eine spitzbogenartige Orientierung. Durch die in die Frontalebene angestellten Gelenkflächen im Bereich der Lendenwirbelsäule können diese nach ventral gerichtete Scherkräfte aufnehmen. Aufgrund ihrer hohen Beanspruchung sind sie stark mineralisiert [Putz 1976 S. 905-908, White 1990 S. 30-31].

Ein entscheidender Faktor für die Primärstabilität von Implantaten ist die Knochendichte des Wirbelkörpers. Gängige Methode um diese zu quantifizieren, sind die quantitative Computertomographie (QCT) und die „Dual Energy X-ray Absorptiometry“ (DEXA). Während Wilke et al. 1998 (S. 151) in seinen „Untersuchungskriterien für Wirbelsäulenimplantate“ dem QCT den Vortritt gibt, werden in anderen Untersuchungen DEXA und QCT als ebenbürtige Verfahren zur Feststellung der mechanischen Kompetenz von thorakolumbalen Wirbeln beschrieben [Köhler 2000 S. 12, Eysel 1998 S. 17 8-179, Bürklein 2001 S. 70]. Um zu gewährleisten, dass es sich bei biomechanischen Versuchen um ein Normkollektiv handelt, wird die Knochendichte der Präparate, entweder durch DEXA oder QCT, bestimmt. Hierbei unterscheidet sich die Methodik der einzelnen Forschungsgruppen, da teilweise die DEXA-Untersuchung im Wasserbad durchgeführt wird [Shono 1994 S. 1712], andere die Messung aber ohne oben genannte Weichteilsimulation durchführen [Glazer 1996 S. 1212, Hitchon 1999 S. 213]. Die Knochendichtebestimmung durch QCT wird ebenso uneinheitlich gehandhabt, da einerseits Messungen im Wasserbad [Konermann 1999 S. 224-225, Knop 2001a S. 27, Wittenberg 1991 S. 648] andererseits auch Messungen ohne dergleichen durchgeführt wurden [Hackenberg 2002 S. 937-938, Stempel 1994 S. 344, Schwitalle 1997 S. 218]. Für die biomechanischen Bewegungsanalysen spielt die Schraubenfestigkeit im Knochen eine wichtige Rolle, so dass Wittenberg et al. 1991 (S. 651) aus seinen Daten schließen konnte, dass die Knochendichte wichtiger für das Schrauben-Knochen-Interface ist als das Schraubendesign. Zusätzlich ließen ihre Messergebnisse den Schluss zu, dass man bei einer Knochendichte unter 90mg/cc mit Schraubenlockerungen am Präparat bereits unter physiologischen Belastungen rechnen muss. Zudem wirkt sich die Knochendichte auf die Deckplattenfestigkeit und somit auf das Risiko eines Einbruchs des Wirbelkörperersatz-Implantats in den Wirbelkörper aus. Ein signifikanter Zusammenhang von maximaler Kompressionskraft und Knochendichte wurde in einigen Arbeiten berichtet [Wittenberg 1991 S. 650, Jost 1998 S. 138-140] und deutete sich auch in der Veröffentlichung von Knop et al. von 2001 (a S. 32) an.

2.3 Vergleich von humaner und boviner Wirbelsäule

Alle Spezies des Stammes der Wirbeltiere haben den segmentalen Aufbau des Skeletts in Hals, Rumpf und Schwanz gemeinsam. Beim Menschen befindet sich die Wirbelsäule in der Achse des Körpers als aufrecht stehender, gebogener Stab, im Gegensatz dazu ist die bovine Wirbelsäule horizontal ausgerichtet.

Alle Wirbel besitzen eine gemeinsame Grundform, die allerdings in den verschiedenen Körperregionen den jeweiligen Funktionen angepasst sind. Im thorakalen und lumbalen Bereich ist die Beweglichkeit gegenüber der Halswirbelregion eingeschränkt. Die folgende Tabelle (s. Tabelle 2.1) zeigt den Vergleich der Anzahl der Wirbel vom Menschen und Haussäugetieren.

	Mensch	Fleischfresser	Schwein	Rind	Kl. Wiederkäuer	Pferd
Halswirbel	7	7	7	7	7	7
Brustwirbel	12	12-14	12-14	13	13	18
Lendenwirbel	5	6 (7)	5-7	6	6	5-7
Kreuzwirbel	5	3	4	5	(3) 4-5	5
Schwanzwirbel	5 (Steiß)	20-23	20-23	18-20	13-14	15-21

Tabelle 2.1 Vergleich der Anzahl der Wirbel [nach König 2001 (S. 87)]

Die Anzahl der Brustwirbel ist beim Menschen und bei den einzelnen Haussäugetieren unterschiedlich. Die humane Wirbelsäule besteht aus 12, die der Fleischfresser und der Wiederkäuer aus 13 Brustwirbeln. Während die Wirbelkörper beim Menschen nach kaudal an Größe zunehmen, sind sie bei den Haussäugetieren vor allem in der mittleren Brustwirbelsäule kürzer und schwächer. Im Gegensatz zu den kranial gelegenen Wirbelkörpern weisen die kaudalen Wirbelkörper der Quadrupeden deutliche Gelenkfortsätze auf. Ihre Ausrichtung erlaubt ein dorsoventrales Lordosierung und Kyphosierung ähnlich dem Lendenwirbelbereich des Menschen [Nickel 1992 S. 114].

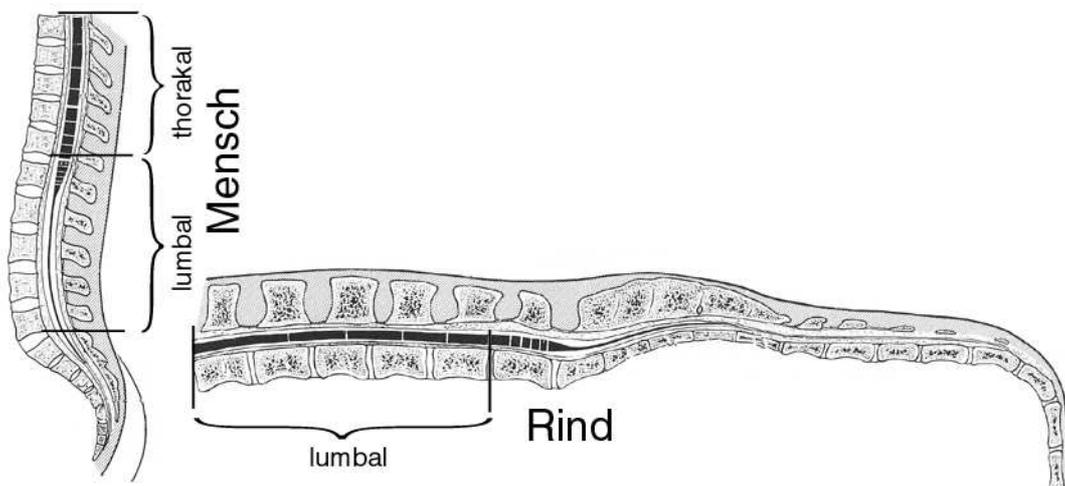


Abbildung 2.11 Humane und bovine Wirbelsäule [nach Nickel 1992 (S. 117)]

Fleischfressende Haussäugetiere besitzen in der Regel sieben, das Schwein, die Wiederkäuer sowie das Pferd sechs und der Mensch fünf Lendenwirbel. Oben stehende Abbildung zeigt die kaudalen Abschnitte der humanen und der bovinen Wirbelsäule (s. Abbildung 2.11). Durch die interkorporelle Artikulation über die Gelenkfortsätze besitzt die Wirbelsäule in diesem Bereich die Möglichkeit der Übertragung des Bewegungsimpulses der Beckengliedmaßen auf den gesamten Körper. Die lumbalen Gelenkfortsätze des Menschen und Rindes besitzen, wie die der letzten Brustwirbel, sagittal ge-

stellte Gelenkflächen [**Nickel** 1992 S.116]. Durch diese Ausrichtung ist eine seitliche Bewegung eingeschränkt und lässt hauptsächlich eine Bewegung der Lendenwirbelsäule in Flexions-/Extensionsrichtung zu [**König** 2001 S. 85].

Grundsätzliche Unterschiede des menschlichen und tierischen Skelettaufbaus ergeben sich aus dem Zwei- bzw. Vierfüßlerstand. So sind aufgrund der Orientierung der Wirbelsäule die Belastungen auf die einzelnen Wirbelkörper divergent, jedoch zeigen humane und bovine Wirbelsäulen unter standardisierten biomechanischen Belastungen vergleichbare Steifigkeit, NZ und ROM [Wilke 1996 S. 502]. So ist die humane Wirbelsäule von kranial nach kaudal einer immer größer werdenden axialen Lastkomponente (Körpergewicht) ausgesetzt, so steigt beim Tier der Anteil an Scher- und Biegekraft zu den Extremitäten hin. Die gesamte Höhe der Bandscheiben entspricht beim Kalb 10% und beim Menschen 25% der Gesamtlänge der Wirbelsäule [**König** 2001 S. 74]. Bei Kälbern entsprechenden Alters (6-8 Wochen) ist jedoch die Länge des thorakolumbalen Überganges mit der des Menschen vergleichbar [**Cotterill** 1986 S. 300]. Wie Swartz und Mitarbeiter herausfanden, sind Anatomie und Knochendichte der bovinen Präparate mit humanen Werten junger Erwachsener vergleichbar [**Swartz** 1991 S. 1067].

3 Klinik

3.1 Epidemiologie und Prävalenz

Rückenschmerzen zählen neben Kopfschmerzen zu einem der verbreitetsten Schmerzprobleme, die chronische Symptomatik endet häufig in einer Langzeiteinschränkung. Alters- und geschlechtsabhängig geben 38 bis 62% der Deutschen an, regelmäßig unter mäßigen bis starken Rückenschmerzen zu leiden. Volkswirtschaftlich schlägt die Behandlung, Rehabilitation, Arbeitsausfall und Berentung bei chronischen Rückenschmerzen jährlich mit etwa 25 Mrd. Euro zu Buche [Göbel 2001 S. 92].

Grundsätzlich werden der spezifische und der unspezifische Rückenschmerz unterschieden. Definitionsgemäß ist bei spezifischen Rückenschmerzen, deren Anteil etwa 15% beträgt, eine morphologische Ursache nachweisbar. Folglich liegt bei einem Großteil der Rückenschmerzen-Patienten kein kausal behandelbares Krankheitsbild vor, wobei in 80% dieser Fälle nach spätestens 8 Wochen eine Selbstheilung eingetreten ist. Trotz dieses hohen Anteils sollte besonders bei Patienten mit Begleiterkrankungen (Tumor, Infektion, Trauma, Osteoporose), älteren Patienten bzw. Jugendlichen mit erstmals aufgetretenen Schmerzen und bei Patienten, die zusätzliche Symptome (Fieber, Blässe, Gewichtsverlust, Blutbildveränderungen, allgemeines Krankheitsgefühl, etc.) aufweisen eine sorgfältige Diagnostik zum Ausschluss von spezifischen Rückenschmerzen durchgeführt werden [Diemer 2002 S. 13-15].

Als primäre Auslöser von Wirbelsäulenbeschwerden werden starke körperliche Arbeit, eine statische Arbeitshaltung, häufiges Beugen und Drehen, sich wiederholende Bewegungen, Hebebewegungen und Vibrationen angegeben [Andersson 1981 S. 54]. Zusätzlich werden die individuellen Faktoren, die die jeweilige Anfälligkeit einer Person bestimmen, unter den sekundären Faktoren zusammengefasst. Eine maßgebliche Rolle spielen Alter, Geschlecht, Trainingszustand, Körperbau, angeborene Malformationen, psychische Komponenten und die soziale Schicht [Troup 1981 S. 61].

Therapeutisch gelten bei spezifischen Rückenschmerzen auf die Läsion abgestimmte Einzelmaßnahmen als wirksam, wohingegen der unspezifische Rückenschmerz in der Frühphase mit kurzzeitiger Bettruhe (bis 2 Tage) und Nichtopioidanalgetika und später mit Rückenschule, Manualtherapie und Krankengymnastik bekämpft werden kann. In jedem Fall ist zu versuchen durch rechtzeitige Therapie und zusätzliche Einbeziehung der psycho-sozialen Faktoren eine Chronifizierung der Schmerzen zu vermeiden, da eine Therapie im chronischen Stadium äußerst selten erfolgreich ist [Göbel 2001 S. 95-97].

3.2 Degeneration, Osteopenie und Osteoporose

Wirbelkörperfrakturen im thorakolumbalen Bereich zählen zu den häufigsten Knochenbrüchen des älteren Menschen. Sie werden als Begleiterscheinung der post-menopausalen Osteoporose angesehen, treten aber auch gehäuft in der älteren männlichen Bevölkerung auf [Blauth 2000 S. 302, S. 310]. Bei europäischen Frauen über dem fünfzigsten Lebensjahr beträgt die Prävalenz einer Wirbelsäulenosteoporose im Mittelwert zehn Prozent. Die Inzidenz der Frakturen hat sich nach einer Studie von Bengnér et al. (1988 S. 294-295) innerhalb von dreißig Jahren (1950-1980) beinahe vervierfacht, was sich teilweise durch die gestiegene Lebenserwartung auch durch die häufiger durchgeführte Dia-

agnostik erklären lässt. Es entstehen durch die Osteoporose immense wirtschaftliche Belastungen, zum Beispiel wurden die Kosten zur Behandlung der Osteoporose und ihrer Folgeerkrankungen in Deutschland 1994 auf ungefähr 2 Mrd. Euro beziffert [Wüster 1999 S.350-351].

Definitionsgemäß handelt es sich bei der Osteoporose um eine Krankheit, die durch eine verringerte Knochenmasse und eine qualitative Verschlechterung der Mikroarchitektur des Knochengewebes charakterisiert ist. Dadurch besitzt der Knochen eine geringere Stabilität, die zu einem erhöhten Frakturrisiko führt [Seeger 1997 S. S49].

Aktuell ermöglichen die quantitative Computertomographie (QCT) oder die „Dual Energy X-ray Absorptiometry“ (DEXA) die exakteste Ermittlung der Knochendichte der Wirbelkörper [Bürklein 2001 S. 70]. Von einer manifesten Osteoporose spricht man, wenn die Knochendichte im Verhältnis zur durchschnittlichen Knochendichte eines jungen Erwachsenen unter der 2,5-fachen Standardabweichung liegt (s. Abbildung 3.1). Als Osteopenie wird eine verringerte Knochendichte unterhalb der ersten Standardabweichung bezeichnet [Blauth 2000 S. 302].

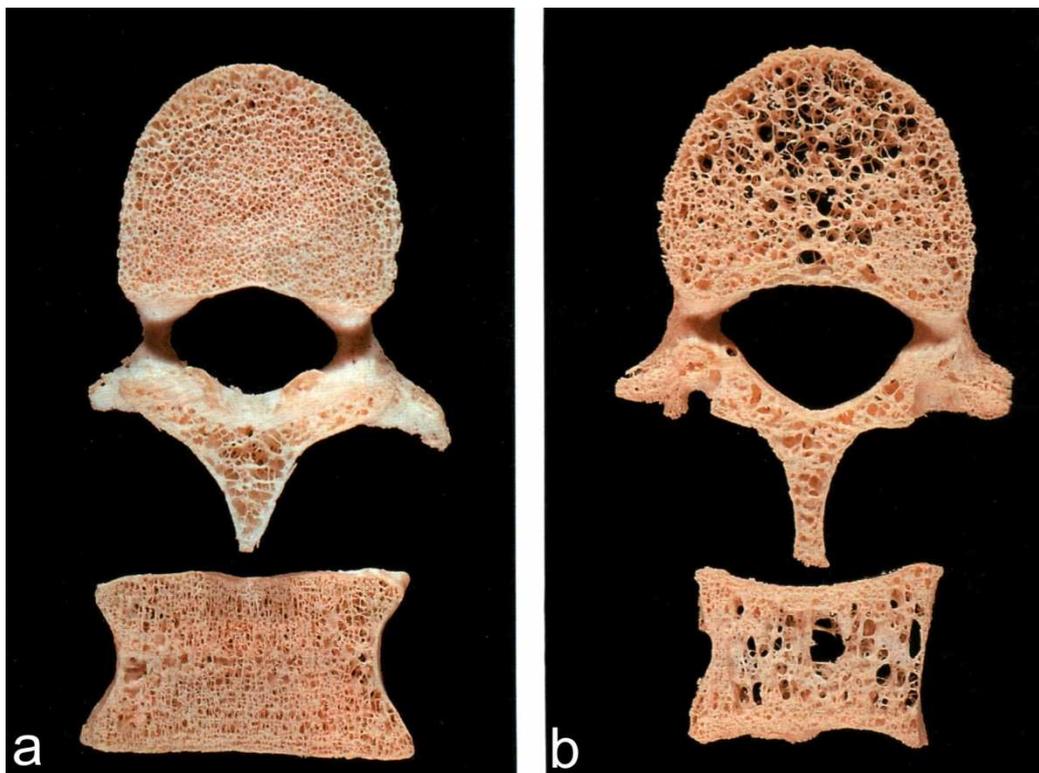


Abbildung 3.1 Wirbelkörper im Quer- und Frontalschnitt: a beim Skelettgesunden b beim Osteoporosepatienten (Mazerationspräparate) [modifiziert nach Riede 1999 (S. 1120)]

Im Großteil der Fälle handelt es sich bei Verletzungen der osteoporotischen thorakolumbalen Wirbelsäule um Kompressionsfrakturen, die nur selten einer operativen Therapie bedürfen.

Als Indikation eines operativen Eingriffs sind starke, lang anhaltende Schmerzen, die auf eine resultierende Instabilität schließen lassen, und sekundäre neurologische Defizite anzusehen. Ferner kann bei

traumatischen Serienfrakturen benachbarter Wirbelkörper eine langstreckige Stabilisierung in Betracht gezogen werden. Hingegen stellt eine Fraktur mit neurologischem Defizit, sowie Typ-B- und Typ-C-Frakturen stets eine primäre Operationsindikation dar [Blauth 2000 S. 314, Hu 1997 S. S43, S47].

In der Behandlung osteoporotischer Frakturen wird dem Schrauben-Knochen-Interface die größte Bedeutung für das Ergebnis der Wirbelsäuleninstrumentierung zugemessen. Neben den bereits als Komplikationen bekannten Schraubenlockerungen, die bisher schon Bestandteil einiger biomechanischer Untersuchungen waren [Hackenberg 2002 S. 937, Eysel 1998 S. 174], wurde zudem ein „Durchschneiden“ der kranialen Schrauben bis in den Bereich der Bandscheibe beobachtet. Darüber hinaus sind im fortgeschrittenen Alter die allgemeinen Risiken eines chirurgischen Eingriffs erhöht und die Möglichkeiten der postoperativen Nachbehandlung eingeschränkt.

Als Methode der Wahl wird die transpedikuläre Schraubenfixation angegeben, die aber bei Patienten mit schwerster Osteoporose durch eine dorsale Hakenfixierung ersetzt werden sollte. Das dorsale Implantat sollte nach kranial und kaudal erweitert werden, um die Kraftübertragung auf mehrere Wirbelkörper zu gewährleisten. Grundsätzlich ist auf eine alleinige ventrale Stabilisierung zu verzichten, bei ausgedehnter Zerstörung der vorderen Säule wird für das Erreichen eines zufrieden stellenden Repositionsergebnisses ein Wirbelkörperersatzimplantat empfohlen [Blauth 2000 S. 315-316]. Es besteht Indikation zum Wirbelkörperersatz die Gefahr des Deck- bzw. Grundplatteneinbruchs (Sekundärdisklokation), die durch die Wahl des Implantats verringert werden kann (Reinhold 2007 S. 327).

Noch nicht abschließend geklärt ist der Einfluss der Stabilisierung auf die Osteoporoseentwicklung des überbrückten Segments aufgrund des „stress-shielding“- Effekts [Hu 1997 S. S45, McAfee 1989 S. 919].

Neben den Wirbelkörpern betrifft die Alterung hauptsächlich die Disci intervertebrales und die Facettengelenke (Art. Zygapophysialis). Bei Degeneration des Anulus fibrosus besteht ein erhöhtes Risiko eines Diskusprolaps, im fortgeschrittenen Alter führt die Degeneration des Diskus intervertebralis zu einer Verminderung der Diskushöhe und somit zu einer konsekutiven Verengung der Spinalforamina. Ebenso kann eine hypertrophe Facettengelenksarthrose neben dem lokalen Arthroseschmerz zu einer Einengung der Spinalforamina und des Spinalkanals führen [Campbell 1999 S. 339-340, Miller 1988 S. 177].

3.3 Fraktur und Operationsindikation

In der Tumorbehandlung steht die operative Therapie im Vordergrund. Wobei grundsätzlich bei Frakturen im thorakolumbalen Übergang die Möglichkeit der konservativen und der operativen Therapie besteht. Eine konservative Therapie kann bei stabilen Frakturen ohne neurologische Ausfälle angewendet werden [Daniaux 1999 S 682-684, Gradinger 1988 S. 113]. Um die Stabilität der Fraktur radiologisch abschätzen zu können wurde von Whitesides 1977 (S. 78) das Zwei-Säulen Modell entwickelt, welches von Denis 1983 (S. 818) zum 3-Säulenmodell weiterentwickelt wurde. Die vordere Säule setzt sich aus dem Lig. longitudinale anterius und den anterioren Anteilen der Wirbelkörper und des Anulus fibrosus zusammen. Die mittlere Säule besteht aus den posterioren Anteilen des Wirbelkörpers und des Anulus fibrosus sowie dem Lig. longitudinale posterius. Die hintere Säule wird von den Wirbelbögen mit den inserierenden ligamentären Strukturen (Lig. flavum, Ligg. Supraspinalia, Ligg. Interspinalia und Gelenkkapseln) und den Processi spinosi gebildet (s. Abbildung 3.4).

In Anlehnung an die anatomische Einteilung von Denis entwickelte **Magerl** 1994 [a S. 184-201] eine Frakturklassifikation, die Kompressions- (Typ A), Distraktions- (Typ B) oder Rotationsverletzungen (Typ C) unterscheidet (s. Abbildung 3.2).

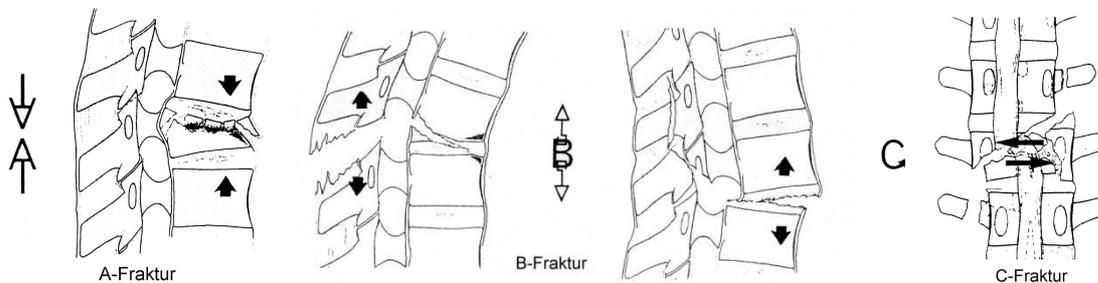


Abbildung 3.2 Frakturklassifikation der Wirbelsäule [modifiziert nach Magerl 1994a (S. 187)]

Mit einem prozentualen Anteil von 66,1 % aller Wirbelsäulenverletzungen treten Typ A Frakturen am häufigsten auf. Der führende Unfallmechanismus stellt den Sturz aus großer Höhe mit etwa 50% dar, gefolgt von Verkehrsunfällen mit 22%. Deutlicher seltener sind Typ B und Typ C Verletzungen mit einem Anteil von 14,5 bzw. 19,4 %. Hierbei liegt als vorherrschender Unfallmechanismus ein Hochrasanztrauma im Rahmen eines Verkehrsunfalls vor.

Aufgrund der Unfallmechanismen und der Stabilität der Frakturen lässt sich eine signifikante Zunahme einer neurologischen Symptomatik von Typ A (14%) über Typ B (32%) bis Typ C (55%) erkennen.

Die Häufigkeit von neurologischen Ausfallserscheinungen nimmt von Typ A (14% der Fälle) über Typ B (32%) bis Typ C (55%) signifikant zu. Neben der statistischen Verteilung kann die Häufigkeit einer Fraktur bezogen auf das Wirbelsäulensegment angegeben werden. So nimmt die Anzahl der Typ A Verletzungen von kranial nach kaudal ab, während C-Verletzungen im lumbalen Bereich häufiger auftreten. B-Verletzungen sind vorwiegend im thorakolumbalen Übergang lokalisiert [**Bühren** 2003 S. 67, **Magerl** 1994a S. 196-197, **Knop** 1999 S. 924]. Die Verletzungswahrscheinlichkeit des ersten Lendenwirbels und der direkt angrenzenden Strukturen ist mit bis zu 49% aller Wirbelsäulenverletzungen am größten (s. Abbildung 3.3).

Der Anteil männlicher Patienten liegt bei 70% und weist bei der Häufigkeitsverteilung von Wirbelkörperfrakturen einen Altersgipfel zwischen 20 und 40 Jahren auf [**Katscher** 2007 S. S237, **Knop** 2000a 1044-1045].

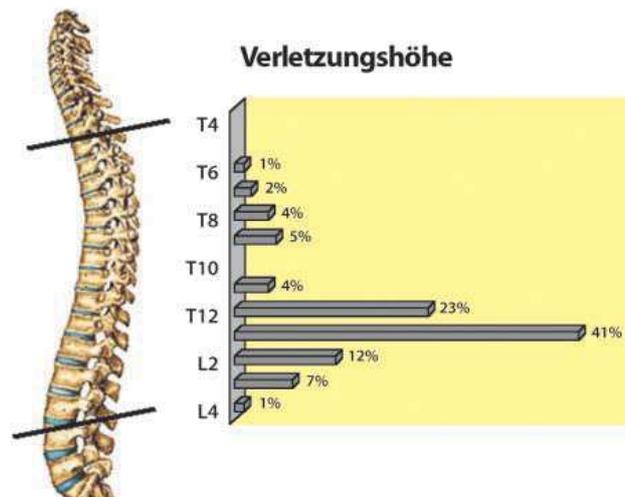


Abbildung 3.3 Verteilung der Wirbelfrakturen nach Verletzungshöhe [nach Beisse 2002 (S. 418)]

Eine weitere Klassifikation wurde anhand der neurologischen Defizite zur klinischen Beurteilung von **Frankel** et al. (1969 S. 182, S.188-189) erstellt, hierbei werden die neurologischen Ausfälle in A-E eingeteilt, wobei der Schweregrad von A nach E abnimmt.

Durch die große Anzahl von unterschiedlichen Verletzungsmustern und existierenden Übergangsformen ist eine unterschiedliche Interpretation der Frakturen möglich. **Blauth** et al (1999 S. 677-679) zeigten bei alleiniger Beurteilung der initialen Röntgendiagnostik eine unzureichende Interobserververliabilität.

Eine konservative Therapie ist somit nur bei stabilen Frakturen ohne neurologische Defizite indiziert. Nach **Magerl** et al. (1994b S. 3.110-3.113) handelt es sich hier um Kompressionsfrakturen der Typen A1 (Impaktionsfrakturen) und A2.1 bzw. A2.2 (sagittale oder frontale Spaltfraktur). Eine Reposition der Fraktur kann bei intakter Wirbelkörperhinterkante im ventralen, bei geringgradiger Beteiligung der Wirbelkörperhinterkante aber intaktem hinteren Längsband im dorsalen Durchhang mit anschließender Fixierung im Kunststoffverband erfolgen. Jedoch birgt die lange Immobilisierung und die damit verbundenen Komplikationen sowie das Tragen des Schutzmieders ebenso Nachteile im Vergleich zur operativen Therapie [**Grading** 1988 S. 115].

Die Behandlungsziele der thorakolumbalen Wirbelfrakturen bestehen aus der Reduktion bzw. Vermeidung neurologischer Ausfälle, der Reposition von Deformierungen, der Wiederherstellung der Stabilität und der Vermeidung bandscheibenbedingter Folgeschäden [**Katscher** 2007 S. S240].

Ist es nicht möglich die oben genannten Ziele im Rahmen der konservativen Therapie zu erreichen, ergibt sich die Indikation zum operativen Vorgehen. Eine absolute Operationsindikation besteht bei primärem in-/komplettem Querschnitt oder sekundären neurologischen Ausfällen, gedeckt irreponiblen oder offenen Frakturen [**Daniaux** 1999 S. 683]. Durch ein operatives Vorgehen kann eine suffiziente Dekompression der neurologischen Strukturen, eine Frühmobilisation und eine bessere Stabilisierung sowie eine Rekonstruktion der Anatomie erzielt werden.

Nach **Kossmann** et al. 1999 (S. 433-434) sollten neben der Frakturklassifikation folgende Faktoren für das operative Vorgehen berücksichtigt werden:

- Alter der Verletzung
- Lokalisation und Ausmaß der spinalen Kompression
- Art und Schwere der Begleitverletzung
- Vorhandene Infrastruktur
- Verfügbares Stabilisierungssystem
- Persönliche Erfahrung des Operateurs

Der Operationszeitpunkt hängt primär vom Zustand des Patienten und der neurologischen Symptomatik ab, wobei sekundäre Ausfallserscheinungen nach freiem Intervall eine chirurgische Notfallsituation darstellt. Eine operative Dekompression sollte innerhalb weniger Stunden erfolgen.

Akut lebensbedrohliche Verletzungen genießen im Rahmen eines Polytraumas Vorrang da von thorakolumbalen Wirbelsäulenverletzungen keine vitale Gefährdung ausgeht [Weckbach 1998 S. 935, Woltmann 2004 S. 916]. Eine operative Versorgung ist innerhalb der ersten 48 Stunden anzustreben, da mit zunehmendem Abstand vom Unfallzeitpunkt die Reponierbarkeit der komprimierten Fragmente abnimmt. Nach vier Tagen ist eine Korrektur merkbar, nach einer Woche deutlich erschwert. Es zeigten sich signifikant bessere klinische Ergebnisse von Seiten der Regression der neurologischen Symptomatik [Delamarter 1995 S. 1048, Mariotti 2002 S. 410, Weckbach 1998 S. 930].

Die Frage nach dem adäquaten Vorgehen bei instabilen Frakturen wird kontrovers diskutiert [Been 1999 S. 349, Blauth 1999 S. 680, Daniaux 1997 S.684-685, Katscher 2007 S. S243, Knop 2000a S. 243-245, Wagner 1997 S. 189]. Es stehen dorsale, ventrale und kombiniert dorso-ventrale Techniken zur Verfügung, die nicht zuletzt an Hand des Frakturtyps und den Begleitverletzungen oder der Lokalisation des Tumors ausgewählt werden. Welche Merkmale verfahrensspezifisch sind, wird in den folgenden Kapiteln (Kap. 3.4 und 3.5) beschrieben.

3.4 Tumorbefall der Wirbelsäule – Befallsmuster und Behandlungsansätze

Primäre Wirbelsäulentumoren treten eher selten auf und stellen mit etwa 8% einen recht geringen Anteil der Knochentumoren dar [Remberger 1989 S. 8-9]. Dabei handelt es sich bei ungefähr 80% um maligne Tumoren, wobei den Myelomen (40%), Chondrosarkomen, malignen Lymphomen und Chondromen (zusammen 30%) der größte Anteil zukommt [Mazel 1992 S. 515-516, Schajowicz 1996 S. 11]. Das Auftreten von Knochenmetastasen wird hingegen weitaus häufiger beobachtet, und ihr Anteil wird etwa auf das 40-fache der primären Wirbelsäulentumoren beziffert [Frank 1996 S. 13]. In Autopsien von Tumorpatienten werden in 40-70% der Fälle Metastasen in der Wirbelsäule diagnostiziert [Yen 2002 S. 6, Gerszten 2000 S. 1013-1014], wobei Lungentumoren, hämatologische Tumoren, Nierenzell-, Mamma- und Prostatakarzinome zu den häufigsten Primärtumoren zählen. In der überwiegenden Zahl sind symptomatische Metastasen in der thorakalen Wirbelsäule lokalisiert, wobei dies im Bezug auf die relativ große Anzahl von Brustwirbeln gesehen werden muss [York 1999 S. 336].

Die typische Lokalisation eines primären Wirbelsäulentumors im Wirbel hängt von der Tumorentität ab, während hingegen Metastasen zu 85% den Wirbelkörper befallen [Heller 1993 S. 17].

Aus dem Wachstum des Tumors können zwei Hauptkomplikationen resultieren: der Einbruch des Wirbelkörpers und die Kompression des Spinalkanals. Folglich werden Rückenschmerzen und neuro-

logische Defizite als Leitsymptome angegeben [Dominkus 1998 S. 282]. Bei Verdacht auf eine neoplastische Läsion der Wirbelsäule ist neben der obligaten Röntgenaufnahme eine MRT-Untersuchung aktuell die Methode der Wahl, um das Ausmaß und die exakte Lokalisation des Tumorbefalls abschätzen zu können [Gerszten 2000 S. 1016-1017]. Mit Hilfe der Schnittdaten können schließlich die weiteren Behandlungsschritte, die von Tumorentität, Tumorlokalisierung, Ausmaß des Befalls, Vorhandensein von (weiteren) Metastasen und des Gesundheitszustandes des Patienten abhängig sind, in einer interdisziplinären Tumorkonferenz geklärt werden [Mardjetko 1996 S. 99, Merk 2000 S. 170]. Falls sich die Diagnose eines benignen beziehungsweise malignen Herdes als nicht gesichert erweist, ist eine Biopsie meist unumgänglich [Frank 1996 S. 17]. Primär ist die Entscheidung zwischen palliativem und kurativem Ansatz zu treffen, wobei letzterer nur Aussicht auf Erfolg hat, wenn es sich um isolierte primäre Wirbelsäulentumoren ohne Metastasen oder bestimmte isolierte Metastasen (Schilddrüsenkarzinom, Mammakarzinom und Hypernephrom) handelt. Intraoperativ ist eine radikale Resektion ohne Eröffnung des Tumors von Nöten [Dürr 1998 S. 297, Mazel 1992 S. 519, Schaser 2007 S. 146, Shaffer 1998 S. 613].

Bei einem palliativen Ansatz stehen Chemotherapie, Radiotherapie und der chirurgische Eingriff zur Verfügung. Die Auswahl des geeigneten Therapieschemas wird an Hand der Tumorentität und des Tumorstadiums getroffen.

Als Indikationen für einen palliativen, chirurgischen Eingriff werden neurologische Defizite aufgrund einer Kompression des Spinalkanals, therapieresistente Schmerzen und die Instabilität der betroffenen Segmente, die zu Deformitäten und ebenso einer neurologischen Beeinträchtigung führen kann, angesehen [Mazel 1992 S. 509, Gerszten 2000 S. 1018]. Um die Stabilität von befallenen Wirbeln besser beurteilen zu können wurde von Weinstein [Shaffer 1998 S. 616] ein komplexes Schema für primäre Wirbelsäulentumoren, und von Kostuik (Abb. 3.2) ein Konzept für den Metastasenbefall entwickelt. Wobei Kostuik bei einem Befall von ein oder zwei Säulen von einer erhaltenen Stabilität spricht, während bei drei oder vier Segmenten schon von einer Instabilität gesprochen werden kann und bei mehr als vier eine schwere Instabilität vorliegt.

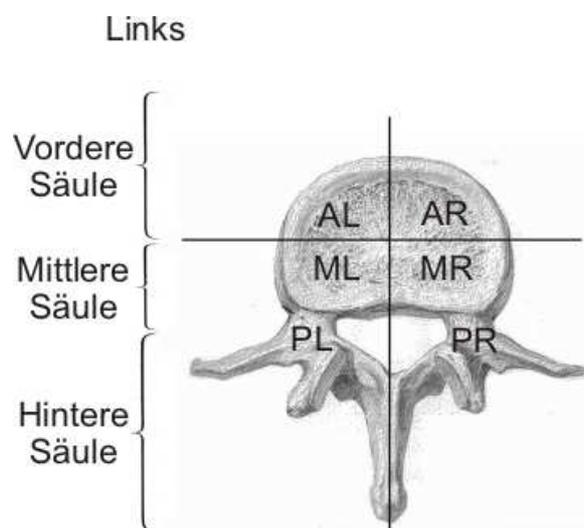


Abbildung 3.4 Klassifikation der Wirbelsäulenmetastasen nach Kostuik [modifiziert nach Mardjetko 1996 (S. 94)]

Ferner kann aber auch bei radiotherapie-resistenten Tumoren oder bei Rezidiven die nach konservativen Therapieansätzen auftreten ein operativer Eingriff indiziert sein.

Prinzipiell stehen mit der Dekompression und der Vertebroektomie mit Stabilisierung zwei Operationsmethoden zur Verfügung, wobei von der Dekompression mittels Laminektomie nur noch in Einzelfällen Gebrauch gemacht werden sollte, da dieses Verfahren häufig nur zu einer vorübergehenden Dekompression führt und sie zudem eine zusätzliche Destabilisierung der Wirbelsäule verursacht [Harrington 1997 S. 1627, Dominkus 1998 S. 286].

Allgemein ist es relativ schwierig das „clinical outcome“ anzugeben, da die Voraussetzungen der Patienten äußerst verschieden sind. An Hand der Operationsziele, die die Schmerzreduktion, Reduktion der neurologischen Ausfälle (z.B. Blasenfunktion und Gehfähigkeit), schnelle postoperative Mobilisierung, Verbesserung von Lebensqualität und –quantität umfassen, können aber einige Zahlen genannt werden. Während bei der Schmerzreduktion Zahlen zwischen 75 und 100% vorliegen, findet man für die Reduktion der neurologischen Symptome Zahlen zwischen 60 und 70% [Plötz 1995 S. 438-439]. Zudem wurde eine Korrelation zwischen postoperativer Gehfähigkeit und der Überlebenszeit festgestellt. Grundsätzlich kann ein operativer Eingriff folglich die Überlebenszeit und die Lebensqualität erhöhen. Bei der sorgsamsten Indikationsstellung sollte aber auch die möglichen Komplikationen der Operation und die peri- bzw. postoperative Mortalität, die zwischen 3 und 30% angegeben wird, nicht außer acht gelassen werden [Hirabayashi 2003 S. 476-478, Gerszten 2000 S. 1018].

3.5 Übersicht über verschiedene Stabilisierungsmethoden

3.5.1 Ventrale Stabilisierungsmethoden

Die ventrale Stabilisierung erfolgt in der Regel durch rigide Stab- oder Plattensysteme, die im Bereich der anterolateralen Wirbelkörper eingebracht werden. Eine Weiterentwicklung stellen dynamisierte Implantate (z.B. ALC, DePuy Acromed) dar, die aufgrund des verringerten stress-shielding Effektes eine bessere Konsolidierungsrate von Berstungsfrakturen erzielen sollen [Carl 1999 S. 282-283, S. 291].

Die instabile Situation mit Destruktion der ventralen Säule mit Defekten im Bereich des Wirbelkörpers und/oder der Bandscheibe sowie die Einengung des Wirbelkanals durch ossäre Fragmente wird als Indikation zur ventralen Stabilisierung angesehen. Durch die Entwicklung von winkelstabilen Systemen konnten die operativen Ergebnisse und somit die Indikation zur ventralen Stabilisierung positiv beeinflusst werden. Liegt der Knochenverlust unter 50% der Knochenmasse des Wirbelkörpers, erfolgt die ventrale Stabilisierung mit einem trikortikalen Span des Beckenkamms, dessen Abmessungen der ausgeräumten Frakturstelle entsprechen (s. Kap. 3.5.4) [Bühren 1997 S. 1076-1079, Feil 1992 S. 856-866, Kossmann 1999 S. 435-436].

Jedoch stellt die ventrale Stabilisierung ein operativ anspruchsvolles und komplikationsreiches Verfahren dar, da sich der Zugangsweg in der Nähe lebenswichtiger Gefäße und Organe befindet. Komplikationen können in Form von Verletzungen des Rückenmarkes mit entsprechenden neurologischen Ausfällen, Blutungen aus den Gefäßen des Spinalkanals und Schädigungen der Weichteilstrukturen, welche zu Narbenhernien, oberflächlichen und tiefen Wundinfektionen führen auftreten. Zudem wurden Hyp- oder Anästhesien in den angrenzenden Dermatomen und Schweißsekretionen bedingt durch Verletzungen der sympathischen Nervenfasern beschrieben [Kossmann 1999 S. 438-439].

Nach **Feil** et al. 1992 (S. 857) wird als Indikation für eine ventrale Stabilisierung angesehen:

- Ausgedehnte Wirbelkörpertrümmerfrakturen mit Zerstörung beider benachbarter Bandscheiben
- Dislozierte Rotationsbrüche (Versorgung meist mit kombinierter dorso-ventraler Stabilisierung)
- Berstungsfrakturen mit freien ventralen Spinalkanalfragmenten oder subligamentären Fragmentluxationen
- Berstungsfrakturen mit Spinalkanalstenosen und neurologischen Ausfällen
- Wirbelkörper-Abscherfrakturen
- Unvollständige Dekompression nach dorsalen Verfahren
- Veraltete Wirbelfrakturen
- Posttraumatische Deformitäten

Als Kontraindikationen gelten eine respiratorische Insuffizienz, in diesen Fällen kann nach dorsaler Primärstabilisierung gegebenenfalls im freien Intervall eine zusätzliche ventrale Versorgung vorgenommen werden. Alleinige Destruktion der dorsalen Elemente mit dorsalen Spinalkanalfragmenten, Flexions- Distractionsverletzungen ohne signifikante Wirbelkörperverletzung und irreponible Luxationsfrakturen stellen ebenso eine Kontraindikation für eine singuläre ventrale Stabilisierung dar [**Feil** 1992 S. 857-858].

Die ventrale Stabilisierung kann mit videoassistierter thorakoskopischer Technik durchgeführt werden (s. Abbildung 1.2 und Abbildung 3.5), wobei die Fusionstechnik den offenen Verfahren entspricht.

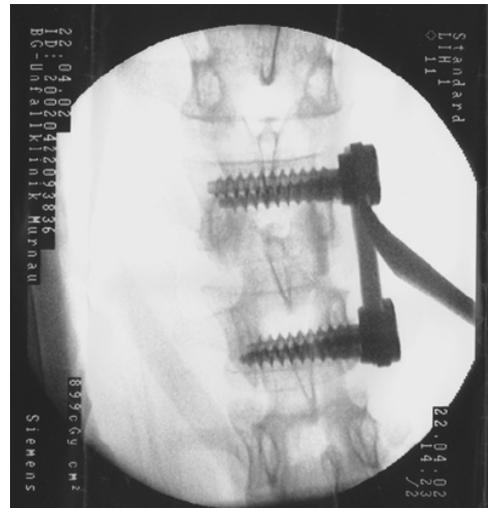


Abbildung 3.5 *Ventrales Stabilisierungssystem: MACs TL (modular anterior construct system) links: polyaxialer Schraubenmechanismus (Aesculap, Tuttlingen, Deutschland); rechts: intraoperative Durchleuchtung bei monosegmentaler thorakoskopischer Stabilisierung mit MACs TL (Dr. Beisse, BG Klinikum Murnau)*

Erstmalig wurden thorakoskopische Eingriffe an ventralen Wirbelsäulenabschnitten von **Mack** et al. 1993 beschrieben (S. 736-737). Bei Versorgung des thorakolumbalen Übergangs ist eine Zwerchfelldurchtrennung notwendig. Kontraindikationen für minimal-invasive Eingriffe sind akutes, posttraumatisches Lungenversagen, Gerinnungsstörungen und kardiopulmonale Insuffizienz [**Beisse** 1999 S. 56].

Den allgemeinen Vorteilen minimal-invasiver Eingriffe stehen die Nachteile des hohen technischen und anästhesiologischen Aufwandes durch die notwendige Ein-Lungen-Beatmung [Beisse 1999 S. 55, Bühren 1997 S. 1076], mögliche angiologische und pulmologische Komplikationen die thorakoskopisch nicht zu beheben sind sowie eine verlängerte learning-curve des Operateurs gegenüber [Beisse 1999 S. 68, Khoo 2002 S. S115].

3.5.2 Dorsale Stabilisierungsmethoden

Zur dorsalen Stabilisierung existieren aktuell etwa 200 verschiedene Implantate die auf Stäben („Rod“), Drähten oder Platten basieren. Ihre Fixation erfolgt mittels Schrauben oder Haken („Hook“) [Konermann 2003 S. 375]. Das Grundprinzip der aktuell angewandten Systeme besteht aus einem winkelstabilen System, dass sich aus dem „Fixateur interne“ von Dick 1975 entwickelte [Dick 1985 S.226, Wagner 2000 S.48]. Es stellt die stabilste Fixierungstechnik im Bereich der Wirbelsäule dar und wird zur transpedikulären Instrumentierung bei Tumoren, Frakturen, Skoliosekorrekturen, post-traumatischen sowie postinfektiösen Fehlstellungen und Spondylolisthesen verwendet. Als Längsträger können Platten (z.B.: VSP - Acromed), Stäbe (z.B. SOCON, Aesculap; MOSS, DePuy) oder auch externe Fixationen verwendet werden. Der Fixateur externe (external spinal skeletal fixation: ESSF) wurde 1977 von Magerl et al. zur klinischen Verwendung gebracht (S. 125). Über Schanz'sche Schrauben wird von extern ein winkelstabiles System angebracht und ermöglicht so die Behandlung von offenen Frakturen, Infekten und von Polytraumapatienten zur temporären Fixierung. Die Vorteile liegen in der geringen Invasivität, der bestehenden Korrekturmöglichkeiten und dass die Entfernung der Implantate ohne zweite Operation perkutan möglich ist. Die Nachteile sind Schraubenkanalinfektionen und die erschwerte Lagerung und Pflege der Patienten zu erwähnen. Der "Fixateur interne" ist ein in sich rotations- und winkelstabiles Fixierungssystem. Vom dorsalen Zugang werden Schanzschrauben durch die Pedikel in die Wirbelkörper (transpedikulär) eingedreht und mit Fixateurstäben verbunden (s. Abbildung 3.7.). Wegen der langstreckigen Ablösung der paraspinalen Muskulatur mit narbiger und funktionell defizitärer Abheilung weist die gegenüber der ventralen Versorgung als schonender geltende dorsale Versorgung der Brust- und Lendenwirbelsäule eine nicht zu vernachlässigende Morbidität auf [Bühren 1997 S. 1077].

In dieser Studie kam das dorsale Stabilisierungssystem WSI-MX/PX-Titan System (Peter Brehm, Weisendorf, Deutschland) zum Einsatz (s. Abbildung 3.6 und Abbildung 3.7).

Vorteile der transpedikulären Verankerung ist der lange Hebelarm der Schanzschrauben die feste Verankerung in den kortikalen Pedikeln und der einfache Zugang [Krag 1991 S. S85-S87]. Die Pedikelschrauben werden nur in die unmittelbar der Fraktur angrenzenden Wirbel eingebracht so dass eine weitere Ablösung der paravertebralen Muskulatur vermieden wird. Das System vereint die mechanischen Eigenschaften des Fixateur externe mit den Vorteilen eines versenkbaren Implantates und einer kurzen Versteifungsstrecke [Dick 1985 S. 225-226]. Das Einbringen der Schrauben ist ein komplexes, dreidimensionales und technisch anspruchsvolles Vorgehen, das zahlreiche Fehlerquellen in sich birgt und somit hohe Anforderungen an den Operateur darstellt. Zu den möglichen Konsequenzen von Schraubenfehlagen zählen Verletzungen des Diskus, von Gefäßen, neurogenen Strukturen und ein verminderter Halt der Schrauben im Wirbel .Die Vorteile bestehen in der reduzierten Infekti-

ongefahr und der früheren Mobilisierung der Patienten [Bastian 1999a S. 693, 699, Knop 2000a S. 1038-1039].

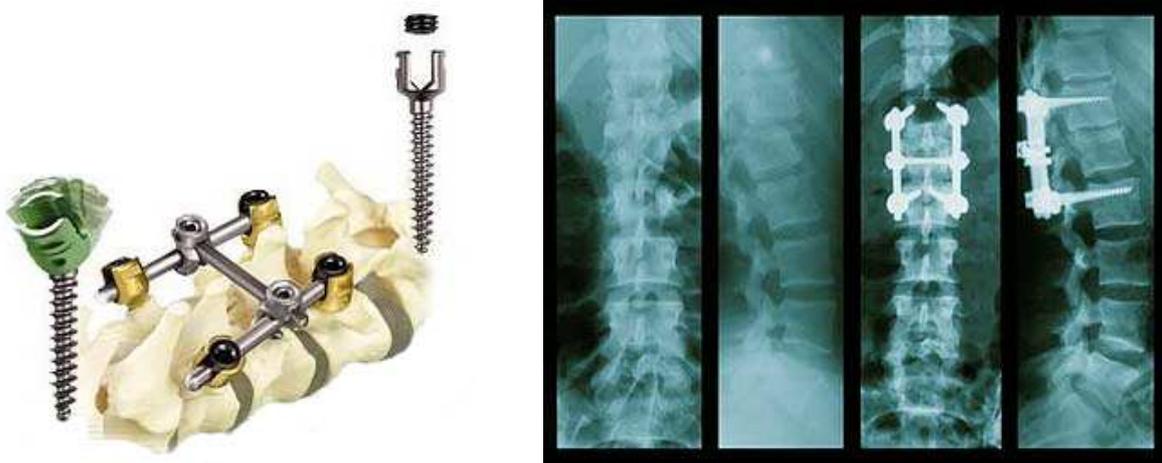


Abbildung 3.6 links: WSI-MX/PX-Titan System (Peter Brehm, Weisendorf, Deutschland), rechts: konventionelle Röntgendiagnostik in zwei Ebenen bei operativer dorsaler Stabilisierung mit WSI und Querverstrebung (prä- und postoperativ)

Die Positionierung der Pedikelschrauben erfolgt noch zum größten Teil an Hand der anatomischen Kenntnisse mit Hilfe der Röntgendurchleuchtung. Je nach Autor wird eine Malpositionierung durch das Ausmaß der Perforation der medialen oder lateralen Pedikelwand beschrieben - eine eindeutige Definition der Fehllage liegt indes nicht vor. Durch den Einsatz neuer bildgebender Verfahren und intraoperativer Navigation wird in der Literatur von einer verbesserten Positioniergenauigkeit ($< 10\%$) berichtet [Schaser 2007 S. 146, Schlenzka 2000 S. 667-668].

3.5.3 Kombinierte Stabilisierungsmethoden

Bei Verletzungen der dorsalen disko-ligamentären Strukturen ist durch den dorsalen Stabilitätsverlust eine stabile Zuggurtung durch alleinige dorsale Stabilisierung nicht mehr gegeben, so dass es unweigerlich zu Instabilitäten und deutlichem Korrekturverlust kommen würde [Feil 1992 S. 858-859]. Der langfristige Korrekturverlust wird bei rein dorsaler Instrumentierung bei bis zu 10° angegeben [Knop 1997 S. 630]. Weitere Indikationen zur kombinierten anterioren und posterioren Vorgehensweise sind eine Einengung des Spinalkanals von über 50% des Lumens durch Fragmente der Wirbelkörperhinterkante und bestimmte Verletzungsmuster wie B- und C-Verletzungen mit kombinierten Berstungsbrüchen. Diese hochgradig instabilen Verletzungen lassen sich durch alleinige ventrale oder dorsale Instrumentierung nicht reponieren und dauerhaft stabilisieren. Nach kurzer Zeit treten wegen der hohen Rotations- und Torsionskräfte Implantatversagen auf [Kossmann 1999 S. 433-435].

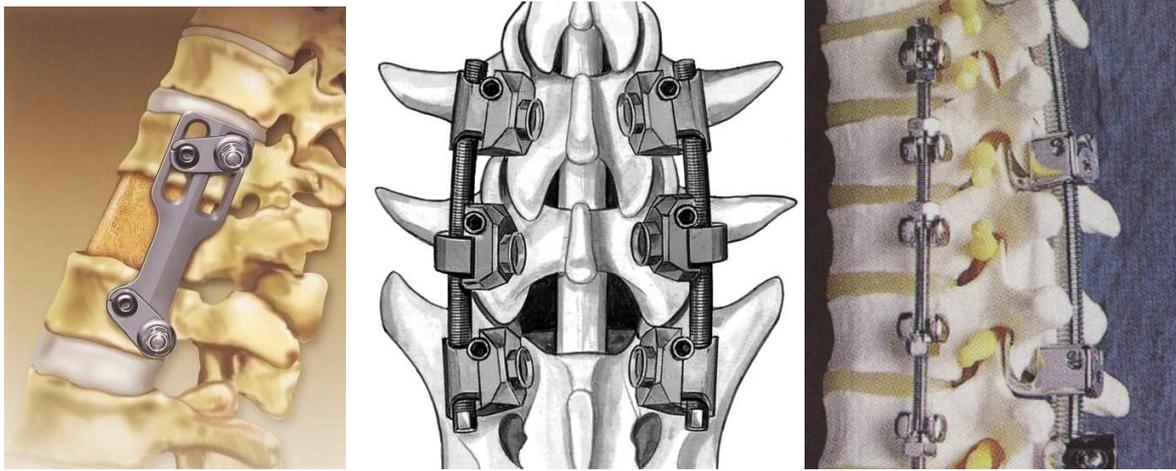


Abbildung 3.7 Verschiedene Stabilisierungsimplantate (von links nach rechts: 1. Ventrales System: Z-Plate II, Medtronic Sofamor Danek, Memphis, USA; 2. Dorsaler Fixateur interne: SOCON, Aesculap, Tuttlingen, Deutschland, 3. Kombiniertes System: BWM-System, Stryker Howmedica Osteonics, Allendale, USA)

Im Rahmen einer Tumorversorgung ist häufig die Korporektomie oder sogar die Vertebrektomie mit Resektion der Bandscheiben und der ligamentären Strukturen indiziert. In Verbindung mit einem Wirbelkörperersatz ist in diesen Fällen eine kombinierte ventrale und dorsale Vorgehensweise indiziert, um eine langfristig stabile Situation zu erzielen und eine rasche Mobilisierung des Patienten zu erreichen. Die Nachteile bestehen hierbei in einer verlängerten Operationszeit, erhöhter Zugangsmorbidität und der intraoperativen Umlagerung des Patienten [Knop 2000a S. 1044].

3.5.4 Wirbelkörperersatz-Implantat

Die Indikation eines Wirbelkörperersatzes ist bei spinaler Instabilität, aufgrund eines Traumas, sowie bei behandlungsresistenten Schmerzen und Wirbelsäulentumoren, die den Spinalkanal beziehungsweise eine Nervenwurzel komprimieren, gegeben [Vahldiek 1998 S. 543]. Zudem kann auch bei einer Spondylitis mit neurologischen Ausfallserscheinungen oder ebenso bei fortgeschrittenen Formen, die die Gefahr einer Destruktion und somit einer resultierenden Instabilität bergen, die Indikation eines Wirbelkörperersatzes gestellt werden [Graßhoff 2000 S. 198-199].

Im Tumorfall gelten die drohende Instabilität aufgrund einer Wirbelkörperdestruktion (Knochenverlust größer 50%), die bereits bestehende Instabilität, progrediente neurologische Ausfälle, therapieresistente Schmerzen und Versagen der konservativen Therapie zur Linderung der Symptome, als Indikation für eine operative Versorgung mit einem Wirbelkörperersatz. Als Kontraindikationen werden eine Lebenserwartung unter drei Monaten, die Destruktion von mehr als zwei benachbarten Wirbelkörpern, sowie ein reduzierter Allgemeinzustand im fortgeschrittenen Stadium angegeben [Gradinger 1999 S. 71, Hosono 1995 S. 2455, Merk 2000 S. 170]. Bei der Wahl des Implantats sollte bei malignen Tumoren auf Knochenspäne verzichtet werden, da die komplette Einheilung einerseits mindestens 4-6 Monate in Anspruch nimmt, andererseits eine häufig zusätzlich durchgeführte Strahlenbehandlung zu einer erheblichen Verzögerung des Fusionsvorgangs führt [Vahldiek 1998 S. 543, Opitz 1989 S. 57].

Zur Rekonstruktion im Tumorfall werden Implantate aus Titan, beziehungsweise die Rekonstruktion mittels Knochenzement (Methylmethacrylat), besonders bei geringerer Lebenserwartung, bevorzugt [York 1999 S. 340, Blauth 1997 S. 174, Gradinger 1989 S. 411].

Im Bereich der Frakturen wird bei kompletten und inkompletten Berstungsfrakturen vom Typ A.3, sowie bei B- und C-Frakturen, die mit einem Berstungsbruch einhergehen [Knop 2001b S. 985, Magerl 1994a S. 187-189] die Indikation zum Wirbelkörperersatz gestellt, um die Lastübertragung der vorderen Säule wiederherzustellen. Es besteht die Möglichkeit eine komplette Resektion der Frakturfragmente vorzunehmen (Korpektomie), und den Wirbelkörper durch das Implantat zu ersetzen. Bei einigen Verletzungsmustern kann man sich jedoch auf eine Teilkorporektomie beschränken, deren Knochendefekt mit einem Knochenspan, Knochenzement oder auch dem Wirbelkörperersatz-Implantat „Replace“ (Aesculap) versorgt werden kann [Mariotti 2002 S. 408-409]. Des Weiteren können auch Fälle einer posttraumatischen Kyphose die Indikation eines Wirbelkörperersatzes darstellen [Knop 2000b S. 473].

Um eine Defektüberbrückung zu erreichen, besteht die Möglichkeit neben Knochenzement auch Keramikimplantate [Hosono 1995 S. 2455-2457], Keramik-Glas-Implantate [Yamamuro 1994 S. 505-509], Kohlefaserimplantate [Vahldiek 2002 S. 508-511], elastische Hybridimplantate [Main 1989 S. 114], Hydroxyapatit-Implantate [Itoh 2002 S. 3920], Implantate aus Polyurethan [Schulte 2000 S. 437-438, Claes 1999 S. 84], Titanimplantate [Kossmann 2001 S. 293, Knop 2000b S. 473-474], Implantate aus CoCrMo-Legierung [Gradinger 1999 S. 72] und selbstverständlich autogene und allogene Knochenspäne [Feil 1992 S. 860-861, Mariotti 2002 S. 409-410] einzusetzen.

Die Verwendung von autogenen Knochenspänen zählte bisher als „golden standard“ bei der Behandlung von degenerativen und traumatischen Veränderungen an der Wirbelsäule, wobei zum Großteil ein trikortikaler Knochenspan aus der *Spina iliaca anterior superior* entnommen wurde (s. Abbildung 3.8). Weitere Möglichkeiten der Entnahme eines Interponats bestehen am Fibulaköpfchen, am Femurschaft (Femur-Ring-Implantat) und an der elften Rippe [Steffee 1996 S. 115, Mariotti 2002 S. 408-410]. Zu den Vorteilen autogener Knochenspäne zählen die Immunkompatibilität, ihre osteoinduktiven Eigenschaften und die Vermeidung des Risikos übertragbarer Krankheiten. Hingegen ist das Knochenmaterial nur begrenzt verfügbar, und es kann zu Komplikationen an der Entnahmestelle kommen. Neben den lokalen Problemen der Wundschmerzen, Sensibilitätsstörungen und gelegentlichen Wundinfektionen [Briem 2003 S. 199-200], wurde zusätzlich von einer weitaus schwerwiegenden Komplikation berichtet: Bei Entnahme eines Knochenspans aus der Hüfte, der eine Länge von 3 cm überschreitet, erhöht sich das Frakturrisiko des Beckenrings [Varga 1996 S. 1494]. Eine weitere Option besteht in der von Daniaux et. al 1986 (S. 211) beschriebenen transpedikulären Spongiosaplastik.

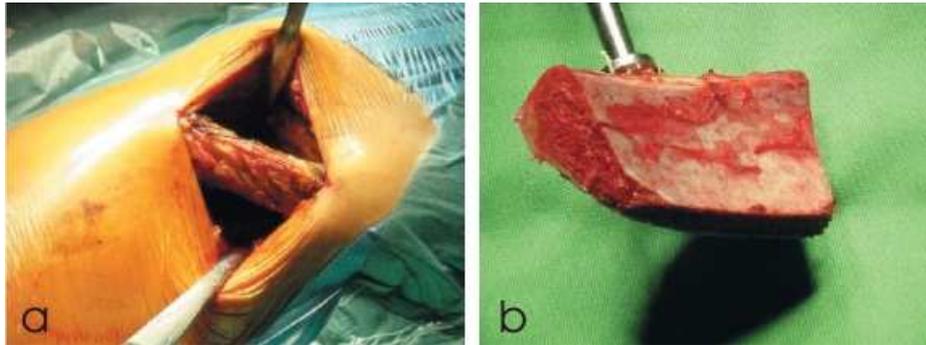


Abbildung 3.8 Entnahme eines trikortikalen Spans vom linken Beckenkamm bei einem 26-jährigen Patienten a Zugang zum Beckenkamm in Rechtsseitenlage b präparierter Span vor Implantation in das vorbereitete Spanbett [modifiziert nach Briem 2003 (S. 197)]

Als Vorteile der allogenen Implantate sind eine Verringerung der Operationszeit, eine höhere Flexibilität bei der Auswahl des Materials (kortikale Späne, Ring-Interponate) und der Wegfall der Morbidität im Bereich der Entnahmestelle anzusehen. Während hingegen die Herstellung und Bereitstellung der Knochenstücke sehr zeit- und kostenaufwendig ist und eine reduzierte Fusionsrate in der Literatur beschrieben wird [Truumees 1999 S. 82, 85-86, Mariotti 2002 S.409-410, Buttermann 1996 S. 75]. Neben den Möglichkeiten eines biologischen Ersatzes stehen, wie oben bereits erwähnt, eine Reihe verschiedener Implantate zur Verfügung. Während einige Hersteller auf massive Implantate setzen, wie zum Beispiel der „GHG“ (ESKA Implants, Lübeck) oder der PU-C (Biovision, Illmenau), wird zum Großteil auf das, 1990 von Harms entwickelte, Hohltonnen-Prinzip gesetzt (s. Abbildung 3.9) [Gradinger 1999 S. 72, Schulte 2000 S. 437-438]. Diese Konstruktion ermöglicht es, das Implantat mit Knochenspänen zu füllen und somit eine knöcherne Fusion zu erreichen [Merk 2000 S. 170]. Der Harms-Cage (DePuy Motech, Warsaw, U.S.A.) und der „AVR“ (Biomet Merck, Bridgeend, Großbritannien) sind Implantate, die aus einer Titanhohltonne bestehen, die in verschiedenen Formen, Durchmessern und Höhen erhältlich ist. Für die Fixierung der Implantate in den Wirbelkörpern sind Spikes an den Endflächen angebracht.



Abbildung 3.9 GHG Wirbelkörperersatz (ESKA Implants, Lübeck, Deutschland)

Die Weiterentwicklung dieses Systems, stellen Implantate dar, die sowohl aus einem Hohlkörper bestehen, als auch in der Höhe mechanisch distrahierbar sind. Diese Implantate, wie zum Beispiel „Synex“ (Synthes, Umkirch, Deutschland) oder „VBR“ (Ulrich, Ulm, Deutschland), können dadurch nach Implantation distrahert werden, um die Höhe des Wirbelkörpers zu rekonstruieren. Zudem kann fakultativ eine Befüllung der Implantate mit Knochenspänen durchgeführt werden (s. Abbildung 3.10).

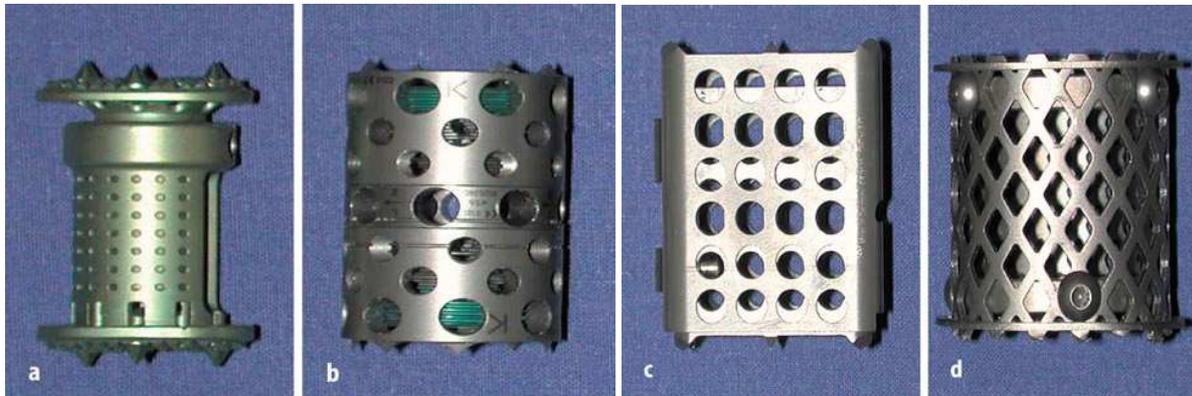


Abbildung 3.10 Gängige Wirbelkörperersatzimplantate: a Synex™ (Synthes) b VBR (Ulrich) c X-tenz™ (DePuy Acromed) d Harms Cage (DePuy Acromed) [modifiziert nach Khodadadyan 2004 S. 696]

Die Notwendigkeit einer zusätzlichen Stabilisierung gilt als unumstritten, jedoch wird die Art der adäquaten Stabilisierungsmethode augenblicklich noch kontrovers diskutiert. So wird bei einem Substanzverlust der vorderen Säule, durch Fraktur oder Tumor, die ventrale oder die kombinierte dorso-ventrale Stabilisierung von den meisten Autoren favorisiert [Vahldiek 1998 S. 543, Knop 2000b S. 473].

Um die bisherigen klinischen Ergebnisse bewerten zu können, muss man die unterschiedlichen Indikationen gesondert betrachten.

Im Bereich der primären benignen Wirbelsäulentumoren, wurde in einer von **Ma** et al. 1987 (S. 88) veröffentlichten Studie durch Korporektomie und Implantation eines Metallcages eine Rezidivrate von unter 15% erreicht, bestehende neurologische Ausfälle wurden in 60% der Fälle behoben und 70% der Behandelten konnten postoperativ zu ihrer Arbeit zurückkehren.

Resultate bei malignen Tumoren gestalten sich weitaus weniger erfolgreich, da neben der Verbesserung der Lebensqualität die R0-Resektion, und somit die mittlere Überlebenszeit im Vordergrund steht.

In der 1992 von **Mazel** et al. (S. 524) veröffentlichten Studie wurde ein Kollektiv von 32 Patienten mit primären und sekundären Wirbelsäulentumoren mit Hilfe eines Knochenspans operativ versorgt, wobei 69% rezidivfrei blieben.

Hosono et al. (1995 S. 2459-2460) verbessern durch die chirurgische Behandlung von Metastasen mit einer Keramikprothese die Schmerzen bei 94%, die motorischen Fähigkeiten bei 81% und die Gehfähigkeit bei 64% der Patienten. Im gleichen Bereich bewegen sich die Daten die 2000 von **Merk** et al. (S. 172) zusammengefasst wurden. Sie geben aus der Literatur eine Schmerzverbesserung zwischen 77 und 97% und eine Verbesserung der neurologischen Symptomatik zwischen 55 und 97% an. Ihre klinischen Ergebnisse des Harms-Cages bewegen sich mit 82% für die Schmerzlinderung und

76% für die Verbesserung der neurologischen Ausfälle in diesen Bereichen. Bei der Behandlung mit Cages wurde von sekundären Dislokationen und Einbruch in die Endplatten berichtet [**Karches** 2002 S. 746-747, **Knop** 2003 S. 260].

Bei primären Tumoren und Metastasen ist abschließend zu sagen, dass die Indikation eines palliativen Therapieansatzes durch einen Wirbelkörperersatz sorgfältig zu treffen ist, da die Operationsindikation einen großen Einfluss auf das clinical outcome besitzt.

In retrospektiven Studien wurde bei der Versorgung von thorakolumbalen Frakturen mit einem Knochenspan jeweils eine Fusionsrate von über 90% erreicht [**Wilson** 1999 S. 5, **Kaneda** 1997 S.69], zudem ist der Veröffentlichung von **Mariotti** (2002 S. 408-409) eine neurologische Verbesserung um mindestens 1 Stufe in 80-100% der Fälle zu entnehmen. Zu klinischen Resultaten synthetischer Wirbelkörperersatzimplantate lagen keine einheitlichen Ergebnisse vor.

4 Versuchsdurchführung

Für die vorliegende Arbeit wurde auf einen speziell für die dynamische biomechanische Untersuchung entwickelten Versuchsaufbau zurückgegriffen [Schreiber 2001 S. S66]. Die Untersuchung erfolgte an bovinen bisegmentalen Präparaten der Lendenwirbelsäule (L1-L3), die auf knöcherne und ligamentäre Strukturen reduziert waren. Es wurde in den Hauptbewegungsrichtungen Flexion-/ Extension, Seitneigung und axiale Rotation getestet.

Eine quasi reine Momentbelastung der Präparate mit vernachlässigbar geringer Axialkraft wird durch eine Kraffteinleitung über einen Hebelarm erreicht. Die Simulation von in vivo auftretenden Muskelkräften ist nicht erfolgt. Durch die Freigabe aller sechs Freiheitsgrade kann das Auftreten von Zwangskräften ausgeschlossen werden.

Die Aufzeichnung der Bewegungen der Wirbel erfolgte mittels eines optischen Bewegungsanalysesystems über zwei digitale Videokameras.

4.1 Präparate

Um standardisierte vergleichbare Bedingungen für die folgenden biomechanischen Experimente zu erzielen, wurde streng nach den von Wilke et al. 1998 (S. 149-153) verfassten Richtlinien zur Versuchsvorbereitung, -durchführung und -auswertung der Deutschen Vereinigung für Wirbelsäulenchirurgie e.V. vorgegangen. Die bovinen Präparate (L1-L3) wurden nach der Entnahme und Präparation unter Erhalt aller Bandstrukturen in Gefrierbeuteln eingeschweißt und bei -18°C tiefgefroren. Traumatische oder metastatisch bedingte Veränderungen der knöchernen Strukturen wurden radiologisch ausgeschlossen. Nach dem Auftauen (ca. 7 Stunden) wurden die Experimente pro Präparat innerhalb von ca. 8 Stunden durchgeführt (s. Abbildung 4.1).

Sowohl der autolytische Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften von knöchernen Strukturen und das Schraubenlager der Wirbelkörper [Kääb 1998 S. 1215] als auch ein Effekt auf das biomechanische Verhalten der Präparate durch Einfrieren und Auftauen kann so minimiert werden [Dhillon 2001 S. 883]. Hierzu wurden im Rahmen einer weiteren Versuchsreihe das biomechanische Verhalten nach Einfrieren und Auftauen untersucht. Hierbei zeigte sich eine veränderte Biomechanik der untersuchten Wirbelsäulenabschnitte nach mehreren Tiefkühlintervallen, sodass als Empfehlung für vergleichende in vitro Versuche mit biologischen Material die Testung innerhalb der gleichen Lagerungsintervalle ausgesprochen werden muss [Schreiber 2004 S. 46] (s. Kap. 4.5.1).

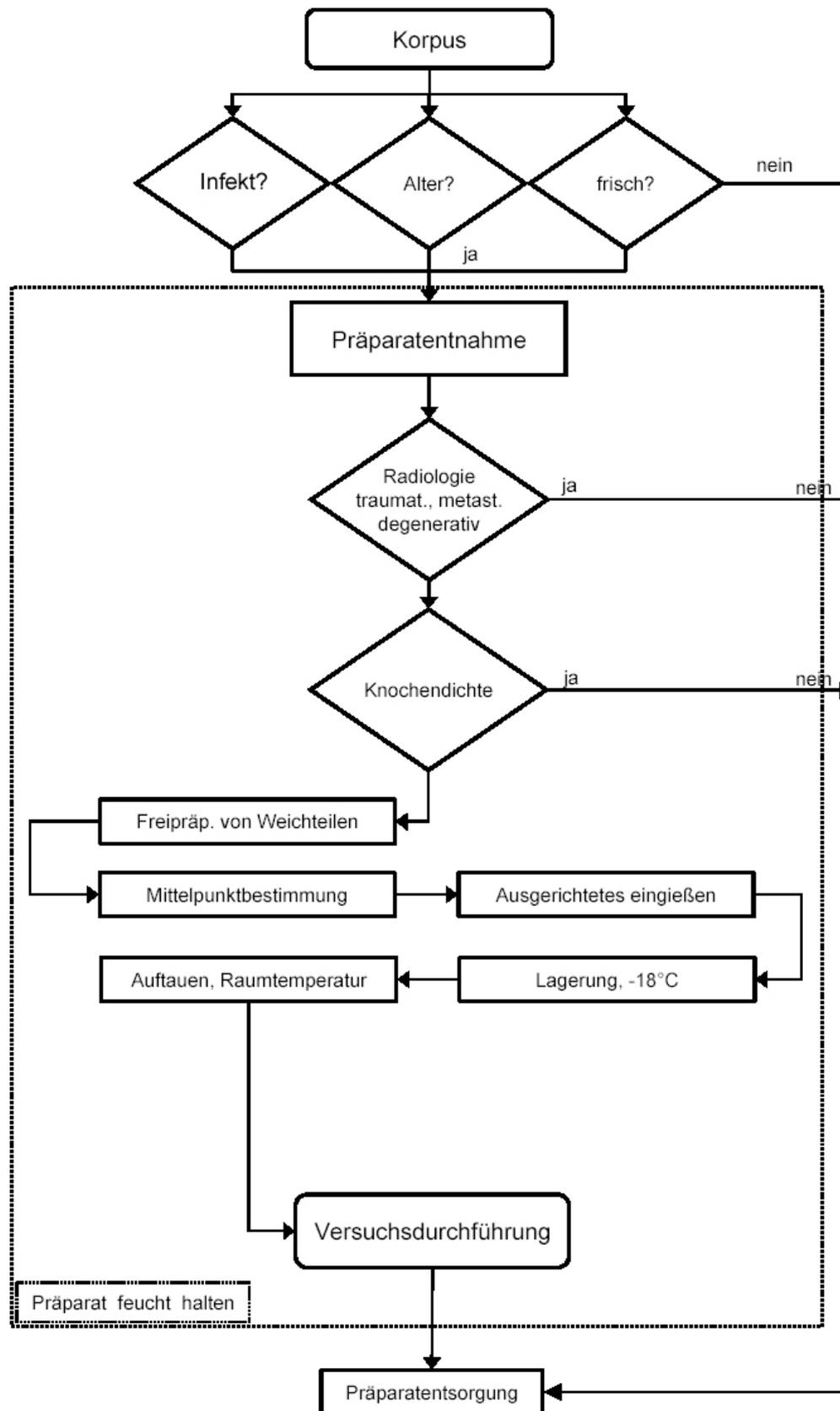


Abbildung 4.1 Flussdiagramm der Präparatvorbereitungen

Um das biomechanische Verhalten der Präparate durch autolytische Prozesse und Austrocknung nicht zu beeinflussen, wurden die Experimente bei Raumtemperatur durchgeführt und die Präparate während der Versuchsreihen mit isotoner Kochsalzlösung feucht gehalten. In Tabelle 4.1 sind die Daten der 7 Spendertiere zusammengefasst. Das mittlere Alter der Tiere betrug 9,1 Monate (7 bis 12 Monate).

Tabelle 4.1 Übersicht der verwendeten Präparate

Nr.	Alter [Wo]	Geschl.	Rasse
I	11	W	Fleckvieh
II	8	M	Fleckvieh
III	7	W	Fleckvieh
IV	9	W	Fleckvieh
V	12	M	Fleckvieh
VI	9	M	Charolais
VII	8	M	Fleckvieh

Die Primärstabilität von Implantaten hängt in hohem Maß von der Knochendichte ab [Wittenberg 1991 S. 647]. Interindividuelle Unterschiede der Dichte können sich nach Stabilisierung bei dem resultierenden Bewegungsumfang bemerkbar machen. Daher ist eine präoperative Einschätzung des Implantatlagers für die zu erwartende Verankerungsfestigkeit von Bedeutung. Zur a priori Einschätzung der Verankerungsfestigkeit ist das DEXA (Dual-Energy X-ray Absorption) Verfahren geeignet [Schwittalle 1997 S. 135]. Mit DEXA wird die Knochenmasse bezogen auf die projizierte Fläche des Knochens ermittelt und ist somit keine Angabe der Masse pro Volumeneinheit. Gemessen werden die Fläche [cm²], die Knochenmasse [g] und die Knochendichte bezogen auf die Fläche [g/cm²] [Wahner 1989 S. 998].

Zur Fixierung der Präparate in der Prüfvorrichtung wurden der obere (L1) und der untere (L3) Wirbelkörper bis zur Hälfte der Wirbelkörperhöhe mit einem Epoxydharz (Ureol 5202-1A/B, Fa. Ciba) in Aufnahmeetöpfen eingebettet. Da bei der späteren bisegmentalen Instrumentierung mit MACs TL (ventrales Stabilisierungsimplantat der Fa. Aesculap) und WSI (dorsales Stabilisierungsimplantat der Fa. P. Brehm) die Verankerungen über die Mitte der Wirbelkörper ragen, mussten entsprechende Stellen bei der Einbettung ausgespart werden.

Um eine Standardisierung und Reproduzierbarkeit der Fixierung zu gewährleisten, wurden die Segmente so eingebettet, dass die kranialen und kaudalen Endplattenmittelpunkte durch die senkrechte Rotationsachse (z-Achse) des Aufbaus läuft. Der Mittelpunkt einer Wirbelkörperendplatte definiert sich durch den Schnittpunkt des maximalen sagittalen und transversalen Durchmessers [Berry 1987 S. 363, Hall 1998 S. 1517-1518, Panjabi 1992 S. 299-300]. Um die Mittelpunkte eindeutig zu bestimmen, wurden aus definiertem Abstand die Endplatten orthograph digital photographiert und anschließend in einem Bildbearbeitungsprogramm digital bearbeitet. Ein Endplatten einschließendes Rechteck mit Diagonalen wurde über die Endplatten gelegt. Der Diagonalschnittpunkt entspricht dem Mittelpunkt und wurde auf das Präparat übertragen. Durch erneutes Photographieren wurde die Übereinstimmung des eingebrachten Fixierungsnagels überprüft (s. Abbildung 4.2).

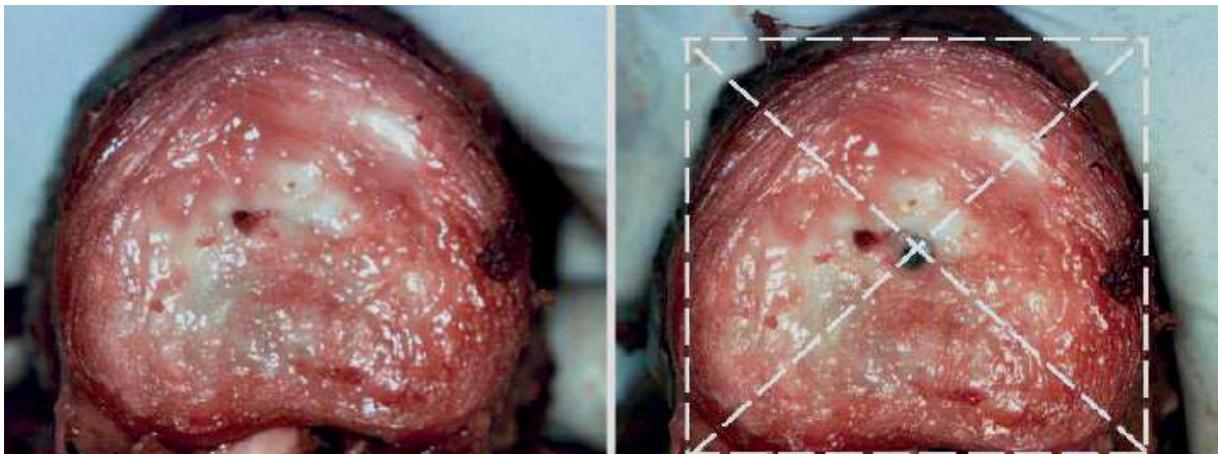


Abbildung 4.2 Photographische Bestimmung der Endplattenmittelpunkte vor der Einbettung

Nach Bernhardt et al. 1989 (S. 720) liegt die durchschnittliche Krümmung der humanen Wirbelsäule in der sagittalen Ebene zwischen L2 und L3 bei 4° Lordose. Diese Angaben wurden während der Einbettung mit dem Goniometer überprüft. Aufgrund der anatomischen Ähnlichkeiten dieses Abschnittes von bovinen und humanen Wirbelsäulen und einer möglichen Vergleichbarkeit zueinander wurden die bovinen Präparate in gleicher Art und Weise eingebettet.

4.2 Belastung im Wirbelsäulenprüfstand

Die Testung erfolgte in einem eigens konzipierten Prüfstand der alle sechs Freiheitsgrade freigibt und in einer Universalprüfmaschine mit einachsiger Belastungsmöglichkeit aufgebaut werden kann (s. Abbildung 4.3). Die Untersuchungen erfolgten ohne Simulation der komplexen Muskelkräfte.

Die Belastungssimulation erfolgt in den Hauptbewegungsebenen Sagittal-, Frontal- und Transversalebene. Hieraus ergeben sich die Bewegungsrichtungen Flexion/Extension, Seitneigung links/rechts, axiale Torsion links/rechts.

Eine Momentbelastung mit gleichzeitiger Axialkraft des Präparates wird durch eine Krafteinleitung über einen Hebelarm erreicht. Dabei befindet sich die Wirklinie der axialen Kraft bei Flexion/Extension sowie Seitneigung in der Ebene der maximalen Auslenkung. Dadurch entsteht ein linearer Zusammenhang zwischen eingeleiteter axialer Kraft und dem resultierenden Biegemoment (s. Abbildung 4.4).

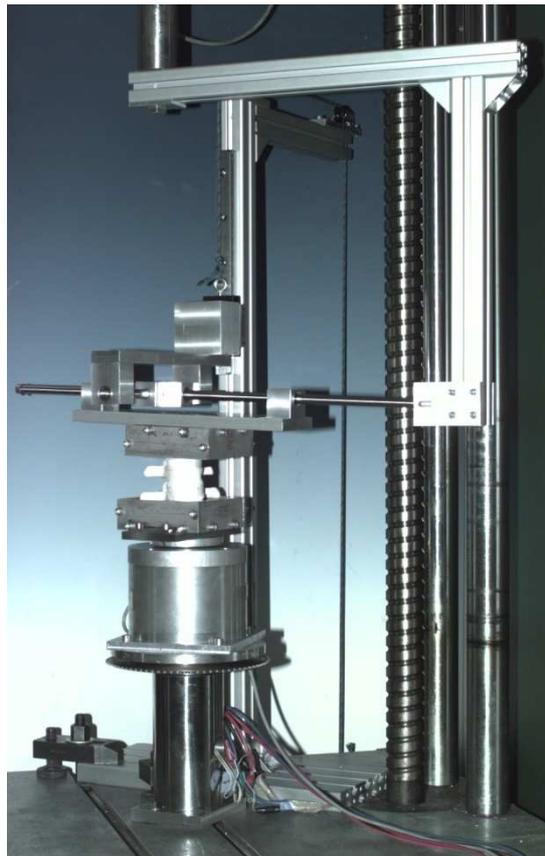


Abbildung 4.3 Ansicht der Versuchsanordnung in der Universalprüfmaschine (Fa. Wolpert)

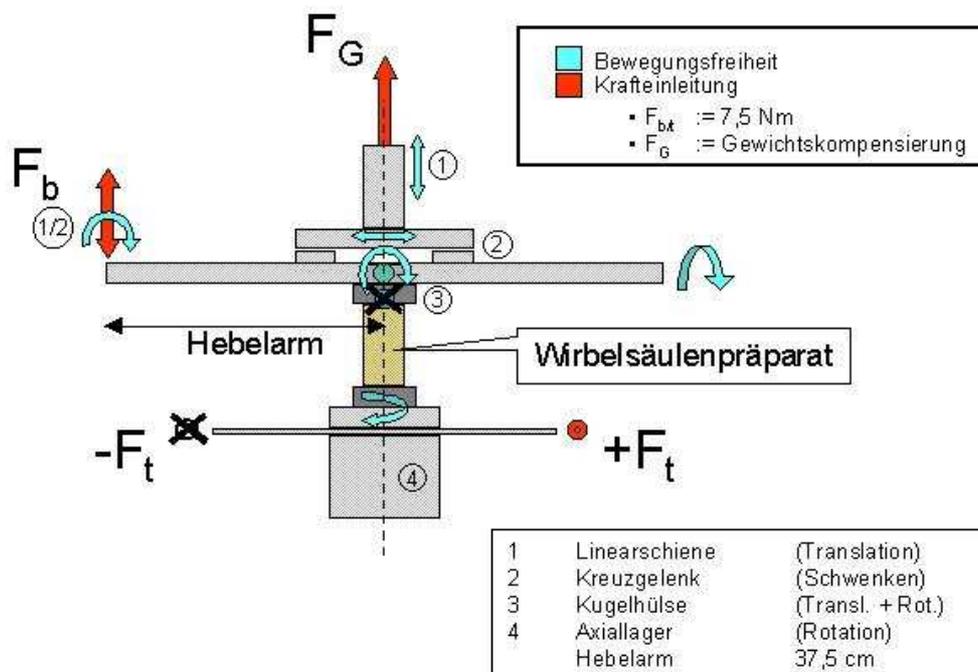


Abbildung 4.4 Funktionsskizze des Wirbelsäulenprüfstandes

Die Kraft F_G , die über ein Hängegewicht aufgebracht wird, dient lediglich der Gewichtskompensation des Prüfaufbaues kranial des Wirbelsäulenpräparates. Während die Kraft F_b je nach Positionierung des Präparates entweder eine Belastung in der Frontal- oder Sagittalebene durchführt. Über den Hebelarm wird in den Wirbelsäulensegmenten ein Moment bis maximal $\pm 7,5\text{Nm}$ sowie eine axiale Last von bis zu $\pm 20,0\text{N}$ eingeleitet. Die axiale Torsionsbelastung $\pm F_t$ erzeugt durch einen elektromechanischen Antrieb ein reines maximales Moment von $\pm 7,5\text{Nm}$ in der Transversalebene. Aufgrund der kardanischen Aufhängung (2,3), der kranialen Linearschiene (1) und dem kaudal angeordneten Axiallager (4), in Abbildung 4.4 dargestellt, ist ein Bewegungsablauf frei von Zwangskräften gegeben (s. Abbildung 4.5).

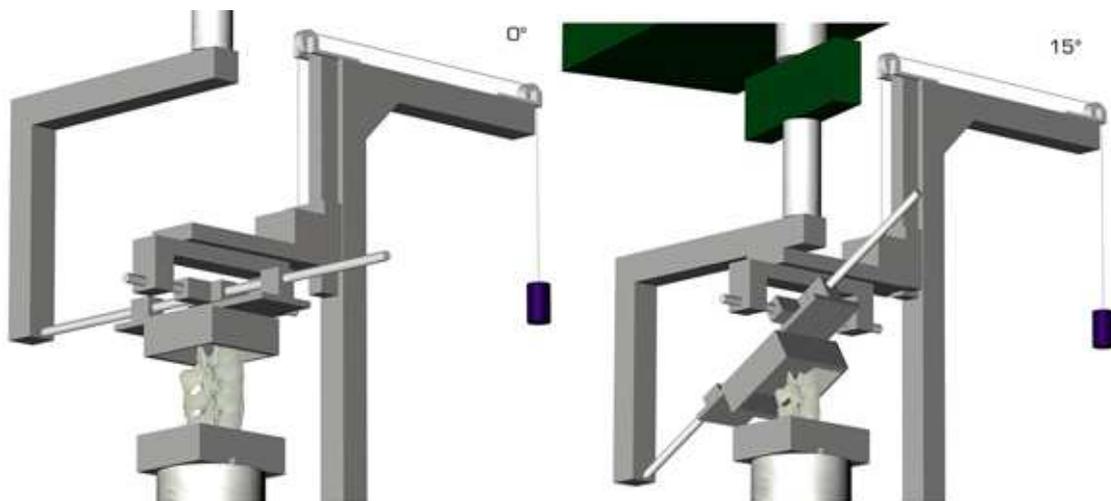


Abbildung 4.5 Axonometrische Darstellung des Wirbelsäulenprüfstandes in 0° (links) und 15° Stellung (rechts)

Die Belastungen werden so gewählt, dass die Bewegungen im rein elastischen Bereich und damit keine Strukturen verletzt werden. Im Bereich der Lendenwirbelsäule wird eine Momentbelastung von $\pm 7,5\text{Nm}$ vorgeschlagen [Wilke 1998 S. 153]. Vor der Bewegungsaufzeichnung und Präkonditionierung wird ein Standbild des Präparates im lastfreien Zustand aufgenommen. Diese Position entspricht der Nullstellung auf die in der Auswertung Bezug genommen wird.

Das erste Bild der geschnittenen Videodateien entspricht somit der Nullstellung. Anschließend wird im Rahmen der Videobearbeitung die Bewegungssequenz zwischen den opto-elektrischen Signalen angefügt. Von Signal zu Signal wird ein kompletter Durchgang (z.B. max. Flexion - max. Extension - max. Flexion) durchlaufen. Um die entstehende Hysterese zu schließen, werden die jeweiligen Maxima mit Überschneidung aufgenommen.

4.3 Messdatenaufzeichnung und -auswertung

4.3.1 3-D Bewegungsanalyse

Zur Erfassung der Auslenkung der Segmente in den Hauptbewegungsebenen (frontal, sagittal, transversal) erfolgte eine Videoaufzeichnung mit zwei digitalen Videokameras (DCR-TRV 900E, Sony). Um eine 3-D Analyse in entsprechender Genauigkeit durchführen zu können, waren die Kameras um mindestens 60° und maximal 120° zueinander verschwenkt.

Eine Vermessung des Bewegungsraumes wurde vor jeder Versuchsreihe mittels eines Kalibrierungswürfels durchgeführt (s. Abbildung 4.6). Für eine exakte Kalibrierung mussten alle Eckpunkte in beiden Kameras sichtbar sein. Die Eingabe aller Kugelmittelpunkte in die 3-D Bewegungsanalyse-Software erfolgte für die Kalibrierung manuell. Somit konnte ein dreidimensionales Koordinatensystem im Raum aufgespannt werden. Das ursprüngliche Koordinatensystem wird so positioniert, dass sich der Ursprung im Mittelpunkt von L3 und auf Höhe der Einbettung befindet.

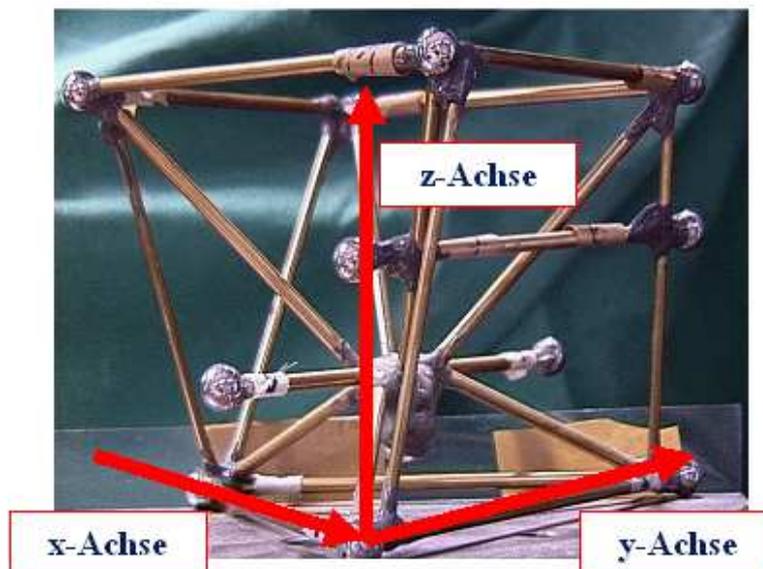


Abbildung 4.6 Kalibriervorrichtung mit Koordinatensystem

Die Daten wurden anschließend mit einer Bewegungsanalyse Software (Simi Motion, Version 5.2, SIMI Reality Motion Systems GmbH) ausgewertet. Um eine Erfassung der einzelnen Bewegungssegmente zu ermöglichen werden an jedem Wirbelkörper Erkennungsmarker in den knöchernen Strukturen verankert. Pro Wirbel werden zwei mit Leuchtfarbe gekennzeichnete Stecknadeln mit einem Kopfdurchmesser von 0,8 mm im Dorn- und Querfortsatz verankert. Die automatische Markererkennung der Software (Tracking) wurde durch die Verwendung matter, schwarzer Teller und einem reflektierenden Zentrum zur Verbesserung des Kontrasts ermöglicht. Die Marker sind zu jedem Zeitpunkt der Bewegung in beiden Kameras sichtbar (s. Abbildung 4.7).

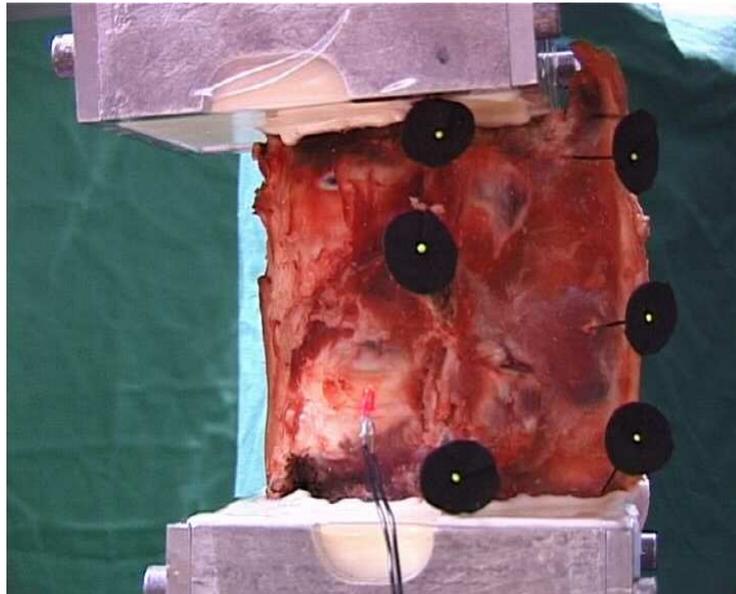


Abbildung 4.7 Markerpositionierung an einem bovinen Präparat

Durch die Wahl der Kameras, deren Positionierung und des Kalibrierwürfels ergab sich für das optische Messsystem ein maximaler Fehler für die Flexion/Extension und Seitneigung von $0,13^\circ$ und für die Rotation von $0,17^\circ$.

4.3.2 Kraftmessung

Die über eine Universalprüfmaschine (Wolpert) eingeleitete Kraft zur Belastung der Präparate in der Frontal- sowie der Sagittalebene wurde durch einen Zug-Druck-Kraftsensor (200 N, Typ 8435-5200; Fa. burster präzisionsmeßtechnik gmbh & co kg) aufgezeichnet. Dieser war in die Säule, parallel der kranio-kaudalen Ausrichtung der Präparate am Ende des Hebelarmes integriert. Das durch den elektromechanischen Antrieb eingebrachte Torsionsmoment wurde durch einen Drehmoment-Sensor (100 Nm, Typ 8628-5100; Fa. burster), der kaudal des Präparates angebracht war gemessen.

Die applizierten Belastungen wurden über eine A/D-Wandlerkarte mittels einer Messsoftware (Lab-View 5.0, National Instruments) aufgezeichnet. Um eine Synchronisierung der Daten zu ermöglichen betrug die Abtastrate für die optischen und elektronischen Messsignale jeweils 25 Hz. Die Synchronisierung der Videosequenzen mit den Kraftdaten erfolgte über ein opto-elektrisches Signal, dessen Spannungsabfall dokumentiert wird und welches in beiden Kameras gut sichtbar ist. Hiermit konnten jedem Bild die exakten Kraftdaten zugeordnet werden. Den gesamten Ablauf der Signalverarbeitung zeigt das folgende Flussdiagramm (s. Abbildung 4.8).

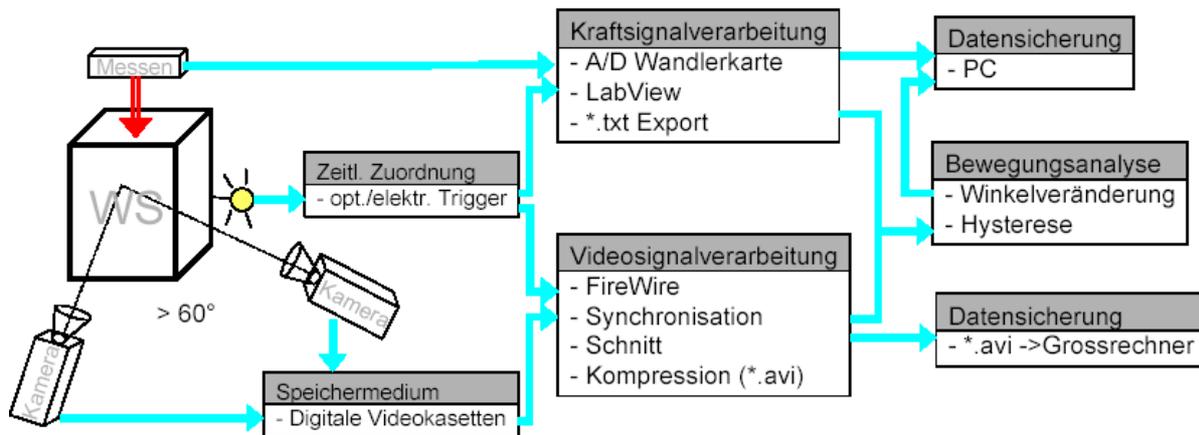


Abbildung 4.8 Flussdiagramm zur Signalverarbeitung

4.3.3 Messdatenauswertung

Das biomechanische Interesse richtete sich auf die intervertebralen Winkeländerungen, die sich überwiegend in den jeweiligen Hauptbewegungsebenen abspielt. Somit kann man von einem vernachlässigbaren Fehler bei zweidimensionaler Betrachtung ausgegangen werden. Es wurden dazu die projizierten Verbindungen zweier Pins innerhalb eines Wirbels mit der Transversalebene für die Flexion/Extension und Seitneigung und für die Rotation mit der Frontalebene geschnitten.

Im Rahmen der Messdatenauswertung wurden die Hysteresekurven qualitativ beurteilt und eine quantitative Dokumentation der intervertebralen Winkeländerung bei 0 und 7,5 Nm durchgeführt. Die Auswertung der Winkeländerung wird sowohl monosegmental für T12-L1 und L1-L2 als auch bisegmental für T12-L2 durchgeführt. Die Nulldurchgänge der Ordinate beschreiben die neutrale Zone (NZ), ein Intervall in dem die beschriebene Bewegung des Wirbels ohne äußere Krafteinwirkung erfolgt (s. Abbildung 2.6). Zudem wurde die maximale ROM bei 7,5 Nm aufgezeichnet. Anhand dieser Daten ist ein Vergleich mit der aktuellen biomechanischen Literatur möglich.

An Hand der dokumentierten Kurven ist das Verhalten der Präparate ablesbar. Im Bereich der neutralen Zone (NZ) zeigt die Momenteinleitung nur minimale Wertänderungen, eine kontinuierliche Winkeländerung ist jedoch während des gesamten Bewegungsablaufes zu beobachten. Die geringe Winkeländerung trotz steigender Belastung resultiert aus der Versteifung der Strukturen während zunehmender Momenteinleitung. Somit weist ein Präparat mit hoher Steifigkeit eine hohe Steigung auf und umgekehrt. Nach Erreichen der maximalen Momentbelastung von $\pm 7,5$ Nm beschreibt die Kurve einen offenen Verlauf, der auf das viskoelastische Verhalten der Präparate zurückzuführen ist.

In Abbildung 4.9 ist die relative Winkelveränderung über die Zeit exemplarisch bei Flexion-/Extensionsbelastung dargestellt (breite blaue Linie). Das dazu korrespondierende Moment ist als dünne blaue Kurve zu erkennen. Für die Auswertung und Beurteilung der Daten ist der maximale Bewegungsumfang ROM (maximale relative Auslenkung bei maximalen Momenten von $\pm 7,5$ Nm), sowie die neutrale Zone NZ (max. rel. Auslenkung ohne Moment) von Bedeutung.

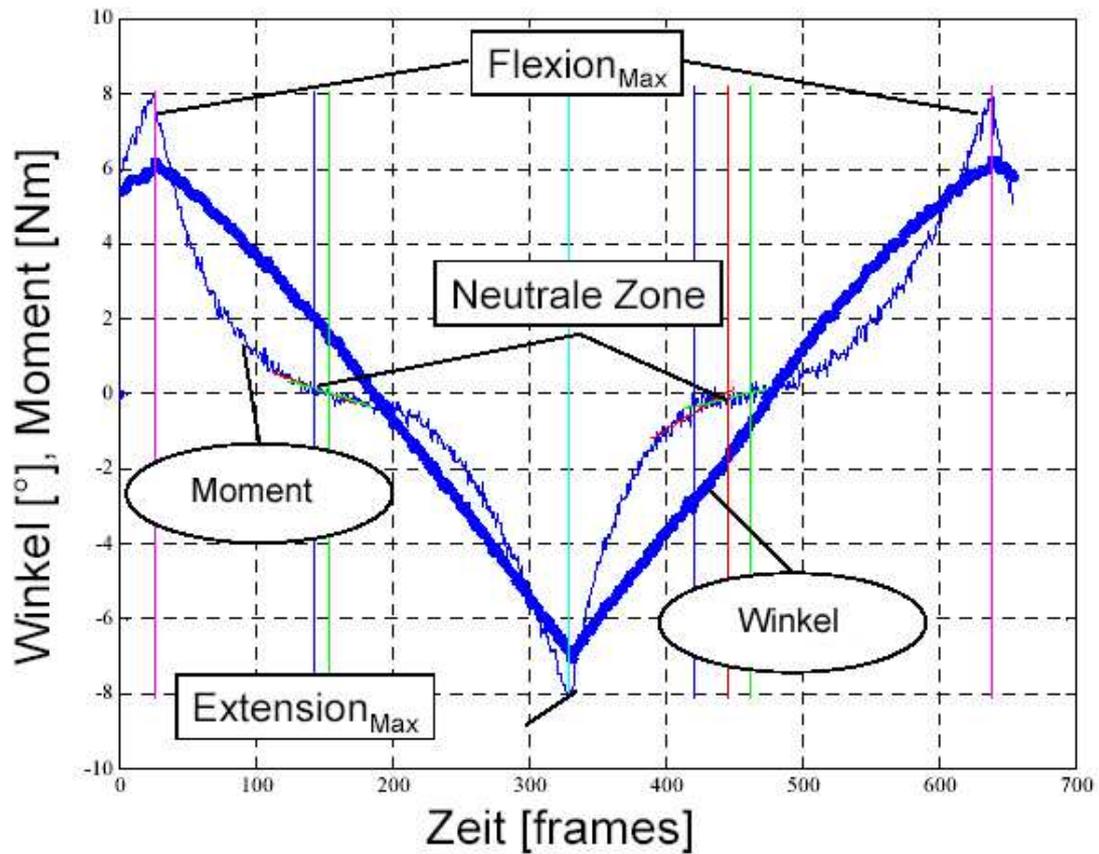


Abbildung 4.9 Momenten- und Winkelverlauf für Flexion/Extension, nativ; Darstellung der Maxima und Nulldurchgänge des aufgebrauchten Momentes

Eine charakteristische Hysterese ergibt sich aus der Darstellung der relativen Winkelveränderung (Ordinate) über den Momentenverlauf (Abszisse). Exemplarisch ist eine Hysteresekurve für die Seitneigung in Abbildung 4.10 dargestellt.

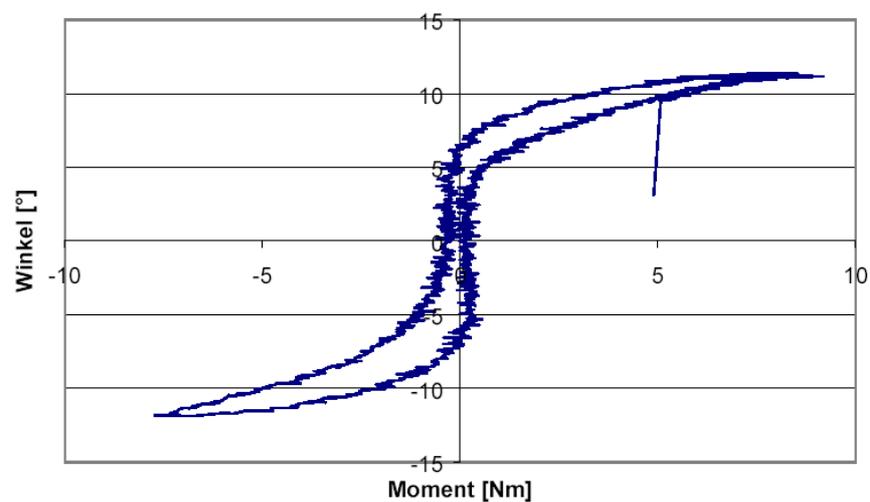


Abbildung 4.10 Hysterese von L1 zu L3 für die Seitneigung mit Darstellung von NZ und ROM

4.4 Verwendete Implantate

4.4.1 MACs TL

Zur ventralen Stabilisierung wurde das Implantat MACs TL (Aesculap, Tuttlingen, Deutschland) verwendet. Hierbei handelt es sich um ein Plattensystem aus einer Titanlegierung mit polyaxialen Fixationsschrauben. Es ist zur thorakoskopischen Versorgung der ventralen Wirbelsäule bei Trauma, Tumor und degenerativen Veränderungen geeignet und von Th5 bis L3 zugelassen. Aufgrund von verschiedenen Plattenlängen ist eine mono- sowie mehrsegmentale Stabilisierung möglich. Das Implantatdesign ermöglicht nach Setzen der polyaxialen Fixationsschrauben ein nachträgliches Komprimieren bzw. Distrahieren der Segmente. Durch eine Stabilisierungsschraube wird weitere Stabilität gewährleistet und durch die Verriegelung der Fixationsmutter wird die eingestellte Position fixiert (s. Abbildung 4.11) [Aesculap Nr. 0 172, Schultheiss 2002a S. 398, 2000b S. 363].



Abbildung 4.11 Schemazeichnung des MACs TL Systems [nach Aesculap Nr. 0 172]

4.4.2 WSI

Die dorsale Stabilisierung wurde mittels eines winkelstabilen, dorsalen Stabsystems der Fa. Peter Brehm durchgeführt. Das WSI-MX/PX-Titan ist ein universelles, transpedikuläres Schraubensystem zur mono- und multisegmentalen Stabilisierung thorakaler und lumbo-sakraler Deformitäten und Defekte. Die Stäbe sind in unterschiedlichen Längen erhältlich und werden mittels Klemmmutter fixiert. Die beiden Stäbe können zusätzlich über einer Querverbindung verschraubt werden (s. Abbildung 4.12).



Abbildung 4.12 WSI-MX/PX-Titan (Peter Brehm, Weisendorf, Deutschland)

4.4.3 GHG

Das verwendete Wirbelkörperersatzimplantat besteht aus einer CoCrMo-Legierung die eine Tripodenstruktur (Spongiosa Metall II® - Oberflächenstruktur) aufweist um eine bessere ossäre Einheilung zu gewährleisten [Gradinger 1999 S.71-72]. Der Grundkörper (b) kann über einen Spindelmechanismus (a) interkorporell manuell distrahiert werden. Diese Funktion wird über eine im Wirbelkörper zentral angeordnete Spindel erreicht, die die modular aufsteckbaren Endplatten (c) in der Höhe verstellen lässt. Durch die Verwendung von verschiedenen dicken Endplatten ist vor der Implantation eine Höhenadaptation a priori möglich. Die Endplatten weisen jeweils zwei Spitzen auf, die in die Endplatten der benachbarten Wirbelkörper eindringen und somit eine Primärstabilität für die axiale Rotation erzielen sollen (s. Abbildung 4.13).

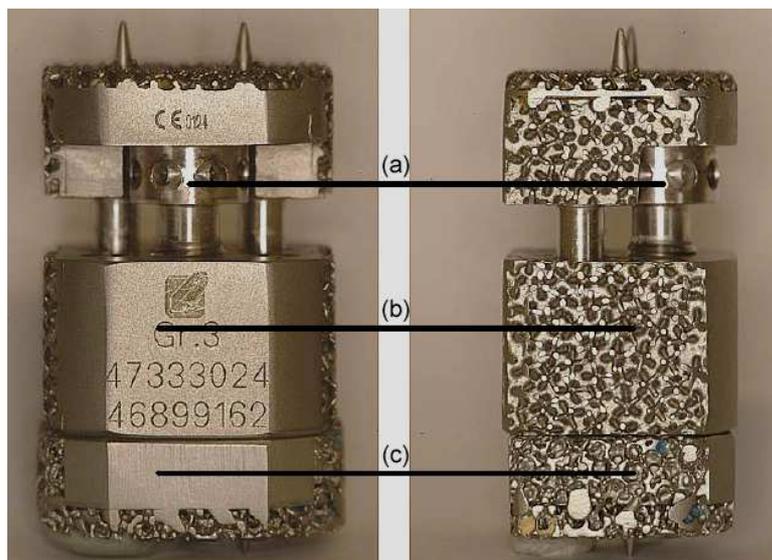


Abbildung 4.13 GHG Wirbelkörperersatz: (a) distrahierebare Deckplatte mit Spindel, (b) Grundkörper, (c) modulare Deckplatte (ESKA, Lübeck, Deutschland)

4.5 Vorversuche

4.5.1 Veränderung des biomechanischen Verhaltens durch Einfrieren und Auftauen

In der Literatur wurde mehrfach eine Veränderung des biomechanischen Verhaltens durch Einfrieren und Auftauen beschrieben. Die vorliegenden Arbeiten haben jedoch jeweils die einzelnen Strukturen und nicht das biomechanische Verhalten eines Bewegungssegmentes untersucht [Clavert 2001 S.261, Dhillon 2001 S. 883, Van Ee 2000 S. 12-13]. Im Rahmen eines Vorversuches wurde an drei bovinen Präparaten (L4 - L6) das veränderte viskoelastische Verhalten und der veränderte Bewegungsumfang von funktionellen Einheiten (Wirbelkörper mit intakten disco-ligamentären Strukturen) dokumentiert.

An jedem Präparat wurden bis zu drei Versuchsabläufe bei Raumtemperatur durchgeführt. Nach oben beschriebener Präparation und Einbettung (s. Kap. 4.1) erfolgte im frischen Zustand (I) die erste Testung. Nach dem ersten Testdurchlauf wurden die Präparate bei -18°C gefroren und gelagert (II, V). Ein langsamer Auftauvorgang (III, VI) wurde durch Lagerung im Kühlschrank bei 4°C vor einer erneuten Belastung (IV, VII) erreicht (s. Abbildung 4.14).

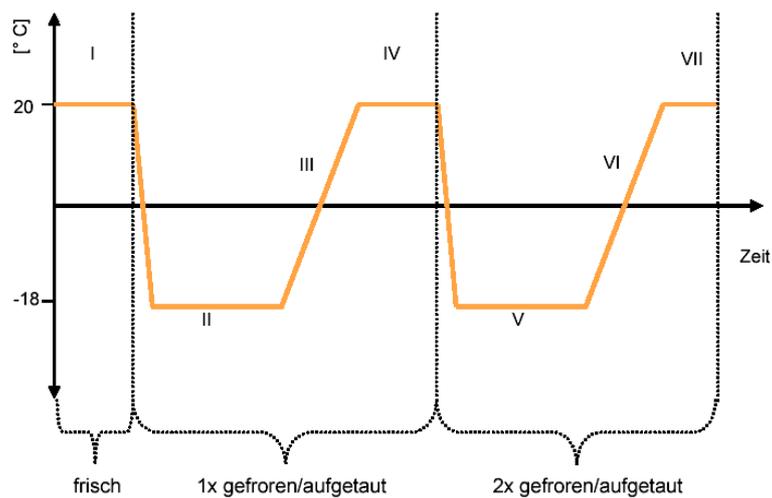


Abbildung 4.14 Schematische Darstellung des Temperaturverlaufs der Einfrier-/Auftauintervalle

Es erfolgte eine statische Flexionsbelastung der bisegmentalen Wirbelsäulenabschnitte um den Einfluss der Tiefkühlagerung auf das viskoelastische Verhalten zu untersuchen. Der Wirbelsäulen-Testaufbau wurde für die statische Belastung durch Anlage eines Hängegewichts von 0,5 kg über einen Hebelarm der Länge 408,0 mm modifiziert. Der Hebelarm wurde ventral der Wirbelsäule ange-setzt so dass eine konstante Momentenbelastung in Richtung Flexion von 2,0 Nm und eine statische axiale Belastung von 4,9 N appliziert wurde (s. Abbildung 4.15).

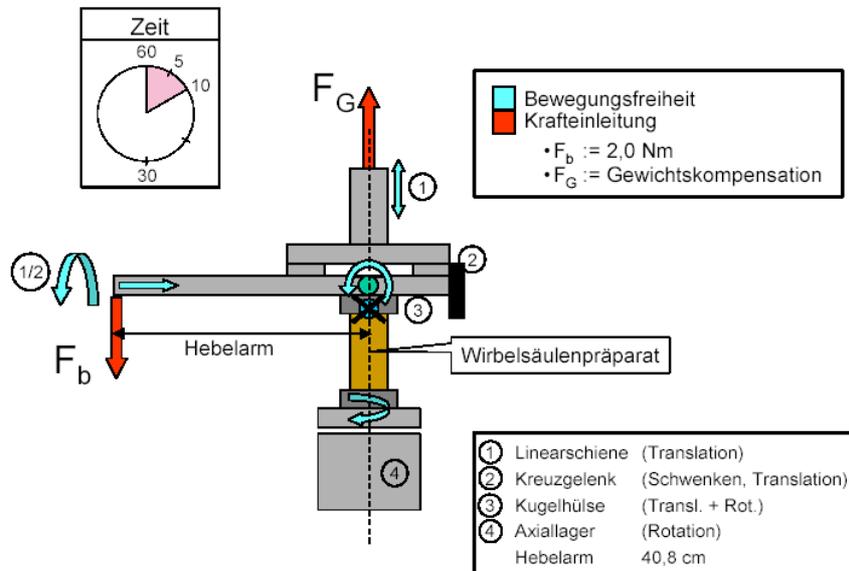


Abbildung 4.15 Funktionsskizze des Wirbelsäulenprüfstandes für statische Belastung

Das Testintervall betrug je Durchlauf 60 Minuten. Die resultierende Bewegung wurde in der ersten Minute komplett aufgezeichnet, im Verlauf wurde jeweils nach 5, 10, 30 und 60 Minuten ein Digitalbild über die zwei Videokameras synchron dokumentiert (s. Abbildung 4.16).

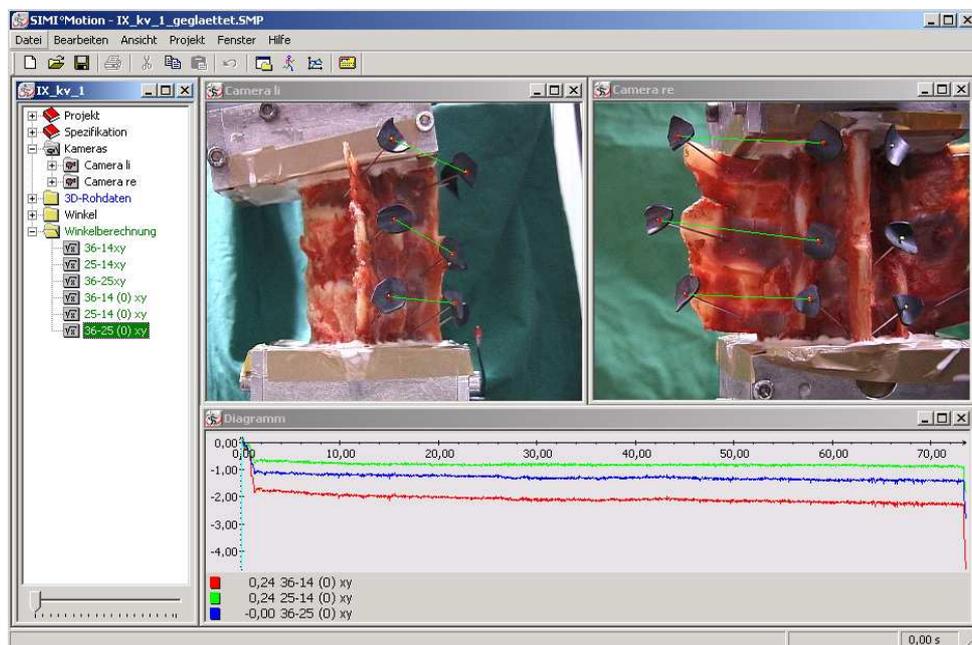


Abbildung 4.16 SIMI Oberfläche bei statischer Flexionsbelastung

Das mediane Alter der drei Kalbspräparate (L4-L6) betrug 8 Wochen. Die Präparate wurden im ersten Lagerungsintervalls im Median 6 und im zweite Lagerungsintervall 7 Tage tiefgefroren (s. Tabelle 4.2).

Präparat (L4 - L6)	I (XV_kv)	II (XVI_kv)	III (XVI_kv)
Geschlecht	w	m	m
Alter [Wochen]	9	7	8
1. Einfrierdauer [Tage]	5	6	11
2. Einfrierdauer [Tage]	7	8	7

Tabelle 4.2 Übersicht über die bovinen Präparate zur statischen Flexionsbelastung

4.5.2 Biomechanische Implantattestung WSI

Im Rahmen eines Vorversuchs wurde die Implantatsteifigkeit mit und ohne Querverstrebung in allen drei Bewegungsrichtungen untersucht. Aufgrund der geringen interindividuellen Unterschiede der Implantate wurde die Testung exemplarisch an einem System (n = 1) durchgeführt.

Hierzu wurden die Pedikelschrauben in einen Aluminiumblock mit Epoxydharz (Ureol 5202-1A/B, Fa. Ciba) fixiert und der Aluminiumblock proximal sowie distal entsprechend den bovinen Präparaten ebenso mit Epoxydharz in die vorbereiteten Schalen eingebettet. Die Belastung erfolgte nach den festgelegten Versuchs-kriterien in Flexion/Extension, Seitneigung und Rotation.

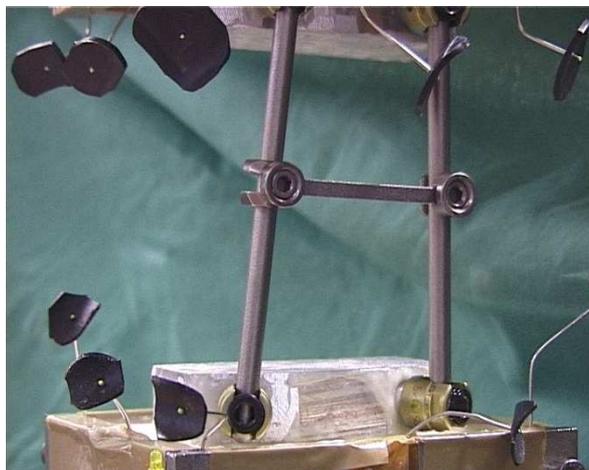


Abbildung 4.17 Biomechanische Testung des WSI-Implantates mit Querverstrebung

4.6 Versuchsablauf

Um die Reproduzierbarkeit und Vergleichbarkeit der Eingriffe zu gewährleisten, wurden die einzelnen Operationsschritte von einem erfahrenen Unfallchirurgen (Dr. Trapp der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Murnau) durchgeführt. Im 4.6 sind die einzelnen Operationsschritte im Detail dargestellt. Der Versuchsablauf ist aus Tabelle 4.2 ersichtlich:

Versuchsprotokoll	
1	Testung der intakten Präparate
2	Korporektomie von L2, Implantation GHG und bisegmentale dorsale WSI Stabilisierung (L1-3)
3	Zusätzliche dorsale Stabilisierung durch Querverstrebung
4	Korporektomie von L2, Implantation GHG und bisegmentale MACs TL Stabilisierung (L1-3)

Tabelle 4.3 *Versuchsprotokoll*

Vor der Bewegungsaufzeichnung und Präkonditionierung wird ein Standbild des Präparates im lastfreien Zustand aufgenommen. Diese Position entspricht der Nullstellung, auf die in der Auswertung Bezug genommen wird. Die Winkeländerung der Verbindungslinien durch die Stecknadelköpfe zweier Wirbelkörper entspricht der Winkeländerung zwischen den Wirbelkörpern.

Jeder Operationsschritt wird in drei Bewegungsrichtungen, Flexion/Extension, Seitneigung und Torsion getestet, wobei die Reihenfolge der Bewegungsrichtungen randomisiert ist. Es wurde jeweils mit der Testung der intakten Präparate begonnen.

4.6.1 Korporektomie+ GHG + WSI

Nach Abschluss der nativen Testung wurde die Höhe des Präparates sowie die Stellung der Einbett-schalen mit Hilfe eines in der Höhe und in der Neigung verstellbaren Stativs festgehalten. Es wurde nun mit der oszillierenden Säge eine Korporektomie mit Erhalt des hinteren Längsbandes durchgeführt. Die Deck- und Endplatten der Wirbel wurden mit der oszillierenden Säge und dem Skalpell von den Bandscheiben entfernt, so dass der Knochen frei lag (s. Abbildung 4.18).

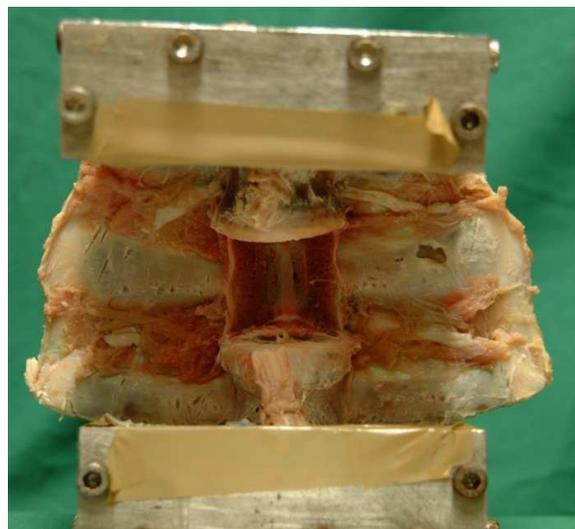


Abbildung 4.18 *Korporektomie beim eingebetteten bovinen Implantat*

Die nötige Höhe des Wirbelkörperersatzimplantates (s. Kap. 4.4.3) wurde bestimmt und die passende modulare Endplatte ausgewählt. Nun Einbringen des Implantates und Distraction bis die vorgegebene Position durch Überprüfung am Stativ erreicht wurde.

Daraufhin wurden die selbstschneidenden Pedikelschrauben des bereits in Kapitel 4.4.2 beschriebenen dorsalen Stabilisierungssystems WSI im cranialen und caudalen Wirbelkörper verankert, und das

vorbereitete Stabsystem mit Hilfe der Klemmschrauben fixiert. Erneute Überprüfung von Höhe und Angulation und ggf. Korrektur. Im Gegensatz zum klinischen Procedere bei Frakturen war eine Aufrichtung des Wirbelkörpers durch das dorsale System nicht mehr nötig. Es steht jedoch ein Repositionssystem zur Verfügung, dass über einen Hebel der an den Pedikelschrauben fixiert wird eine kontrollierte Aufrichtung des frakturierten Wirbelkörpers erlaubt. Der Wirbelkörperersatz wurde nun mit dem Spindelmechanismus distrahiert so dass die Spikes in den Endplatten versenkt wurden und das Implantat plan auflag ohne dass eine Veränderung von Höhe und Neigung resultierte. Es erfolgte nun die erneute Testung (s. Abbildung 4.19).

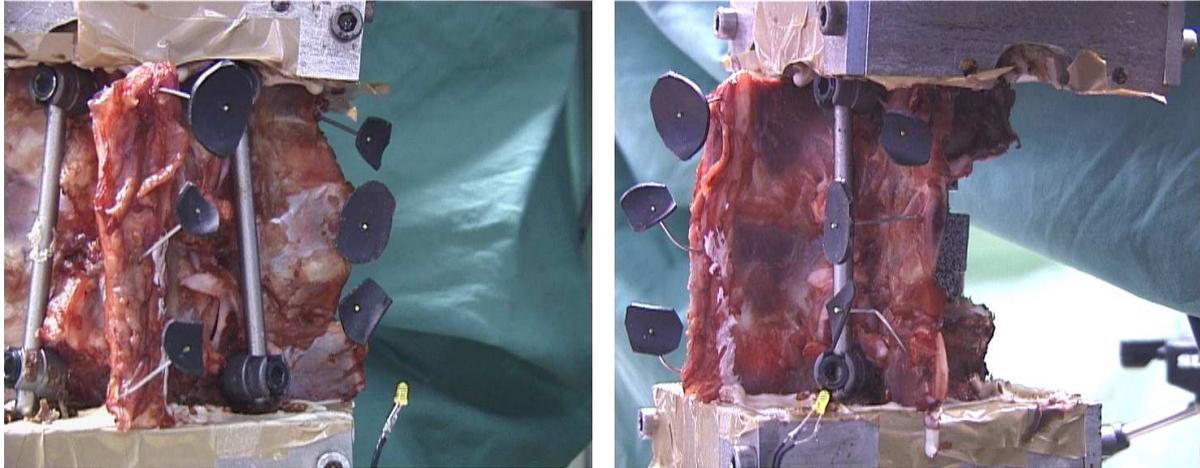


Abbildung 4.19 Kameraansicht Schritt 2 (Korp. + GHG + WSI)

4.6.2 Korporektomie+ GHG + WSI + Querverstrebung

Es erfolgte nun das Anbringen der Querverstrebung. Hiefür wurde das Lig. interspinalis und der M. interspinalis lumborum zwischen L1 und L2 stumpf perforiert und über zwei Klemmvorrichtungen die Querverstrebung vor einer erneuten Testung fixiert (s. Abbildung 4.20).

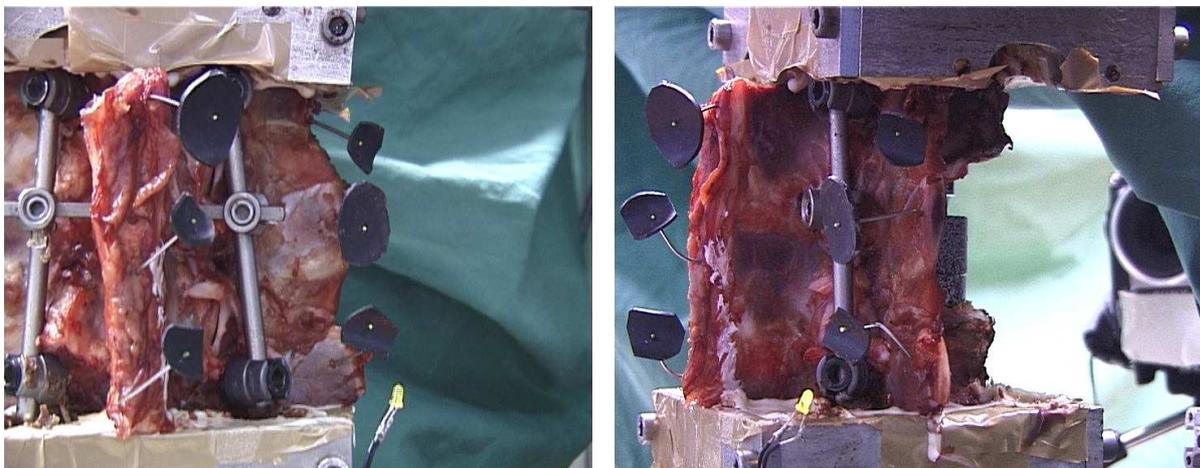


Abbildung 4.20 Kameraansicht Schritt 3 (Korp. + GHG + WSI + Querverstrebung)

4.6.3 Korporektomie+ GHG + WSI + MACs TL

Es erfolgte daraufhin die Entfernung der Querverstrebung und die Implantation des in Kapitel 4.4.1 beschriebenen ventralen Stabilisierungssystems MACs TL. Über zwei Spickdrähte wurde in 10 mm Abstand zur Wirbelkörperhinterkante und zur Deck- bzw. Endplatte die Richtung der Polyaxialschrauben festgelegt. Nach Dekortizierung mit einem kanülierten Ankörner wird die Polyaxialschraube zusammen mit dem vormontierten Spannelement über den Kirschnerdraht eingebracht. Der Spickdraht kann nach Fixation der Schraube entfernt werden (s. Abbildung 4.21a).

Das Spannelement verbleibt beim Eindrehen der Schraube polyaxial beweglich. Nach der Implantation der Polyaxialschrauben wird die zuvor auf die Länge angepasste Stabilisierungsplatte platziert (s. Abbildung 4.21b).

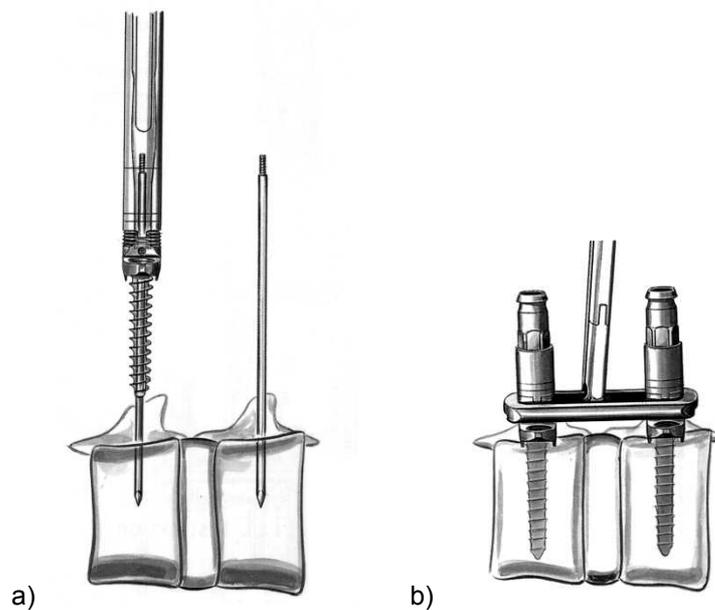


Abbildung 4.21 a) Montage der polyaxialen Schrauben b) Platzierung der Stabilisierungsplatte [modifiziert nach Schultheiss 2002 (S. 365)]

In diesem Implantationsstadium ist die Distraction über einen Ratschenmechanismus zur Frakturreposi-tion möglich. Die Fixationsmuttern werden mit der glatten Seite zur Platte zeigend verschraubt und mit 15 Nm festgezogen. Anschließend werden die Polyaxialschrauben gleichmäßig angezogen bis die Spannelemente Knochenkontakt haben (s. Abbildung 4.22a).

Über eine Zielhülse werden die Stabilisierungsschrauben in geeigneter Länge nach Eröffnung der Kortikalis eingebracht (s. Abbildung 4.22b).

Abschließend wird die Zielhülse entfernt und mit der Klemmschraube die Polyaxialität mit einem Drehmoment von 10 Nm verriegelt (s. Abbildung 4.22c) [Schultheiss 2002 S. 364-365].

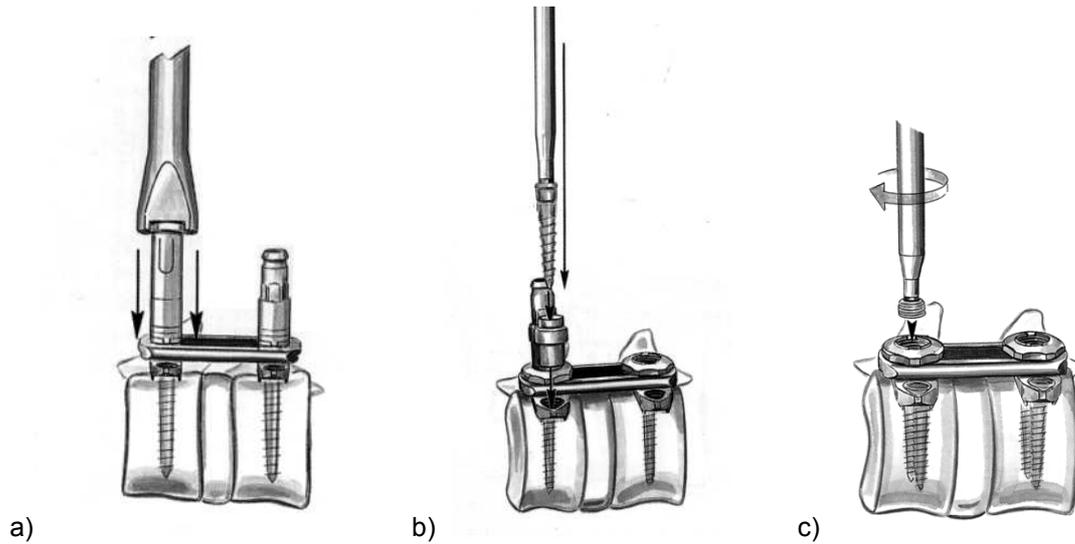


Abbildung 4.22 a) Fixierung der Stabilisierungsplatte b) Fixierung des Implantates mit Stabilisierungsschraube c) Verriegelung der Polyaxialität mit Klemmschraube [modifiziert nach Schultheiss 2002 (S. 365)]

Bei der kombinierten ventro-dorsalen Vorgehensweise dürfen sich die Schrauben der verschiedenen Systeme nicht berühren.

Im Anschluss erfolgte die abschließende Testung (s. Abbildung 4.23).

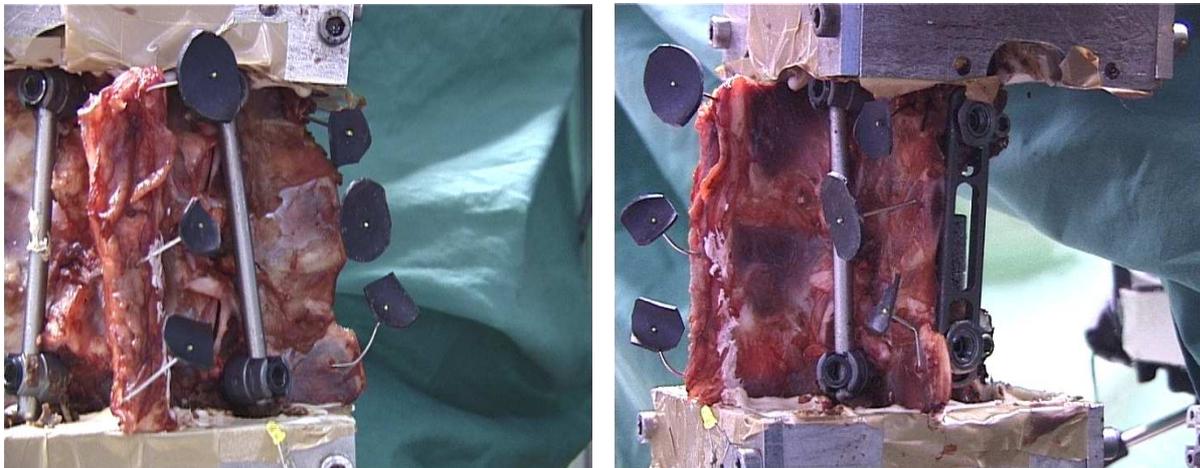


Abbildung 4.23 Kameraansicht Schritt 4 (Korp. + GHG + WSI + MACs TL)

5 Ergebnisse

5.1 Knochendichtemessung

Die Knochendichte der verwendeten Präparate wurde vor den Versuchen mittels DEXA bestimmt (s. Kap. 4.1). In Tabelle 2.1 sind die Knochendichtewerte der sieben bovinen Wirbelsäulen aufgetragen. Eine Angabe des Z-Scores ist nicht aussagekräftig, da er die Anzahl der Standardabweichungen angibt, um die der Knochendichtewert eines humanen Individuums vom Durchschnittswert der entsprechenden Bevölkerungsgruppe abweicht. Somit ist keine Aussagekraft für die bovine Wirbelsäule gegeben, jedoch können Vergleiche über die gesamte Knochendichte (BMD total und BMD L2) zu humanen Präparaten gezogen werden und eine interindividuelle Abweichung bewertet werden.

Abbildung 5.1 zeigt die Verteilung der Knochendichte innerhalb des Präparates I exemplarisch in Form von Graustufen. Die höchste Dichte, als helle Zonen dargestellt, ergibt sich im Bereich der Pedikel. Dunkle Zonen entsprechen einer niedrigen Knochendichte.

Nr.	BMD total [g/cm ²]	BMD L2 [g/cm ²]
I	0,854	0,869
II	0,789	0,810
III	0,695	0,706
IV	0,603	0,607
V	0,621	0,625
VI	0,872	0,881
VII	0,714	0,724

Tabelle 5.1 Ergebnisse der Knochendichtemessung (DEXA)

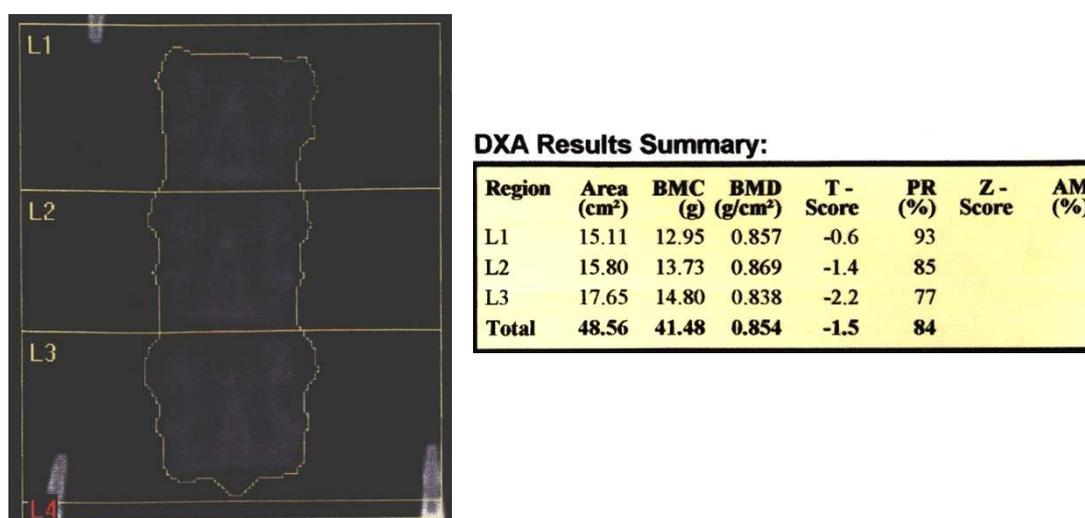


Abbildung 5.1 Ergebnis der DEXA Messung exemplarisch an Präparat I

5.2 Ergebnisse der Vorversuche

5.2.1 Veränderung des biomechanischen Verhaltens durch Einfrieren und Auftauen

Es konnte in allen Versuchen ein viskoelastisches Verhalten nachgewiesen werden indem ein zeitabhängiger Effekt auf die statische Belastung erfolgte. Durch das angebrachte Hängegewicht wurde während der ersten Minute eine spontane Reaktion (spontane Elastizität) dokumentiert. Im Anschluss konnte eine deutlich langsamere Zunahme der Flexionsstellung festgestellt werden (Kriechen). In Abbildung 5.2 wird dieser charakteristische Verlauf exemplarisch dargestellt (Präparat 3, frischer Zustand).

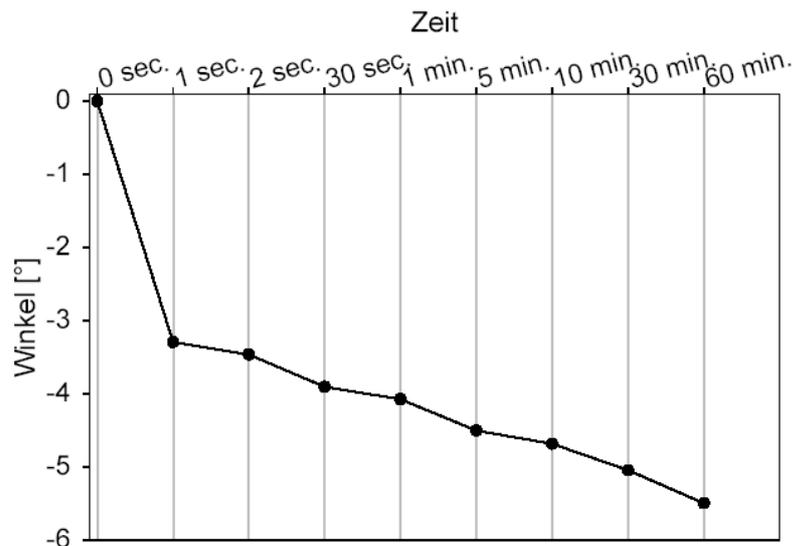


Abbildung 5.2 Flexionswinkel bei statischer Belastung von 2,0 Nm über 60 Minuten (Präparat 3, frisch)

Bis nach Ablauf der initialen Minute flektierten die Präparate unter der eingeleiteten Last um etwa 60% gegenüber dem Endzeitpunkt nach 60 Minuten. Es zeigte sich insgesamt ein verlangsamter Bewegungszugewinn. Die folgende Abbildung zeigt die Mittelwerte der unterschiedlichen Flexionswinkel in Abhängigkeit des Zeitverlaufs und der einzelnen Lagerungsintervalle (s. Abbildung 5.3).

Es zeigte sich der größte Flexionswinkel in der Gruppe der frischen Transplantate von 5,0° nach 60 Minuten Belastung. Durch das erste Lagerungsintervall wurde der Flexionswinkel auf 3,5° reduziert (Reduktion der Beweglichkeit von 30%). Nach dem zweiten Intervall zeigte sich eine Reduktion der Beweglichkeit um weitere 40% auf 2,1°.

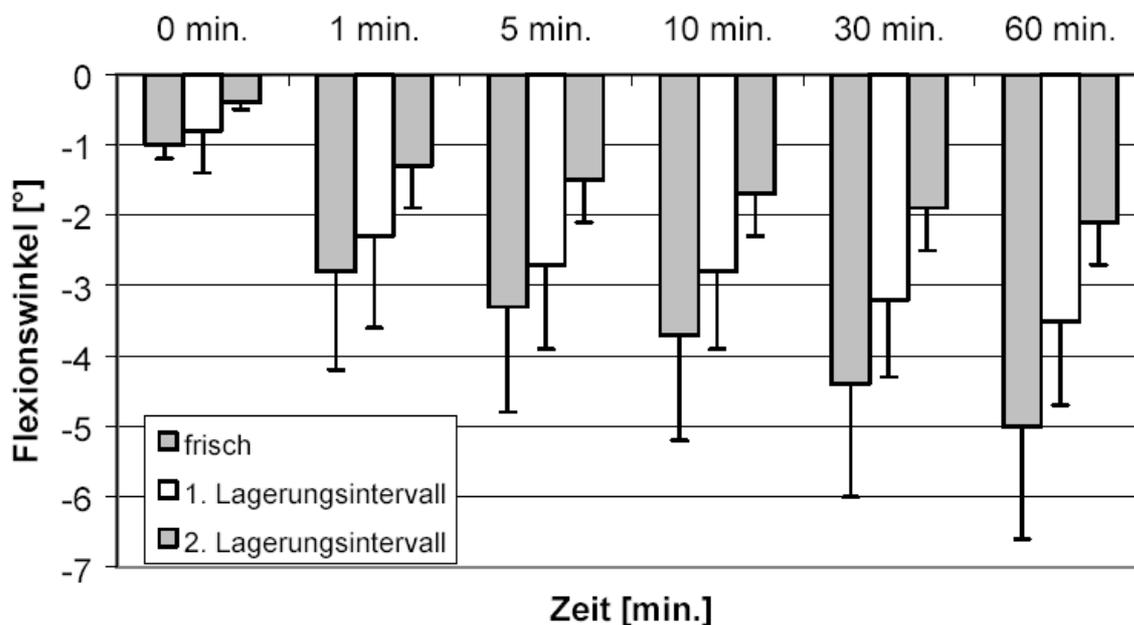


Abbildung 5.3 Flexionswinkel (Standardabweichung) bei statischer Belastung in den einzelnen Lagerungsintervallen

5.2.2 Biomechanische Implantattestung

Die biomechanische Untersuchung des WSI-Implantats zeigte in Flexion/Extension und Seitneigung keine signifikante Veränderung der maximalen ROM mit der Querverbindung. Jedoch wurde die ROM in Torsion von der reinen dorsalen Instrumentierung durch die Querverstrebung von $5,14^\circ$ mit dem Uhrzeigersinn bzw. $5,09^\circ$ gegen der Uhrzeigersinn auf $0,53^\circ$ bzw. $0,55^\circ$ signifikant reduziert (s. Abbildung 5.4). Eine Auswertung der Hysteresekurve zeigte aufgrund der Steifigkeit des Konstrukts keine Aussagekraft zur neutralen und elastischen Zone.

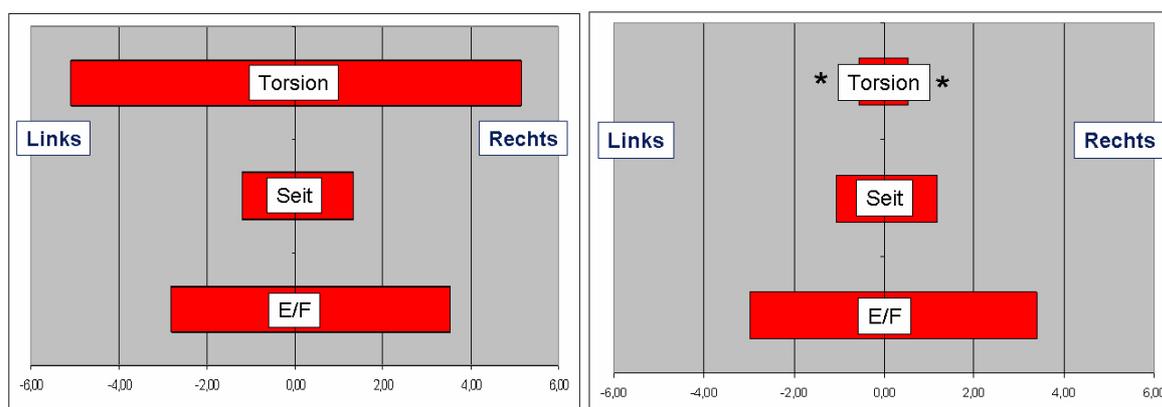


Abbildung 5.4 Darstellung der maximalen ROM: links ohne Querverstrebung, rechts mit Querverstrebung (* = $p \leq 0,05$)

5.3 Bewegungsanalyse der Hauptversuche

Die Messdaten wurden entsprechend der in Kapitel 4.3.3 beschriebenen Methode ausgewertet. Im Versuchsablauf zeigte sich Versagen der Verankerung bzw. eine irreversible Beschädigung bei jeweils einem Präparat. Bei Präparat V kam es im Rahmen der nativen Flexionstestung zu einer Wirbelfraktur, so dass keine weiteren Untersuchungen erfolgten und die Daten nicht ausgewertet werden konnten. Bei Präparat VII wurde ein Ausbrechen aus der Ureolverankerung während der Torsionsbelastung im Rahmen der Testung für den ersten Operationsschritt beobachtet. Eine erneute Fixierung und Wiederholung des Testablaufes war nicht möglich, da ein Vergleich zur Nativsituation bei neuer Einbettung nicht mehr hergestellt werden konnte. Somit wurden die Nativdaten zur Auswertung verwendet.

Für die Auswertung und Beurteilung der Ergebnisse wurden die erhaltenen Moment-/Winkeländerungsdiagramme qualitativ betrachtet, die neutrale Zone (NZ) und der maximale Bewegungsumfang (ROM) quantitativ ausgewertet.

Die statistische Auswertung erfolgte in Zusammenarbeit mit dem Institut für Medizinische Statistik und Epidemiologie der TU München. Um signifikante Änderungen der Bewegungsumfänge und der NZ zwischen den einzelnen Testschritten zu ermitteln, wurden diese gegeneinander auf Signifikanz getestet. Um die Anwendbarkeit des Wilcoxon Signed Ranks Test zu prüfen wurde für jede Testung a priori ein Friedman Test durchgeführt. Das Signifikanzniveau für den Wilcoxon Signed Ranks Test wurde im Vorfeld auf $\alpha = 0,05$ festgelegt. Zusätzlich wurde eine Korrelation zwischen Knochendichte und Alter zum maximalen Bewegungsumfang (ROM) bzw. neutraler Zone (NZ) mit Hilfe des Spearman Tests untersucht (SPSS 12.0 für Windows).

Da bei der statistischen Auswertung multipel getestet wurde, können die errechneten p-Werte nur unter Vorbehalt angegeben und lediglich zur explorativen Datenanalyse verwendet werden. Die Ergebnisse erlauben die Aufstellung einer Hypothese über die Änderung der ROM in Abhängigkeit der Läsionen und Instrumentierungen.

5.3.1 Signifikanzen und Mediane Winkeländerungen (ROM)

Im Folgenden werden die Messergebnisse der Bewegungsanalyse für die ROM für die einzelnen Bewegungsrichtungen separat besprochen. Eine Übersicht über die Signifikanzen zwischen den verschiedenen Testschritten ist Tabelle 2.1 zu entnehmen.

ROM	Flexion/Extension					
Testschritte	1-2	1-3	1-4	2-3	2-4	3-4
p-Wert	0,043*	0,043*	0,043*	0,080t	0,043*	0,043*
ROM	Seitneigung					
Testschritte	1-2	1-3	1-4	2-3	2-4	3-4
p-Wert	0,043*	0,043*	0,043*	0,500	0,500	0,043*
ROM	Torsion					
Testschritte	1-2	1-3	1-4	2-3	2-4	3-4
p-Wert	0,043*	0,043*	0,080t	0,043*	0,043*	0,043*

Tabelle 5.2 P-Werte (exakte Signifikanz, 2-seitig) der ROM; signifikante Ergebnisse sind mit * gekennzeichnet, Tendenzen mit t

Flexion/Extension

Für die Bewegungen in der Sagittalebene ist die mediane bisegmentale Winkeländerung im nativen (Schritt 1) Gesamtpräparat (L1-L3) am höchsten. Die Flexion weist einen Median von 6,45° auf, hingegen zeigt die Extension eine maximale ROM von 5,05°. Durch die alleinige dorsale Stabilisierung mit Implantation eines Wirbelkörperersatzes (Schritt 2) wird die maximale ROM signifikant reduziert ($p = 0,043$), ein signifikanter Unterschied zwischen Flexion und Extension ($p > 0,05$) kann ab diesem Schritt nicht mehr festgestellt werden. Durch die zusätzliche dorsale Verstrebung zeigt sich eine Tendenz zu einer erhöhten Gesamt-ROM ($p = 0,080$). Im nächsten Testschritt (Schritt 4) kann durch die ventrale Stabilisierung eine weitere signifikante Verringerung der Gesamt ROM verzeichnet werden. Im Vergleich zum Nativpräparat ist durch alle Stabilisierungsschritte eine signifikante Verringerung der Gesamt-ROM aufgetreten. Die separate Auswertung der einzelnen Segmente (L1-L2 und L2-L3) wies keine abweichenden Ergebnisse auf (s. Tabelle 5.2 und Abbildung 5.5).

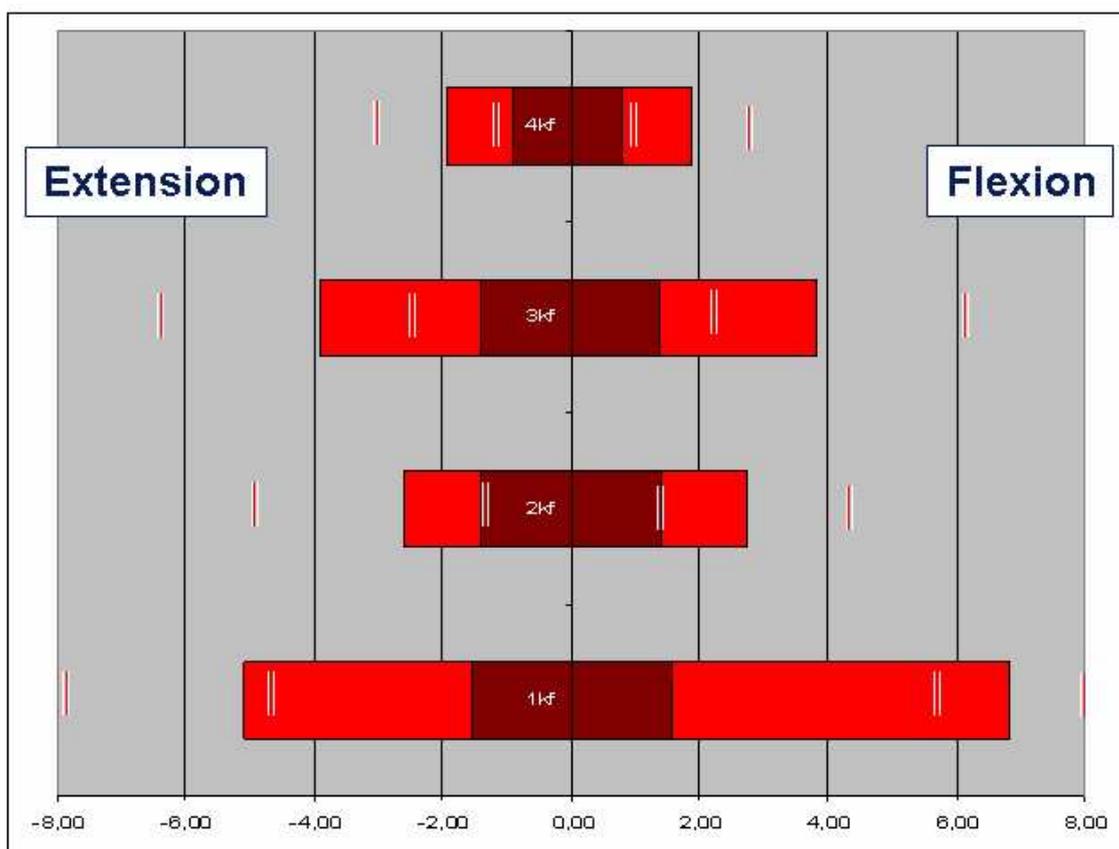


Abbildung 5.5 Maximale Bewegung und neutrale Zone (Median) in den einzelnen Testschritten der Sagittalebene mit Angabe der Maxima und Minima

Seitneigung

Die Belastung in der Frontalebene zeigte beim nativen Präparat (Schritt 1) in der bisegmentalen Auswertung keinen signifikanten Seitenunterschied bei medianen Werten von $12,07^\circ$ links und $11,68^\circ$ rechts. Durch die dorsale Instrumentierung (Schritt 2) wurde eine signifikante Reduktion der maximalen Gesamt-ROM um über 90 % erzielt auf $1,15^\circ$ links und $0,93^\circ$ rechts erzielt. Zwischen dem zweiten und dritten Untersuchungsschritt konnte nach Anbringen der Querverstrebung bei eine nicht signifikante Erhöhung der ROM um 10% ($p = 0,500$) festgestellt werden. Die Datenerhebung der kombinierten dorso-ventralen Stabilisierung (Schritt 4) zeigte dann aber eine signifikante Verringerung der ROM ($p = 0,043$). Im Seitenvergleich wies die rechte instrumentierte Seite eine Tendenz zu einer geringeren Seitneigung auf ($p = 0,080$). Zwischen Schritt 2 und 4 konnte keine signifikante Veränderung nachgewiesen werden.

Im Vergleich zum Nativpräparat ist durch alle Stabilisierungsschritte eine signifikante Verringerung der Gesamt-ROM aufgetreten. Die separate Auswertung der einzelnen Segmente (L1-L2 und L2-L3) wies keine abweichenden Ergebnisse auf (s. Tabelle 5.2 und Abbildung 5.6).

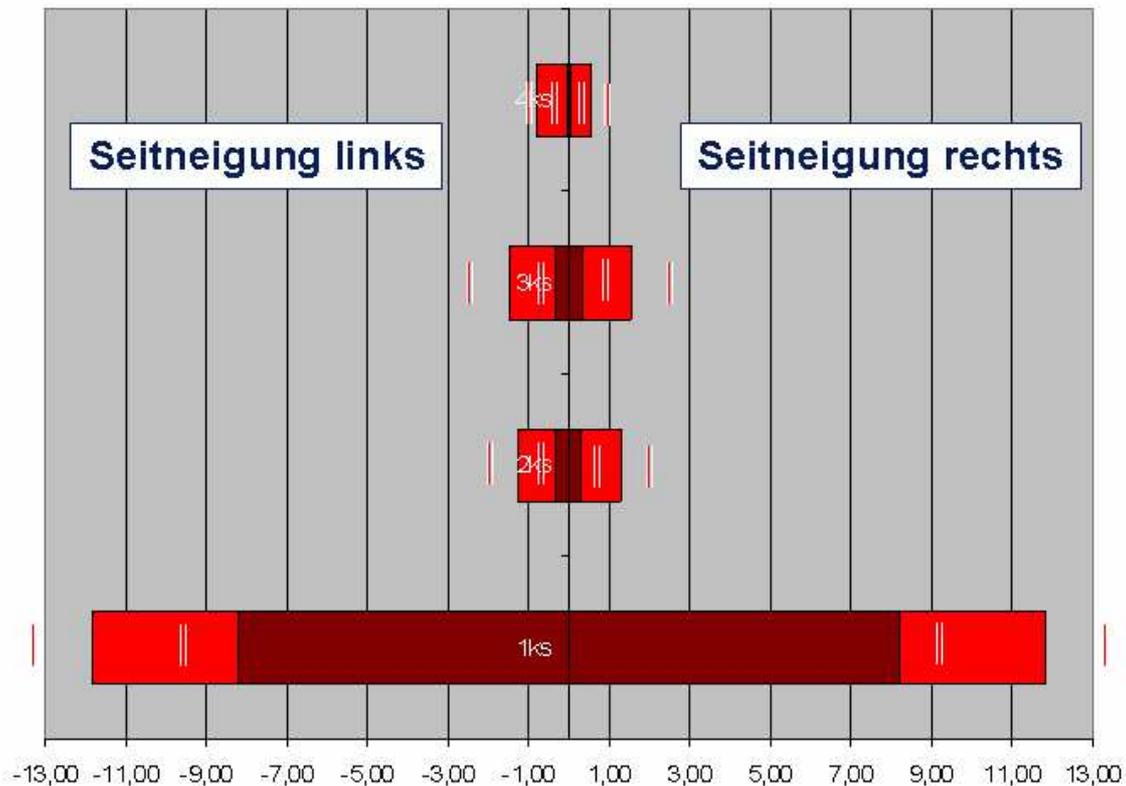


Abbildung 5.6 Maximale Bewegung und neutrale Zone (Median) in den einzelnen Testschritten der Frontalebene mit Angabe der Maxima und Minima

Torsion

Durch die reine dorsale Stabilisierung nach Korporektomie und Wirbelkörperersatz (Schritt 2) kam es zu einer signifikanten Erhöhung der Gesamt ROM in Rotationsrichtung um 140% zum nativen Präparat (Schritt 1). Diese konnte jedoch durch die zusätzliche dorsale Querverstrebung (Schritt 3) signifikant verringert werden ($p = 0,043$) bei einer Reduktion der medianen Gesamt-ROM von 17 %. Die zusätzliche ventrale Instrumentierung mit dem MACs Implantat (Schritt 4) erzielte eine weitere signifikante Verringerung der Gesamt-ROM, wobei zwischen Schritt 1 (nativ) und Schritt 4 kein signifikanter Unterschied sondern lediglich eine Tendenz bei $p = 0,080$ nachgewiesen werden konnte. In den Schritten 1 bis 3 zeigte sich kein Unterschied zwischen den beiden Rotationsrichtungen. Nach der ventralen Stabilisierung (Schritt 4) war eine reduzierte Rotation mit dem Uhrzeigersinn zu verzeichnen. Im Vergleich zur Gegenseite betrug die Reduktion 18%, jedoch konnte keine Signifikanz nachgewiesen werden ($p = 0,080$). Die monosegmentale Analyse zeigte im Vergleich der beiden Bewegungssegmente keine Abweichungen (s. Abbildung 5.7).

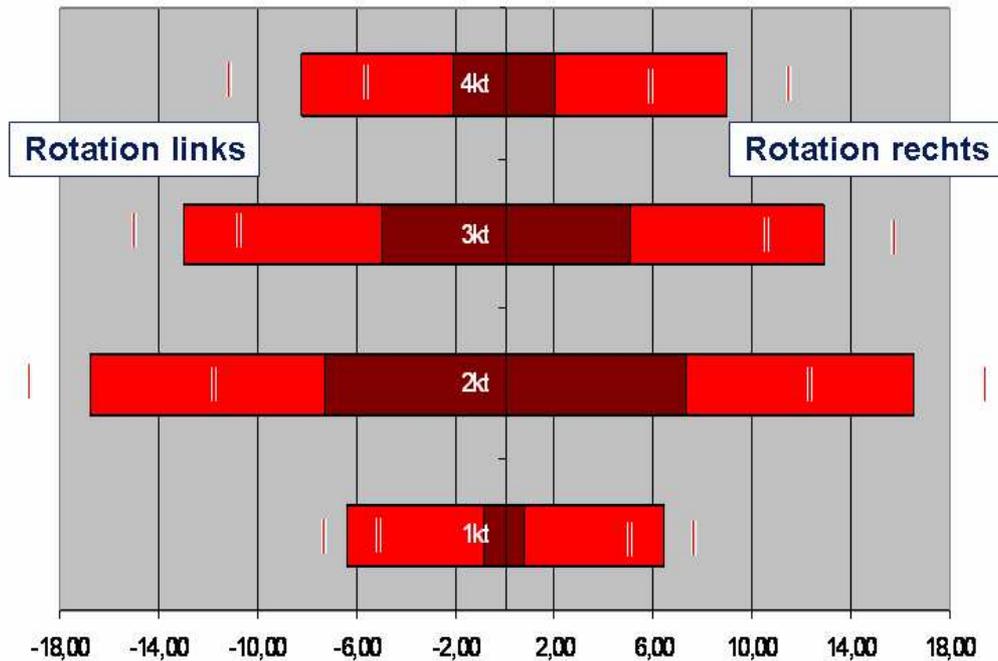


Abbildung 5.7 Maximale Bewegung und neutrale Zone (Median) in den einzelnen Testschritten der Transversalebene mit Angabe der Maxima und Minima

5.3.2 Veränderungen der Hystereseigenschaften (NZ)

Eine Veränderung der Hystereseigenschaften wurde aus den mit SIMI Motion errechneten Kurven anhand der Werte für die neutrale Zone extrahiert und dokumentiert. Die NZ schließt definitionsgemäß den Bereich ein in dem auf Grund der biomechanischen Eigenschaften trotz minimaler Momentbelastung eine Winkeländerung zwischen den Wirbelkörpern stattfindet. Graphisch lässt sie sich als der Bereich zwischen den beiden Schnittpunkten der Hystereseurve mit der Ordinate definieren. Ebenso ist das Ablesen aus dem Diagramm des Momentenverlaufs möglich, hierbei handelt es sich um die horizontale verlaufende Strecke zwischen zwei Maxima. Als Beispiel zeigt Abbildung 5.8 den Kurvenverlauf aller vier Schritte für die Seitneigung.

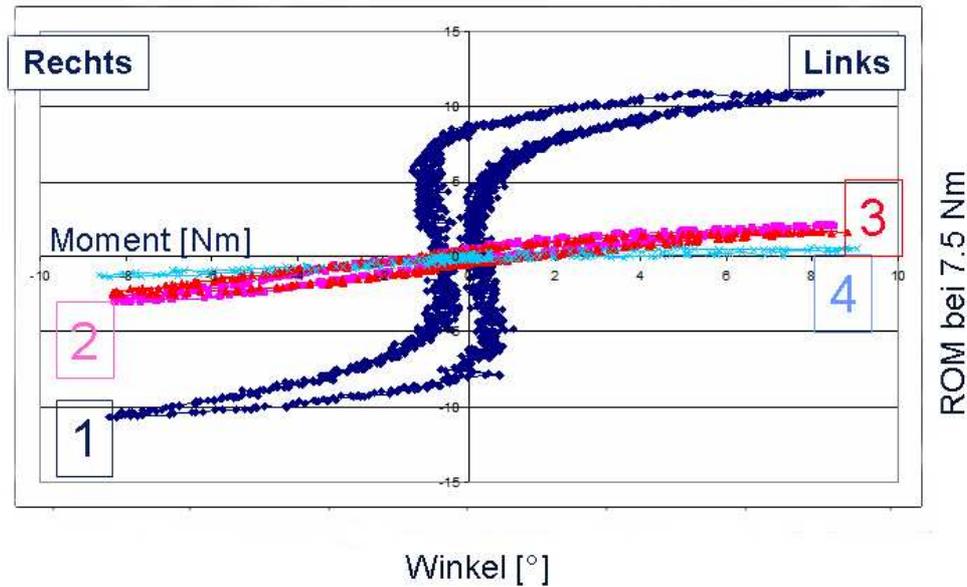


Abbildung 5.8 Hysteresekurven der einzelnen Testschritte (1-4): Seitneigung rechts und links - Präparat I

Flexion/Extension

Durch die dorsale Stabilisierung (Schritt 2 und 3) wurde eine geringgradige Verringerung der NZ gesamt gezeigt jedoch lag zwischen dem nativen Zustand und den beiden Testreihen sowie untereinander keine signifikante Veränderung vor. Durch die ventrale Stabilisierung (Schritt 4) kam es im Vergleich zu nativ (Schritt 1) zu einer signifikanten Reduktion der NZ gesamt um 35% bei $p = 0,043$. Ebenso zeigte sich eine signifikante Reduktion zu Schritt 2 und 3. Eine signifikante Seitendifferenz zwischen Flexion und Extension konnte nicht festgestellt werden. Die monosegmentale Untersuchung zeigte im Vergleich zur bisegmentalen Situation keine Abweichungen (s. Tabelle 5.3 und Abbildung 5.7).

Seitneigung

Im Vergleich zum nativen Präparat wurde die NZ gesamt durch die alleinige dorsale Stabilisierung mit dem WSI Implantat und Wirbelkörperersatz (Schritt 2) signifikant um 90% verringert. Zwischen Schritt 2 und 3 fand eine geringe weitere jedoch nicht signifikante Reduktion 8% statt. Die zusätzliche ventrale Stabilisierung durch das MACs Implantat erzielte eine signifikante Verringerung um 40% bei $p = 0,043$. Ein signifikanter Seitenunterschied wurde bei der NZ nicht festgestellt. Ebenso wies die monosegmentale Betrachtung keine signifikanten Unterschiede zur bisegmentalen Untersuchung auf (s. Tabelle 5.3 und Abbildung 5.6).

Torsion

Im Rahmen der Korporektomie und der dorsalen Stabilisierung mit Wirbelkörperersatz (Schritt 2) wurde das Präparat im Vergleich zu nativ (Schritt 1) signifikant laxer bei einer Zunahme der NZ gesamt von 500%. Durch das Anbringen der dorsalen Querverbindung (Schritt 3) konnte eine signifikante Reduktion der NZ gesamt um 27% erzielt werden. Im nächsten Schritt, der ventralen Stabilisierung

wurde eine weitere Reduktion der Laxität erreicht, jedoch handelte es sich hierbei nur um eine Tendenz bei $p = 0,080$. Zwischen dem nativen Präparat (Schritt 1) und der dorso-ventralen Stabilisierung (Schritt 4) lag noch ein signifikanter Unterschied ($p = 0,043$), das instrumentierte Präparat stellte sich 2,5-fach laxer als das native Präparat dar. Es wurde ebenso kein signifikanter Seitenunterschied der NZ festgestellt. Die monosegmentale Betrachtung wies keine signifikanten Unterschiede zur bisegmentalen Untersuchung auf (s. Tabelle 5.3 und Abbildung 5.7).

NZ	Flexion/Extension					
Testschritte	1-2	1-3	1-4	2-3	2-4	3-4
p-Wert	0,225	0,500	0,043*	0,225	0,043*	0,043*
NZ	Seitneigung					
Testschritte	1-2	1-3	1-4	2-3	2-4	3-4
p-Wert	0,043*	0,043*	0,043*	0,500	0,043*	0,043*
NZ	Torsion					
Testschritte	1-2	1-3	1-4	2-3	2-4	3-4
p-Wert	0,043*	0,043*	0,043*	0,043*	0,043*	0,080t

Tabelle 5.3 P-Werte (exakte Signifikanz, 2-seitig) der NZ; signifikante Ergebnisse sind mit * gekennzeichnet, Tendenzen mit t

5.3.3 Korrelation mit Knochendichte und Alter

Die totale Knochendichte (L1-L3) wurde mit der gesamten ROM sowie der neutralen Zone (NZ) korreliert. Bei einem festgelegten Signifikanzkoeffizienten von $\alpha=0,05$ liegt ab einem Betrag des Korrelationskoeffizienten von $> 0,850$ eine signifikante Korrelation vor.

In den Bewegungen der sagittalen und der transversalen Ebene konnte keine signifikante Korrelation festgestellt werden. Im Gegensatz dazu zeigte die ROM der Rotationsbewegung in allen 4 Instrumentierungsschritten eine signifikante Korrelation mit der Knochendichte. Die NZ korrelierte nur bei singulärer dorsaler Stabilisierung mit Wirbelkörperersatz (Schritt 2) bei einem Korrelationskoeffizienten von $-1,000$ (s. Tabelle 5.4).

BMD total [g/cm ²]	Flexion/Extension			
Testschritte	1	2	3	4
Korrelationskoeff. ROM	0,086	-0,500	-0,410	-0,600
Korrelationskoeff. NZ	-0,029	-0,600	-0,410	-0,800
BMD total [g/cm ²]	Seitneigung			
Testschritte	1	2	3	4
Korrelationskoeff. ROM	-0,029	-0,100	-0,300	0,700
Korrelationskoeff. NZ	-0,029	-0,100	-0,300	0,700
BMD total [g/cm ²]	Torsion			
Testschritte	1	2	3	4
Korrelationskoeff. ROM	-0,886*	-1,000**	-0,900*	-0,900*
Korrelationskoeff. NZ	-0,257	-1,000**	-0,300	-0,200

Tabelle 5.4 Übersicht der Korrelation von Knochendichte (BMD gesamt [g/cm²]) zu ROM gesamt und NZ gesamt (* Signifikanzlevel bei 0,05, ** Signifikanzlevel bei 0,01)

In einem weiteren Auswertungsschritt wurde eine Korrelation zwischen dem Alter der Spendertiere mit der gesamten ROM sowie der neutralen Zone (NZ) untersucht. Die einzige signifikante Korrelation konnte in Flexion/Extension für die dorsale Stabilisierung mit Querverstrebung für die ROM sowie die NZ bei einem Korrelationskoeffizienten von -1,000 bzw. -0,975 festgestellt werden. Die ROM und NZ in Seitneigung und Torsion zeigten keine signifikanten Korrelationen (s. Tabelle 5.5).

Alter [Wo]	Flexion/Extension			
Testschritte	1	2	3	4
Korrelationskoeff. ROM	-0,464	0,462	-1,000**	-0,205
Korrelationskoeff. NZ	0,116	-0,205	-0,975**	-0,359
Alter [Wo]	Seitneigung			
Testschritte	1	2	3	4
Korrelationskoeff. ROM	-0,058	0,821	0,667	0,051
Korrelationskoeff. NZ	-0,058	0,821	0,667	0,308
Alter [Wo]	Torsion			
Testschritte	1	2	3	4
Korrelationskoeff. ROM	-0,058	-0,410	-0,103	-0,103
Korrelationskoeff. NZ	-0,319	-0,410	-0,154	0,103

Tabelle 5.5 Übersicht der Korrelation vom Alter der bovinen Spendertiere [Wo] zur ROM gesamt und NZ gesamt (* Signifikanzlevel bei 0,05, ** Signifikanzlevel bei 0,01)

Zusammenfassung der Ergebnisse

- Aufgrund von einem **Versagen von zwei Präparaten** konnten nur 5 Präparate über den gesamten Testablauf dokumentiert werden (s. Kap.5.3).
- In der statischen Flexionsbelastung zur Untersuchung des Einflusses von **Einfrieren** und Auftauen der Präparate zeigte sich nach einem Tiefkühlintervall eine Reduktion der ROM um 30% und nach dem zweiten um weitere 40%.
- Die biomechanische Untersuchung des Effektes der **Querverstrebung** ohne Präparat zeigte keine signifikanten Unterschiede in Flexion/Extension und Seitneigung, jedoch wurde eine signifikante Reduktion der ROM in Torsion um 89,4% erzielt.
- Die dorsale Stabilisierung nach Korporektomie und Wirbelkörperersatz. (Schritt 2) verringerte die ROM gesamt in **Flexion/Extension** signifikant. Schritt 3 zeigte eine statistische Tendenz zur ROM Zunahme. Die signifikant geringste ROM gesamt wies die kombinierte dorso-ventrale Stabilisierung (Schritt 4) auf. Die NZ gesamt zeigte erst durch die ventrale Instrumentierung (Schritt 4) eine signifikante Reduktion.
- Durch die dorsale Stabilisierung (Schritt 2) wurde die ROM gesamt der **Seitneigung** signifikant um 90% reduziert. Eine weitere signifikante Reduktion der ROM gesamt sowie der NZ gesamt wird erst durch die zusätzliche ventrale Stabilisierung (Schritt 4) erreicht.
- Im Vergleich zum nativen Präparat zeigen die Schritte 2 und 3 bei **Torsion** eine signifikant erhöhte ROM gesamt, zu Schritt 4 liegt nur noch eine tendenziell erhöhte ROM gesamt vor. Durch die Verwendung der Querverstrebung (Schritt 3) wurde die ROM gesamt im Vergleich zur alleinigen dorsalen Stabilisierung (Schritt 2) signifikant um 32,8% gesenkt. Jedoch konnte mittels dorso-ventraler Stabilisierung (Schritt 4) eine weitere signifikante Reduktion erzielt werden. Die NZ zeigte für alle Schritte eine signifikante Veränderung, lediglich zwischen 3 und 4 war nur eine Tendenz zur Reduktion auszumachen.
- Im Korporektomiemodell (Schritte 2-4) wurden keine **Unterschiede von bi- zu monosegmentaler Untersuchung** nachgewiesen
- Der **Seitenvergleich** zeigte nativ für Flexion und Extension signifikante Unterschiede, nach Instrumentierung wurden diese nicht mehr beobachtet. Die Seitneigung zeigt zur Seite des ventralen Implantats in Schritt 4 eine nicht signifikante Reduktion der ROM im Seitenvergleich.
- Es wurde keine Korrelation zwischen dem **Alter der Spenderkälber** und der maximalen Gesamt-ROM sowie der NZ festgestellt.
- Eine verminderte **Knochendichte** (BMD total) zeigte eine signifikante Korrelation zur erhöhten ROM gesamt bei Rotationsbewegungen in allen 4 Testschritten (s. Tabelle 5.5).

6 Diskussion

6.1 Biomechanische Untersuchungen an der Wirbelsäule

Die Biomechanik der Wirbelsäule wird in Form von in-vivo und in-vitro Versuchen sowie in mathematischen Modellrechnungen untersucht, wobei eine Erfassung von physiologischen Lastsituationen nur bei in vivo Messungen erfolgen kann. Aufgrund von ethischen und technischen Prinzipien sind jedoch die Möglichkeiten der in vivo Versuche eingeschränkt, so dass biomechanische Untersuchungsergebnisse hauptsächlich auf Daten aus in-vitro Versuchen beruhen.

6.1.1 Übersicht über biomechanische Untersuchungsmethoden der Wirbelsäule

Aktuell wird ein breites Spektrum von biomechanischen in-vitro Versuchen durchgeführt, von denen aber kein Aufbau die enorme Komplexität der in-vivo Belastung der humanen Wirbelsäule exakt simulieren kann [Wilke 1998 S. 148].

Der Beginn der biomechanischen Untersuchungen kann auf das frühe 19. Jahrhundert datiert werden, als Weber 1827 Daten über die in-vitro Beweglichkeit der Wirbelsäule veröffentlichte. Im Jahre 1876 untersuchte Rauber die Festigkeit von Wirbelkörper (Spongiosa und Kortex), darauf folgte 1880 eine Veröffentlichung von Messerer (S. 3-5, S. 31-32), der mit Hilfe einer Druckprüfmaschine die Festigkeit der Wirbelsäule untersuchte [Knoeller 2000 S. 2840].

Die Möglichkeiten biomechanischer Testungen sind vielfältig und reichen von Schraubenausreißversuchen, Kompressionsversuchen, Druckmessungen in der Bandscheibe, Untersuchungen des Kriechverhaltens anatomischer Strukturen bis hin zur Bewegungsanalyse unter Belastung.

Besonders im Bereich der Bewegungsanalyse werden die Untersuchungen unter äußerst unterschiedlichen Voraussetzungen durchgeführt. Um vergleichbare Ergebnisse zu erhalten, wurden 1998 von Wilke et. al (S. 148-154) standardisierte Testkriterien festgelegt.

Bereits die Wahl der Präparate bereitet Probleme, da humane Wirbelsäulen in den meisten Fällen nur in fortgeschrittenem Alter verfügbar sind. Diese sind häufig degenerativ verändert und ihre biomechanischen Eigenschaften sind negativ beeinflusst. Zudem bilden sie durch starke interindividuelle Unterschiede ein inhomogenes Kollektiv. Im klinischen Alltag dagegen erfolgt insbesondere bei instabilen Frakturen die Implantation bei Patienten mit degenerativ unveränderter Wirbelsäule. Um nun eine klinische Vergleichbarkeit gewährleisten zu können, wurden anatomische Studien an verschiedenen Tier-Spezies unternommen, um geeigneten biomechanisch vergleichbaren Ersatz zu finden. Neben Kalbswirbelsäulen [Swartz 1991 S. 1067, Wilke 1996 S. 502, Wilke 1997b S. 129], wurden zudem Schafs- [Wilke 1997c S. 2365], Hunde- [Zimmermann 1992 S. 219], Reh- [Kumar 2000 S. 198] und Schweinewirbelsäulen [Gurwitz 1993 S. 977-978] auf ihre biomechanischen Eigenschaften getestet. Die größten Übereinstimmungen in Größe, anatomischer Morphologie und Knochendichte wurden bei Kälbern im Alter von 6-8 Wochen festgestellt [Cotterill 1986 S. 299, Wittenberg 1991 S. 650]. Aufgrund dessen ist die biomechanische Testung an Kalbswirbelsäulen, neben den humanen Präparaten, am weitesten verbreitet [Gurr 1988 S. 681-682, Harris 1996 S. 1488].

	ohne Muskelkraftsimulation			mit Muskelkraftsimulation	In Vivo
	monosegmental	Bisegmental	polysegmental	polysegmental.	
Human	1978: Lin (S. 41-45) 1987: Edwards (S. 35-36) 1991: Janevic (S. 228) 1998: Kääb (S. 1216) 2000: Crompton (S. 1559)	1992: Oxland (S. 573) 1994b: Panjabi (S. 578) 1993: Nolte (S. 21) 1995: Steffen (S. 131) 1999: Kanayama (S. 446) 2001: Oda (S. 2330) 2002: Vahldiek (S. 509) 2004: Khodadadyan (S. 695) 2005: Schreiber (S. 201) 2007: Bence (S. 814)	1985: Goel (S. 544-545) 1987: Guyer (S. 569) 1988: Ferguson (S. 453-454) 1989: Abumi (S. 1250) 1994a: Panjabi (S. 414) 1994: Shono (S. 1712) 1995: Weinhoffer (S. 527) 1997: Cunningham (S. 2656) 1999b: Bastian (S. 716)	1995: Wilke (S. 192)	1999: Wilke (S. 760) 2000: Rohlmann (S. 2982) 2007: Rohlmann (S. 581)
Bovin	1992: Zimmermann (S. 213) 1997: Lim (S. 262) 2005: Flamme (S. E353)	1987: Farcy (S. 877-878) 1988: Gurr (S. 1183-1184) 1993: Heller (S. 18-20) 1995: MacMillan (S. 57-58) 1997: Wilke (S. 2365) 2001b: Wilke (S. 610-611) 2003: Schreiber (S. 239)	2004: An (S. 257-258)	1992: Wittenberg (S. 122)	2006: Huang (S. 649)
Canin					2002: Itoh (S. 3920)

Tabelle 6.1 Übersicht über biomechanische Untersuchungen der thorakolumbalen Wirbelsäule

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde aufgrund der guten Vergleichbarkeit, der geringen interindividuellen Unterschiede und der geringeren Kosten für die Präparate auf das bovine Modell der thorakolumbalen Wirbelsäule zurückgegriffen, jedoch gestaltete sich die Beschaffung der Präparate als schwierig, da eine Schlachtung im Regelfall erst im fortgeschrittenen Alter durchgeführt wird. Aus diesem Grund wurden in anderen Arbeiten teilweise ältere Kälber verwendet, als in der Arbeit von **Cottrell et al.** 1986 (S. 299) beschrieben (**Flamme** 2005 S. E354, **Wilke** 2001b S. 610). Mit einem Durchschnittsalter von 9,1 Wochen lagen die in dieser Untersuchung verwendeten Präparate nahe dem in der Literatur beschriebenen Altersbereich.

Im Hinblick auf den detaillierten Testaufbau findet sich in der Literatur eine große Diversität (s. Tabelle 6.1). Aufgrund der Fragestellung mit Wirbelkörperersatz und bisegmentaler Stabilisierung hat sich für die vorliegende Arbeit eine bisegmentale Messung angeboten. Von Seiten der Belastung wurden, um eine bessere Vergleichbarkeit zu gewährleisten die Richtlinien zur biomechanischen Testung von **Wilke et al.** (1998 S. 149-152) eingehalten.

Um der Komplexität der Biomechanik weiter gerecht zu werden wurden in den Arbeiten von **Wilke et al.** (1994 S. 92-94) und **Wittenberg et al.** (1992 S.123-124) Muskelkraftvektoren durch Seilzüge simuliert. Jedoch wurde in der vorliegenden Arbeit zur Vereinfachung des Modells und um eine Vergleichbarkeit mit der aktuellen Literatur auf eine Muskelvektorsimulation verzichtet.

Zur singulären Testung von Implantaten werden auch Versuche an künstlichen Wirbelmodellen wie zum Beispiel im Korpektomiemodell (ISO/DIS 12189-2) zur Langzeitbelastung (5×10^6 Zyklen) durchgeführt. Hierbei lassen sich jedoch nur Aussagen über die Dauerfestigkeit der Implantate treffen, so dass die Untersuchungen als Modell für die komplexen Eigenschaften der humanen Wirbelsäule nicht geeignet ist.

Eine weitere Möglichkeit besteht in mathematischen Modellrechnungen so genannte Finite Elemente Berechnungen. Anhand der Eigenschaften der einzelnen Gewebe und der der Implantate kann somit die Belastungsübertragung zum Beispiel beim Wirbelkörperersatz errechnet werden [**Rohmann** 2002 S. 506].

6.1.2 Modellcharakter und Übertragbarkeit biomechanischer Untersuchungen

Zur Prüfung der Übertragbarkeit biomechanischer Versuche und der Erhebung der physiologischen Belastungssituationen wurde in vivo Versuche mit intradiskalen Druckaufnehmern [**Wilke** 1999 S. 756-757], modifiziertem Fixateur interne [**Rohmann** 2000 S. 2983-295] und modifiziertem Wirbelkörperersatzimplantat [**Rohmann** 2007 S. 584] zur Ermittlung post-operativer Belastungssituationen durchgeführt. Die Interpretation der Ergebnisse hat immer in Abhängigkeit von den gewählten Versuchsbedingungen zu erfolgen. Messungen an Implantaten [**Rohmann** 2000 S. 2983-295, 2007 S. 584] erlauben nur Aussagen über die post-operative Situation und damit die veränderte Physiologie der Wirbelsäule. Druckmessungen innerhalb der Bandscheiben [**Nachemson** 1964 S. 1077-1087, 1966b S. 108-117, **Wilke** 1999 S. 757-759] liefern lediglich Daten über die Druckverhältnisse innerhalb des jeweiligen Bewegungssegmentes. Die Bestimmung der intraabdominal auftretenden Drücke gibt ebenfalls nur Hinweise auf die Belastungssituation [**Davis** 1981 S. 90-91].

In-vivo Untersuchungen stellen die einzige Möglichkeit dar um exakte Daten über die physiologische Belastungssituation zu erhalten. Jedoch sind diese Studien aufgrund geringer Probandenzahlen und somit großer interindividueller Unterschiede kritisch zu betrachten.

Die humane Wirbelsäule weist multifaktorielle Einflüsse in der physiologischen Lastsituation auf. Somit ist eine Reproduktion häufig nur durch eine Reproduktion auf vereinfachte Modelle möglich.

Bei der Durchführung biomechanischer in-vitro Versuche stehen tierische und humane Präparate zur Verfügung, die auf ossäre und ligamentäre Strukturen reduziert sind und im Regelfall ohne Muskelsimulation getestet werden (Tabelle 6.3). Der Vorteil der humanen Präparate liegt in der besseren Vergleichbarkeit der Anatomie und der Biomechanik, jedoch sind sie häufig schwer zu erhalten und weisen große interindividuelle Unterschiede beim Grad der degenerativen Veränderungen auf. Die leichtere Verfügbarkeit, das geringere Infektionsrisiko und die geringeren interindividuellen Unterschiede stellen die Vorteile der tierischen Präparate dar.

Im Rahmen dieser Versuche besteht die Möglichkeit zur mono-, bi- oder polysegmentalen Testung. Die Durchtrennung der Ligg. longitudinalis anterior und posterior sowie der Ligg. supraspinalia mit konsekutiver Reduktion der Stabilität stellt einen Kritikpunkt der Testung kurzstreckiger Wirbelsäulenabschnitte dar. Bei polysegmentalen Untersuchungen hingegen ist eine Kompensation durch angrenzende Segmente zu beachten und die Präparate erweisen sich insgesamt als instabiler [Wilke 1996 S. 50-51].

Es werden in der Literatur unten stehende Belastungen beschrieben:

- reine Momente ohne Muskelkraftsimulation
- kombinierte Moment und statische oder dynamische Axiallast
- Moment-, Axial-, und Scherbelastung
- Momentbelastung mit Simulation auftretender Muskelkräfte

Da die Simulation von physiologischen Muskelkräften in vitro auf Grund der bereits erwähnten Komplexität schwierig zu realisieren ist, sind in der Literatur meistens Modelle ohne Muskelkraftsimulation angegeben. In der biomechanischen Wirbelsäulentestung werden die Bewegungsumfänge der instrumentierten Segmente mit den intakten Präparaten in den Hauptbewegungsrichtungen verglichen. Es ergeben sich Flexion/Extension in der Sagittalebene, Lateralflexion nach rechts und links in der Frontalebene und axiale Rotation nach rechts und links in der Transversalebene.

Es ist auf die Auswahl der Segmenthöhe zu achten, da sich hieraus signifikante Unterschiede der Bewegungscharakteristika ergeben [Wilke 1998 S. 151-152]. Neben der Segmenthöhe zeigt die Größe der Momente einen erheblichen Einfluss auf die maximale ROM. In der Literatur sind Werte zwischen 1 und 10 Nm beschrieben (s. Tabelle 6.3) [Wilke 1998 S. 153].

Die Ergebnisse der in vitro Untersuchungen hängen von der Qualität und der Behandlung der verwendeten Präparate ab. Durch osteoporotische Veränderungen werden die biomechanischen Eigenschaften signifikant beeinflusst, daher ist Einschätzung der Knochenqualität mittels DEXA oder quantitativer CT vor Durchführung der Versuche unbedingt notwendig [Schwitalle 1997 S. 220].

Bei der Präparation sind Läsionen des Anulus fibrosus und der Bandstrukturen auszuschließen um unter Erhalt dieser Strukturen die Resektion der muskulären Anteile durchzuführen. Die Auswirkung des Einfrierens sind an anderer Stelle detailliert beschrieben (s. Kapitel 4.5.1 und 6.3.1).

Bei standardisierter Behandlung aller Präparate kann ein zusätzlicher, iatrogen ausgelöster, interindividueller Unterschied nicht ausgeschlossen werden.

In vitro Versuche stellen immer nur eine Annäherung an die physiologischen Verhältnisse dar. Um verwertbare Aussagen treffen zu können, müssen Simulationen diese Annäherung an die tatsächlichen Bedingungen möglichst gut erfassen. Da die unterschiedlichen Parameter mit einander interferieren, kann durch gezieltes Ausschalten der Einflussgrößen die Aussagekraft der Versuche erhöht werden.

Für die in vitro Modelle bei Wirbelsäulenuntersuchungen sind in der Literatur folgende Vereinfachungen beschrieben worden:

- Herauslösen aus dem Gesamtsystem (Mensch) → mono-, bi-, und polysegmentale Präparate
- nur ossäre und disco-ligamentäre Strukturen werden erhalten
- zwangsfreie Fixierung der Präparate
- keine Simulation von Muskelkräften
- Bewegungen sind auf die Hauptbewegungsrichtungen reduziert
- Belastungen sind innerhalb einer Versuchsreihe immer identisch
- reine Momente oder Kombination mit axialer Belastung
- Setzen reproduzierbarer Defekte (z.B. standardisierte Korpektomie)

In den aktuellen Arbeiten wird die Belastung mit reinen Momenten durchgeführt, um eine gleichmäßige Belastung aller Wirbelsäulensegmente zu gewährleisten [Vahldiek 2002 S. 509-511, Wilke 1997b S. 150-152]. Zur Simulation des Körpergewichtes wird die Anlage einer axialen Vorkraft diskutiert [Knop 2001b S.987]. Der Vorteil der reinen Momenteinleitung besteht in der besseren Vergleichbarkeit der Ergebnisse verschiedener Untersucher, jedoch stellt eine axiale Belastungskomponente die physiologischere Situation dar. Die Schwierigkeit liegt jedoch darin, dass eine statische Vorlast axial zur Wirbelsäule eine Segmentversteifung bewirkt. Ist die Linie nicht axial ausgerichtet vergrößert sich die ROM, da zusätzliche Hebelmomente und Scherkräfte auftreten. Von Cripton et al. 2000 (S. 1568) wurde die Ausrichtung der Last axial zur Wirbelendplatte empfohlen, ob sich dieses Modell näher an der physiologischen Belastungssituation befindet, ist noch nicht geklärt. Eine signifikante Änderung der ROM aufgrund einer axialen Vorlast tritt erst bei Werten über 200 N auf [Cripton 2000 S. 1563].

In diesem Zusammenhang befassen sich aktuelle Arbeiten mit dem Begriff „follower load“, der eine axiale Vorlast der einzelnen Segmente senkrecht zum Bewegungssegment darstellt. Hiermit wird zusätzlich die Belastung und Stabilisierung durch die Kontraktion der kurzstreckigen intervertebralen Muskulatur berücksichtigt. In finite Elemente- und in-vitro Studien der LWS konnten die Arbeitsgruppe von Patwardhan und Renner (1999 S. 1007-1008, 2007 S. 1331) zeigen, dass durch intersegmentale „follower“ Vorlast von bis zu maximal 1200N die Beweglichkeit in allen drei Bewegungsrichtungen signifikant eingeschränkt wird. Mit Hilfe dieses komplexen Modells besteht die Möglichkeit, sich der physiologischen Belastungssituation zunehmend anzunähern.

6.2 Prüfstand

Für die Testung der Präparate wurde ein Prüfaufbau verwendet der zuvor von **Schreiber** et al (2001 S. S66) eigens konzipiert wurde.

Zu Kraftereinleitung wurde ein langer Hebelarm verwendet, um eine Testung mit nahezu reinen Momenten zu erzielen. Im aktuellen Prüfaufbau wurde dadurch eine axiale Kraft von ± 20 N appliziert, dadurch ergaben sich jedoch in Validierungsversuchen keine signifikanten Unterschiede der ROM.

Die Vorteile des Prüfaufbaus ergeben sich aus dem einfachen Einbau und Ausbau der Präparate und somit der kurzen Umbauzeit zwischen den einzelnen Schritten. Dadurch war auch eine optimale operative Versorgung zwischen den Testschritten möglich da das Präparat problemlos außerhalb des Prüfaufbaus instrumentiert werden konnte. Die variable Einsetzbarkeit des Prüfstandes in verschiedenen Segmenthöhen und bei mono-, bi- oder multisegmentalen Untersuchungen stellte einen weiteren Vorteil dar. Der Aufbau ermöglichte zudem die Kompensation des Eigengewichts der Prüfvorrichtung durch ein angebrachtes Gegengewicht und zeigte eine quasi reine Momentbelastung. Im Vergleich zu Infrarot- und Ultraschall-Bewegungsanalysen stellt sich das angewandte Verfahren sicherlich aufwendiger dar, jedoch ist die optische Nachvollziehbarkeit der Ergebnisse von großer Bedeutung. Zum Beispiel können im Gegensatz zu den Real-Time Verfahren eine langsame Implantatdislokation oder ein schleichendes Implantatversagen im Nachhinein an Hand der Messwerte dokumentiert und interpretiert werden.

Durch Standardisierung der Verfahren konnten Fehlerquellen minimiert werden, jedoch birgt ein biomechanisches Modell multifaktorielle Fehlerquellen. Diese sind in Tabelle 6.2 zusammengefasst und die Maßnahmen zur Fehlerminimierung sowie die Veränderungen zum ursprünglichen Testaufbau aufgelistet [**Schreiber** 2005 S. 198].

Art der Fehlerquelle	Maßnahmen zur Minimierung
Abweichung von Einbettung und Mittelpunktbestimmung	Standardisierung der Methode, digitale Mittelpunktbestimmung
Reproduktion der Lordose und der Präparathöhe nach WKE	Präoperative Abmessung und Fixierung der Position mittels Stativ
Kubusvermessung und Kalibrierung des Raumes	Standardisierung der Methode, zusätzliches Anbringen zweier Messkugeln
Positionsveränderungen der digitalen Videokameras	Standardisierte Winkel, Fixation auf Stativ, Auslösen der Kameras durch Fernbedienung
Nicht identische Nullstellung der Präparate im lastfreien Zustand	Optische und über die Kraftmessung kontrollierte Nullstellung
Manuelles Anfahren der maximalen Momentbelastungen	Automatisierung der Torsion durch Relais, aufmerksame Versuchsdurchführung
Genauigkeit der Winkelberechnung - Markergröße und Abstand (Strahlensatz)	Ersetzen der Stecknadeln durch 8 mm K-Drähte (kleinerer Kopf) mit definierter Länge (mind. 5 cm)

Tabelle 6.2 Übersicht über Prüfaufbau bedingte Fehlerquellen

Neben den Fehlern die durch den Prüfaufbau bedingt sind, stellen interindividuelle Unterschiede einen wesentlichen Einfluß auf die Messergebnisse dar. Im Bereich der Präparate wurden diese durch Messung der Knochendichte und Festlegung eines engen Altersintervalls minimiert. Zusätzlich wurde durch die operative Versorgung der Präparate durch einen erfahrenen Unfallchirurgen versucht interindividuelle Unterschiede die sich auf die ROM auswirken können zu minimieren.

Im Rahmen dieser Arbeit ist der Einfluss aller Faktoren, die sich auf die maximalen Bewegungsumfänge auswirken können, nicht abschätzbar. Unter dem Gesichtspunkt der im Modell vorhandenen Fehlerquellen, lassen sich die Ergebnisse nur als Annäherung an in vivo Verhältnisse interpretieren.

6.3 Bewertung der eigenen Ergebnisse

6.3.1 Einfluss des Einfrieren und Auftauens

Die zunehmende Reduktion der ROM in Flexion konnte auf die durch die Tiefkühlagerung verursachte Dehydrierung zurückgeführt werden. Es wurden zunehmende makroskopisch erkennbare Veränderungen der disko-ligamentären Strukturen beobachtet, insbesondere im Bereich zwischen den Proc. transversi. Das beobachtete helle Rot der Weichteile wandelte sich nach dem ersten Tiefkühlvorgang in einen Beige-Ton und verdunkelte zunehmend nach dem zweiten Intervall. Obwohl die Präparate durch Umwickeln mit feuchten Kompressen und Bestäuben mit isotoner Salzlösung feucht gehalten wurden, konnte dieser Effekt nicht verhindert werden, so dass ein Elastizitätsverlust der Weichteile eintrat.

Als Konsequenz der Versuchsergebnisse ist eine direkte Testung der frischen Präparate oder die Testung nach maximal einem Tiefkühlvorgang zu empfehlen, um somit eine Veränderung der biomechanischen Eigenschaften zu vermeiden.

Zudem ist zu Bedenken, dass sich eine Prüfungsserie über mehrere Stunden erstreckt und trotz optimaler Befeuchtung der Präparate im Rahmen der Testung eine Degeneration der Präparate durch die Belastung und die Dehydrierung nicht zu vermeiden ist. Um diesen Effekt vom Stabilisierungseffekt substrahieren zu können, müsste die Testung einer Vergleichsgruppe mit intakten Präparaten, die einen zeitlich identischen Versuchsverlauf durchlaufen durchgeführt werden. Dieser Messfehler wurde in der aktuellen Literatur noch nicht thematisiert, ist jedoch sicherlich nicht zu vernachlässigen. Jedoch würde der oben genannte Versuchsaufbau mit Test- und Kontrollgruppe für jeden biomechanischen Versuch einen deutlichen Mehraufwand an Präparaten und zeitlichem Aufwand bedeuten.

6.3.2 Biomechanische Implantattestung WSI

Es wurde eine signifikante Verringerung der ROM in Rotation für das in Epoxidharz eingebettete singuläre dorsale Implantat mit Querverstrebung im Vergleich zum Versuchsaufbau ohne Querverstrebung gezeigt. Im Vergleich mit den instrumentierten bovinen Präparaten fiel die Reduktion der ROM prozentual signifikant höher aus (s. Abbildung 6.1).

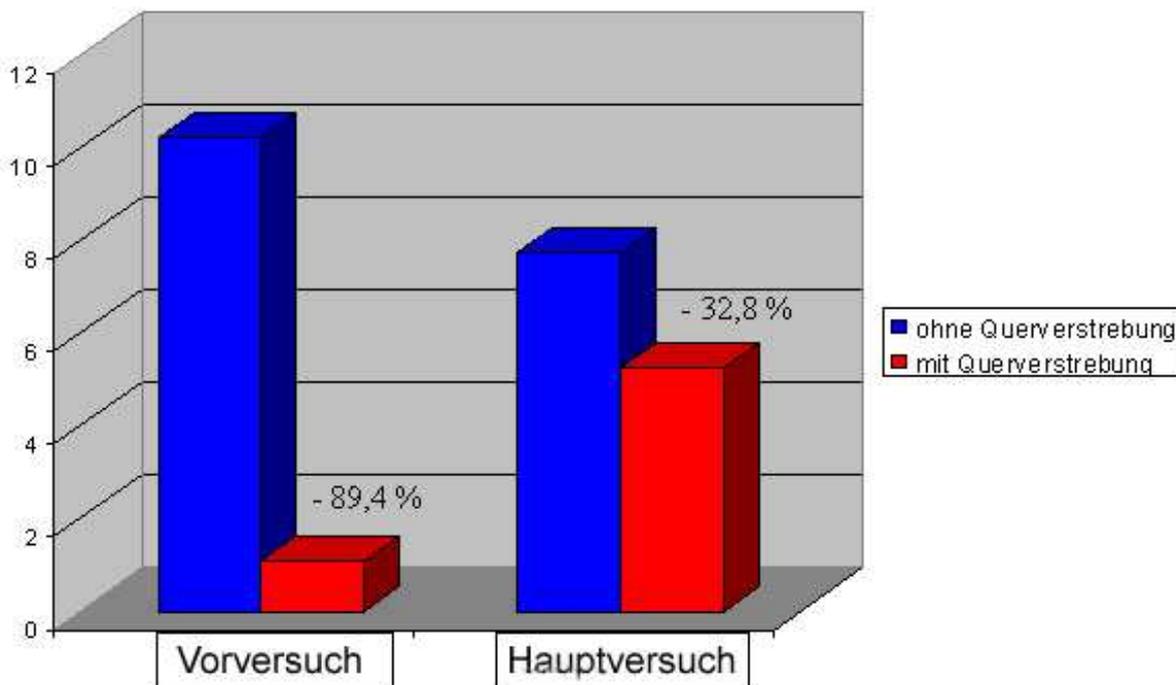


Abbildung 6.1 Vergleich der maximalen ROM (Ordinate) in Rotation (Vorversuch - bovines Kollektiv mit dorsaler Stabilisierung WSI mit Querverstrebung)

Dies kann auf das biomechanische Verhalten des bisegmentalen Präparates sowie die Rotationsinstabilität bei Korporektomie zurückgeführt werden. Zusätzlich spielt das Schrauben/Knochen Interface für die beschriebenen Unterschiede des Stabilitätsgewinns wie auch von **Hackenberg** et al. dokumentiert eine nicht zu vernachlässigende Rolle (2002 S. 937). Im Rahmen der Korrelationsuntersuchungen (Knochendichte - ROM) zeigte sich in den Versuchen eine deutliche Signifikanz zur erhöhten ROM in Rotation bei verminderter Knochendichte und somit ein zusätzlicher erklärender Faktor.

6.3.3 Hauptversuche

Die Untersuchungen wurden mit der Frage durchgeführt, welchen Einfluss eine zusätzliche Querverstrebung bei rein dorsaler Instrumentierung (WSI) und Wirbelkörperersatz (GHG) auf die Primärstabilität der Segmente hat. Zum Vergleich wurde eine reine transpedikuläre dorsale Instrumentierung ohne Querverstrebung und einer dorso-ventralen Stabilisierung mit MACs und WSI getestet.

Auf eine rein ventrale Stabilisierung wurde verzichtet, da die Literatur sowohl aus biomechanischer als auch aus klinischer Sicht bei Korporektomie keine ausreichende Stabilisierung verzeichnet [**Blauth** 1999 S. 680, **Flamme** 2005 S. E360, **Khodadadyan** 2004 S. 700].

Flexion/Extension

Im Vergleich zum nativen Präparat kam es durch die bisegmentale dorsale sowie die dorso-ventrale Stabilisierung zu einer Reduktion der ROM. Durch das dorsale winkelstabile System und den distrahierten Wirbelkörperersatz ist die Versteifung der Segmente in Flexion und Extension zu erklären. Die Tendenz zur Erhöhung der Beweglichkeit nach Anbringen der dorsalen Querverstrebung lässt sich durch die wiederholten Versuche und somit einer geringen Auslockerung der Implantate erklären.

Durch kombinierte dorso-ventrale Instrumentierung wird aufgrund des zusätzlichen winkelstabilen Implantats eine weitere Versteifung erzielt. Im Seitenvergleich zeigen die Mittelwerte der Winkeländerungen für die einzelnen Bewegungen für die Flexion im nativen Präparat einen höheren Bewegungsumfang als für die Extension. Da in der intakten Wirbelsäule ebenfalls die maximalen Auslenkungen der Flexion die der Extension übersteigen, sind diese Bewegungscharakteristika als physiologisch zu werten. Durch die Instrumentierung wird somit eine Versteifung erzielt, womit sich der fehlende Unterschied zwischen Flexion und Extension in den folgenden Testschritten erklären lässt.

Seitneigung

Die Lateralflexion zeigt im Vergleich zum nativen Präparat eine wesentliche Verringerung der ROM nach dorsaler Instrumentierung und Wirbelkörperersatz. Durch das zusätzliche Anbringen der Querverstrebung ist kein Stabilitätsgewinn zu verzeichnen. In Anbetracht der Richtung der Verstrebung (horizontal, mittig im Bereich der Stabsysteme) ist keine wesentliche Kraftaufnahme in Seitneigung möglich. Die hohe Stabilität des Stabsystems (Reduktion der ROM zu nativ um 90%) wird einerseits durch die Aufnahme von Zugkräften durch den kontralateralen Stab und andererseits durch die Aufnahme von Druckkräften der ipsilateralen Systems erzielt. Nach Anbringen der winkelstabilen ventralen Platte wird eine weitere Versteifung erzielt. Durch die unilaterale Implantation zeigt sich im Gegensatz zu den ersten drei Schritten ein Seitenunterschied der Lateralflexion. Die rechtsseitige Stabilisierung bewirkt eine größere Reduktion der Seitneigung nach rechts als nach links durch die Aufnahme von Druckkräften über das Plattensystem.

Torsion

Die Bewegung in der Transversalebene weist als einzige Bewegung eine vermehrte ROM in allen Testschritten (2-4) im Vergleich zur Nativsituation auf. Durch die Resektion der Bandscheiben insbesondere der Anulus fibrosus im Rahmen der Korpektomie fällt ein wesentlicher Stabilisator in Rotationsrichtung aus [Graichen 1999 S. 427]. Durch alleinige dorsale Stabilisierung kommt es zu einer Zunahme der ROM in Torsionsrichtung um 140%. Jedoch kann durch die dorsale Querverstrebung eine signifikante Reduktion erzielt werden. Diese lässt sich durch die Verbindung beider Systeme erklären, da somit das dorsale System als H-förmiges Konstrukt in sich stabil ist und die beiden lateralen Stäbe bei Rotationsbewegungen in der Transversal- und Sagittalebene parallel bleiben. Somit lasten auf der Verbindungsstrebe Torsions- und Biegemomente. Die zusätzliche dorso-ventrale Stabilisierung konnte durch das Anbringen des winkelstabilen ventralen Plattensystems die Rotation weiter einschränken wobei der native Status nicht erreicht wurde. Der Unterschied zwischen nativ (Schritt 1) und dorso-ventraler Stabilisierung (Schritt 4) zeigte jedoch keine Signifikanz sondern lediglich noch eine Tendenz.

Die Ergebnisse einer biomechanischen Studie von Riley et al. aus dem Jahre 2004 (S. E220) zeigte jedoch dass im Kalbsmodell der Stabilisierungseffekt in Rotation im Vergleich zum humanen Präparat unterschätzt wird. Jedoch wurden die Versuche an bovinen Präparaten bei einem mittleren Spenderalter der Tiere von 19 Wochen durchgeführt, welches eine Veränderung der Deck- und Grundplatten sowie der Stellung der Facettengelenke nach sich zieht. Somit ist die Übertragbarkeit dieser Ergebnisse generell kritisch zu beurteilen.

Schlussfolgernd ist nun zur adäquaten Stabilisierung des hier simulierten Falles eine dorso-ventrale Instrumentierung zu empfehlen, da in einer Vorarbeit unserer Arbeitsgruppe ein Aufkippen des WKE bei Rotationsbewegungen aufgrund der vermehrten ROM im Rahmen einer alleinigen dorsalen Stabilisierung beobachtet wurde [Schreiber 2003 S. 239]. In diesem Fall würden die Makrobewegungen ein regelrechtes Einheilen des Implantates verhindern. Weist das operativ versorgte Segment eine Instabilität auf, so kann es zum Versagen des Implantates oder des gesamten ruhig gestellten Situs kommen. Eine mögliche Folge wäre ein Implantatbruch oder eine Lockerung der Implantat-Knochen-Lagers [Wittenberg 1992 S. 126].

Als Standardverfahren wird beim Trauma die zweizeitige Versorgung mit primär dorsaler Stabilisierung und sekundärer anteriorer Aufrichtung mittels Wirbelkörperersatz angegeben. Die zusätzliche ventrale Stabilisierung oder die Verwendung einer dorsalen Querverstrebung wird noch kontrovers diskutiert und stark vom Ausmaß der Destruktion der angrenzenden Strukturen insbesondere der Bandscheiben gemacht [Blauth 1999 S. 680]. Ist der Erhalt einer angrenzenden Bandscheibe aufgrund intakter Deck- oder Grundplatte möglich, so ist eine dorsale Stabilisierung mit Einbringung eines WKE ausreichend, da die Rotationsinstabilität geringer ausfällt [Knop 2000a S. 1045].

Im Falle eines Tumors mit Indikation zur kompletten Korpektomie, beidseitiger Diskektomie und Resektion des Lig. longitudinale anterius, wie es in diesem bovinen Experiment simuliert wurde stellt eine hochgradige Destabilisierung in diesem Bereich dar, so dass lediglich in Flexion/Extension und Seitneigung eine ausreichende Versteifung erzielt werden konnte. Auch mittels dorso-ventraler Stabilisierung konnte der native Zustand nicht erreicht werden. Es ist deshalb zu konstatieren, dass die Bewegung in der Transversalebene ein "worst case" Szenario darstellte und einer adäquaten dorso-ventralen Stabilisierung bedarf. Zur Vermeidung von übermäßigen postoperativen Rotationsbelastungen ist eine angepasste physiotherapeutische Behandlung sowie ggf. das Tragen eines Korsetts zu empfehlen.

Aussagen über das Langzeitverhalten der untersuchten Instrumentierungen und deren mittel- bis langfristigen Ergebnisse können jedoch nur an Hand von klinischen Studien getroffen werden.

6.3.4 Vergleich der Ergebnisse mit Literaturdaten

Andere Untersucher verwenden an humanen und bovinen Präparaten je nach Fragestellung unterschiedliche Versuchsansätze (s. Tabelle 6.3). Es unterscheiden sich die Segmenthöhen der Präparate, die Prüfvorrichtungen, die eingeleiteten Belastungen, die Messsysteme zur Ermittlung der Winkeländerungen und die Stabilisierungssysteme. Auf Grund der Vielzahl der Versuchsansätze sind die Ergebnisse nur bedingt mit einander vergleichbar (s. Tabelle 6.4). Vergleicht man die Ergebnisse mit den Werten der intakten Präparate, so ergeben sich wertvolle Hinweise bei der Beurteilung postoperativer Resultate [Knop 2001b S. 989-990].

Betrachtet man die in der Literatur vorhandenen Werte für die Flexion eines nativen bisegmentalen Humanenpräparats liegen die Werte bei $3,6^\circ$ - $9,1^\circ$ und für die Extension bei $2,7^\circ$ - $8,2^\circ$ [Abumi 1989 S. 1254, Arand 2000 S. 313, Bastian 1999b S. 717, Bence 2007 S. 813-815, Claes 1999 S. 83-84,

Hitchon 1999 S. 215, **Knop** 2001 S. 989-92, **Khodadadyan** 2004 S. 694-697, **Schultheiss** 2003 S. 632-633, **Vahldiek** 1998 S. 547].

Im Vergleich dazu werden im bovinen Versuch die Bewegungsausmaße in Flexion zwischen $4,7^\circ$ und $5,9^\circ$ beschrieben, die Extension liegt bei $2,8^\circ$ - $5,8^\circ$ [**Schreiber** 2003 S. 239, **Wilke** 1997b S. 132-134, **Wilke** 2001b S. 610-611]. Die eigenen Ergebnisse wiesen eine Flexion von $6,2^\circ$ und eine Extension von $5,1^\circ$ auf. Hiermit liegen die Ergebnisse der Untersuchung in Flexion an der oberen Grenze der beschriebenen Werte, die Extension stimmt mit den Werten für bovine Präparate überein. Im Vergleich mit den humanen Präparaten liegen die Werte im beschriebenen Bereich.

Die Seitneigung weist in der Literatur für die maximale Winkeländerung beim nativen bisegmentalen Humanpräparat Werte zwischen $2,3^\circ$ und $7,3^\circ$ auf [**Abumi** 1989 S. 1254, **Arand** 2000 S. 313, **Bastian** 1999b S. 717, **Bence** 2007 S. 813-815, **Claes** 1999 S. 83-84, **Hitchon** 1999 S. 215, **Knop** 2001 S. 989-92, **Khodadadyan** 2004 S. 694-697, **Schultheiss** 2003 S. 632-633, **Vahldiek** 1998 S. 547]. Die Werte für bovine Nativpräparate bewegen sich zwischen $9,4^\circ$ und $13,0^\circ$ [**Schreiber** 2003 S. 239, **Wilke** 1996 S. 501, **Wilke** 1997b S. 132-134, **Wilke** 2001b S. 610-611]. Damit liegen die eigenen Messwerte innerhalb des beschriebenen Intervalls für bovine Präparate. Im Vergleich zu den humanen Präparaten liegen sie deutlich über den beschriebenen Messwerten, diese Diskrepanz wurde jedoch bereits in der Literatur vorbeschrieben [**Riley** 2004 S. E220, **Wilke** 1996 S. 501].

Entsprechend der Literatur liegt beim humanen Präparat eine Rotation von $1,3^\circ$ - $3,1^\circ$ vor [**Abumi** 1989 S. 1254, **Arand** 2000 S. 313, **Bastian** 1999b S. 717, **Bence** 2007 S. 813-815, **Claes** 1999 S. 83-84, **Hitchon** 1999 S. 215, **Knop** 2001 S. 989-92, **Khodadadyan** 2004 S. 694-697, **Schultheiss** 2003 S. 632-633, **Vahldiek** 1998 S. 547]. Für die Torsionswerte boviner Präparate gelten entsprechend der Literatur Werte zwischen $3,3^\circ$ und $4,2^\circ$ [**Schreiber** 2003 S. 239, **Wilke** 1996 S. 501, **Wilke** 1997b S. 132-134, **Wilke** 2001b S. 610-611]. Im Vergleich mit den eigenen Werten liegen diese etwa 2° über den Werten der Literatur. Die Verwendung von älteren Spendertieren in diesen Arbeiten könnte dafür eine Erklärung sein.

Zieht man einen Vergleich zwischen den Literaturstellen von rein dorsaler mit kombinierter dorso-ventraler Stabilisierung entsprechen die gemessenen Werte in Flexion/Extension und Seitneigung den Literaturwerten für bovine bisegmentale Testung. Die Werte für die Rotation liegen deutlich über den Literaturwerten, jedoch ist der Ausgangswert der nativen Präparate höher. Im Vergleich stimmt jedoch die Relation zwischen Zunahme der ROM in Rotation bei dorsaler und kombiniert dorso-ventraler Stabilisierung überein. In Schritt 4 werden dann vergleichbare Werte aus der Literatur erreicht [**Schreiber** 2003 S. 239].

Vergleicht man die eigenen Werte mit der Arbeit von **Wilke et. al.** 2001 (b S. 610-611) liegen die Gesamtwerte Flexion/Extension im gleichen Bereich sogar etwas niedriger, jedoch erzielt Wilke mit der rein dorsalen Stabilisierung eine größere Reduktion der Flexion als der Extension. Diese Tendenz ist jedoch in anderen biomechanischen Arbeiten am humanen Präparat nicht nachweisbar [**Abumi** 1989 S. 1254, **Bastian** 1999b S. 717, **Bence** 2007 S. 813-815, **Khodadadyan** 2004 S. 694-697]. Möglicherweise kann die Methodik der Rekonstruktion der nativen Höhe sowie der nativen Endplattenneigung auf die Verteilung von Flexion und Extension einen Einfluss haben. Bei Abweichungen in der Sagittalebene ergibt sich eine Fehlstellung in Flexions- bzw. Extensionsposition so dass die Neutralstellung verändert wurde.

In Seitneigung zeigen sich im Vergleich zur o.g. Arbeiten gleichwertige Ergebnisse nach dorsaler und dorso-ventraler Stabilisierung. Im Vergleich zu den humanen Studien zeigt sich aber ein deutlich größerer Stabilisierungseffekt in Seitneigung. Dies wird durch eine aktuelle Studie von **Riley et al.** (2004 S. E220) unterstrichen, der eine Überschätzung des stabilisierenden Effektes in Lateralflexion und eine Unterschätzung in Rotation angibt. Ebenso kann durch diese Arbeit der Unterschied zu den humanen Studien in Rotation erklärt werden, da der Stabilisierungseffekt bei humanen Präparaten bei rein dorsaler Instrumentierung deutlicher ausfällt.

Zur Auswirkung der Querverstrebung liefern die beiden vorliegenden biomechanischen Arbeiten unterschiedliche Ergebnisse. Während **Arand et al.** 2000 (S. 314) eine geringe zusätzliche Stabilisierung jedoch ohne Signifikanz feststellten, beschreibt **Bastian et al.** 1999 (S. 719) eine signifikante Verringerung der ROM in Rotation während in Flexion/Extension und Seitneigung keine zusätzliche Stabilisierung resultiert. Vergleicht man die Ergebnisse von **Bastian et al.** mit den eigenen Daten zeigt sich der prozentuale Stabilisierungsgewinn vergleichbar. Von einem direkten Vergleich der Werte muss aufgrund der verschiedenen Modelle (bovin vs. human) und somit der verschiedenen Ausgangswerte des Nativpräparates abgesehen werden.

Human					
Autor	Präparate	Stabilisierung	max. Belastung	Zunahme	ax. Vorlast
Abumi et al. 1989 (S. 1249-51)	T11-L3	Intakt; Teilkorpektomie L1; Bisegmentale Stabilisierung – 1 ventrales, 3 dorsale Systeme ; mit Knochenspan	12 Nm	Schritte von 4,0 Nm	150 N
Arand et al. 2000 (S. 312)	T10-L2	Intakt ; Korpektomie T12; bisegmentale Versorgung dorsal – T11-L1; Fixateur interne, USS mit/ohne Querverbinder (QV)	3,75 Nm	schrittweise	0 N
Bastian et al. 1999b (S. 716-17)	T10-L3	Intakt; Diskektomie T12-L1; dorsale Instrumentierung bisegmental; Fixateur interne mit/Ohne QV	10 Nm	kontinuierlich	?
Bence et al. 2007 (813-815)	T12-L2	Intakt; Teilkorpektomie L1; monosegmentale ventrale Versorgung; B-Fraktur; bisegmental ventral stabilisiert; dorso-ventrale Versorgung; dorsale Stabilisierung allein	7,5 Nm	kontinuierlich	20 N
Claes et al. 1999 (S. 83-84)	T11-L3	Intakt, Korpektomie L1; Diskektomie T12-L1/L1-L2; Bisegmentale Versorgung durch 2 ventrale Plattensysteme und 2 verschiedene WKE-Implantate	3,75 Nm	kontinuierlich	?
Hitchon et al. 1999 (S. 213- 214)	T9-L3	Intakt; Korpektomie L1; Diskotomie T12-L1/L1-L2; bisegmentale Versorgung durch 2 ventrale Plattensysteme; Holzblock als Wirbelkörperersatz	6 Nm	Schritte von 1,5 Nm	?
Knop et al. 2001 (S. 984-86)	T10-L4	Intakt; Korpektomie L1; bisegmentale Stabilisierung ventral (Ventrofix) oder dorsal (USS); Cage/distrahierbarer Ersatz	7,5 Nm	kontinuierlich	0N
Khodadadyan et al. 2004 (S. 694-697)	T11-L3	Intakt; Korpektomie L1; Diskotomie T12-L1/L1-L2; bisegmentale Versorgung; Cage und ventrale, dorsale und kombinierte Stabilisierung	6 Nm	kontinuierlich	25 N
Schultheiss 2003 (S. 632-633)	T10-L2	Intakt, Korpektomie T12; Diskektomie T12-L1/L1-L2; ; bisegmental ventral stabilisiert; dorso-ventrale Versorgung; dorsale Stabilisierung allein	3,75 Nm	kontinuierlich	0 N
Vahldiek et al. 1998 (S. 543-44)	T12-L4	Intakt; Korpektomie L2; Karbonfaser-Cage als Wirbelkörperersatz; bisegmentale Stabilisierung: dorsal, ventral, kombiniert dorso-ventral	7,5 Nm	Schritte von 2,5 Nm	100 N
Bovin					
Schreiber et al. 2003 (S. 239)	L1-L3	Intakt, , Korpektomie T12; Diskektomie T12-L1/L1-L2; ; bisegmental ventral stabilisiert; Distraction WKE, dorsale Stabilisierung	7,5 Nm	kontinuierlich	20 N
Wilke et al. 1997b (S. 132-134)	T6-L6	Nur nativ	7,5 Nm	kontinuierlich	?
Wilke et al. 2001b (S. 610-611)	T11-L2	Intakt, Korpektomie T12; Diskektomie T12-L1/L1-L2; ; bisegmental ventral stabilisiert, WKE mit Holzblock (2x dorsal, 4x ventral und 4x kombinierte Stabilisierungssysteme)	7,5 Nm	kontinuierlich	?
Eigene Ergebnisse	L1-L3	Intakt, , Korpektomie T12; Diskektomie T12-L1/L1-L2; WKE; bisegmental dorsal stabilisiert; mit Querverstrebung, kombiniert dorso-ventral	7,5 Nm	kontinuierlich	20 N

Tabelle 6.3 Übersicht über die Methodik biomechanischer Versuche am Korpektomiemodell

Human						
Autor	Messung	Stabilisierungsschritte	Flexion [°]	Extension [°]	Seitneigung [°]	Torsion [°]
Abumi et al. 1989 (S. 1249-51)	T12-L1	Intakt	4,0	2,7	3,5	1,3
		Kaneda mit QV und Knochenspan	2,6	1,9	1,1	2,9
		Fixateur externe mit Knochenspan	0,8	0,6	1,4	1,3
		Harrington mit Knochenspan	1,0	1,0	3,0	2,0
Arand et al. 2000 (S. 313)	T11-L1	Intakt,	6,1	3,9	5,3 (re)/5,8(li)	3,0 /2,3
		Fixateur interne	1,3	2,1	1,2/1,3	2,6/2,2
		Fixateur interne mit QV	0,9	1,9	1,3/1,3	1,5/1,2
		Universal spine system (USS)	1,2	2,2	1,4/1,2	1,8/1,7
		Universal spine system (USS) mit QV	1,2	2,0	1,2/1,1	2,0/1,5
Bastian et al. 1999b (S. 716-17)	T12-L2	Intakt	6,2	5,0	7,2	1,5
		Fixateur interne	2,9	3,2	2,3	5,7
		Fixateur interne mit QV	2,6	3,2	2,2	4,4
Bence et al. 2007 (813-815)	T12-L2	Intakt	9,1	6,1	6,5/5,5	2,8/3,0
		Monosegmental ventral stabilisiert	8,1	5,0	5,1/4,4	2,9/2,6
		Bisegmental ventral stabilisiert	5,9	3,0	1,6/2,7	2,8/3,4
		Zustand nach B-Fraktur	6,2	3,8	1,6/2,8	4,3/3,7
		Bisegmental dorso-ventral versorgt	0,8	1,2	0,4/0,5	2,4/1,8
		Bisegmental dorsal versorgt	1,9	1,8	1,1/1,6	4,7/3,5
Claes et al. 1999 (S. 83-84)	T12-L2	Intakt	3,6	nur ROM ge- samt	2,3	3,1
		MOSS und anteriores System	2,3		7,9	3,5
		MOSS und posteriores System	2,5	-	8,0	4,3
		PU-C und anteriores System	0,5	-	2,1	0,6
		PU-C und posteriores System	0,6	-	5,1	1,1
Hitchon et al. 1999 (S. 213- 214)	T12-L2	Intakt	6,0	6,0	6,0/6,0	2,0/2,0
		Kaneda SR	6,5	4,5	2,0/2,5	3,0/2,5
		ATLP (ventrales System)	3,5	9,2	3,0/4,0	5,0/3,0
Knop et al. 2001 (S. 984-86)	T12-L2	Intakt	5,6	4,4	5,3	2,1
		Ventrofix mit Synex Wirbelkörperersatz	6,6	4,2	3,9	6,6
		USS mit Synex Wirbelkörperersatz	1,1	3,4	3,5	7,4
Khodadadyan et al. 2004 (S. 694-697)	T12-L2	Intakt	5,3	5,7	4,3	2,1
		Harms ventral	7,3	6,0	7,4	3,2
		Harms dorsal	0,6	0,6	0,4	0,4
		Harms kombiniert	0,3	0,3	0,2	0,2
		VBR ventral	6,8	5,4	8,3	3,1
		VBR dorsal	0,6	0,6	0,6	0,8
		VBR kombiniert	0,3	0,4	0,5	0,3
		Synex ventral	7,6	5,2	9,0	3,5
		Synex dorsal	0,6	0,5	0,6	0,8
		Synex kombiniert	0,4	0,4	0,5	0,3
		X-tenz ventral	7,1	5,8	8,0	3,4

		X-tenz dorsal	0,7	0,6	0,7	0,7
		X-tenz kombiniert	0,4	0,4	0,5	0,3
Schultheiss et al. 2003 (S. 632-633)	T11-L1	Intakt	6,4	3,9	5,3/5,5	2,5/3,1
		Fixateur interne	1,1	2,1	1,0/0,9	2,3/2,8
		Kaneda SR	1,4	1,1	0,8/1,0	0,9/1,1
		Fixateur interne und Kaneda	0,5	0,2	0,4/0,4	0,6/0,6
Vahldiek et al. 1998 (S. 543-44)	L1-L3	Intakt	8,6	8,2	7,3	2,7
		BWM (ventrales Stabsystem)	5,7	6,9	5,6	5,1
		Fixateur interne (BWM dorsal oder DFS)	0,8	1,3	2,9	2,8
		Komb. BWM – 1x ventral mit Fixateur interne	0,8	1,3	2,1	2,0
		Komb. BWM – 2x ventral mit Fixateur interne	0,8	0,9	1,6	1,6
Bovin						
Schreiber et al. 2003 (S. 239)	L1-L3	Intakt	4,7	5,8	11,8	3,7
		WKE und MACs (ventral)	2,0	2,1	2,1	7,9
		Distraction WKE und MACs (ventral)	1,8	2,0	1,4	6,9
		WKE und kombiniert MACs + SOCON (dorsal)	0,9	0,8	0,5	5,2
Wilke et al. 1997b (S. 132-134)	L1-L3	Intakt	5,9	5,2	13,0	2,5
Wilke et al. 2001b (S. 610-611)	T12-L1	Intakt	5,5	2,8	9,4	2,2
		USS (dorsal)	0,9	3,6	1,1	4,1
		AOFI (dorsal)	0,4	3,3	1,0	5,3
		Kaneda classic (ventral)	2,0	1,8	3,8	3,4
		Kaneda SR (ventral)	1,8	2,0	3,0	2,6
		Ventrofix SC/SR	4,5	3,2	4,0	4,7
		Ventrofix SC/DR	3,2	2,8	4,1	4,1
		Kaneda Classic + AOFI	0,3	0,3	0,6	1,4
		Kaneda SR + AOFI	0,2	0,3	0,6	1,2
		Ventrofix SC/SR + AOFI	0,3	0,4	0,7	1,8
		Ventrofix SC/DR + AOFI	0,3	0,3	0,7	1,7
Eigene Ergebnisse	L1-L3	Intakt	6,2	5,1	11,1	6,3
		WKE und WSI (dorsal)	1,8	1,5	0,9	15,3
		WKE und WSI mit Querverbindung	2,6	3,3	1,1	13,1
		WKE und kombiniert WSI + MACs (ventral)	1,2	1,4	0,6	5,5

Tabelle 6.4 Übersicht über die Ergebnisse biomechanischer Versuche am Korpektomiemodell (kursive Werte aus Graphiken entnommen)

6.4 Klinische Ergebnisse und Langzeitverhalten von Implantaten und Wirbelsäule

Die Einschätzungen der Operationsergebnisse bei thorakolumbalen Wirbelsäulenverletzungen gestalten sich als äußerst schwierig, da es sich einerseits häufig um Patienten mit Polytraumen handelt und diese das „clinical outcome“ wesentlich beeinflussen. Andererseits ist die Klassifikation der Verletzungen und somit die angebrachte Therapieentscheidung sehr uneinheitlich, wodurch die Vergleichbarkeit der klinischen Daten kritisch betrachtet werden muss. Um dieser Problematik vorzubeugen wird an der Universität Hannover an einer Klassifikation der thorakolumbalen Wirbelsäulenverletzungen gearbeitet [Blauth 1999 S. 662, S. 667]. Im Rahmen einer prospektiven Studie von Lange et. al. (2006 S. 741) wurden klinische Ergebnisse nach Wirbelkörperersatz mit Synex und zusätzlicher Knochenspananlagerung erhoben. In 47 von 50 Fällen wurde ein dorsoventrales Vorgehen mit zusätzlicher dorsaler Querverstrebung gewählt. Es zeigten sich gute klinische Ergebnisse mit einem geringen Korrekturverlust von 0,9 - 4,1° und einer knöchernen Durchbauung bei 25 von 30 Patienten. Insgesamt handelte es sich jedoch um ein sehr inhomogenes Patientengut mit unterschiedlichen Pathologien (neoplastisch vs. traumatisch) und um kein einheitliches Vorgehen bei der operativen Versorgung. Eine der Hauptkomplikation, der Einbruch der Deck- bzw. Endplatten, die 2002 von Morlock et. al (S. 519) und 2001 von Knop et al. (a S.27) biomechanisch untersucht wurde, ist auch in dieser Studie aufgetreten. Zur Senkung der Einsinkungsrate wird der Erhalt der knöchernen Deck- und Endplatte empfohlen.

Neben dem akuten Einsintern des Implantates kann es über eine verminderte Kompressionsbelastung aufgrund der operativen Stabilisierung zu lokalen osteoporotischen Veränderungen mit konsekutiven sekundären Nachsintern kommen [Harris 1996 S. 1492]. Neben den ossären Veränderungen haben Kotani et al. (1998 S. 67-677) in einer in-vivo Studie auch eine Reduktion der intervertebralen posterioren Bandstrukturen beobachtet. Aufgrund der dorsalen Instrumentierung kam es zu Veränderungen der Faserstruktur und zu Vakuolenbildung in der histologischen Auswertung. In der biomechanischen Untersuchung wurde eine verminderte Reißfestigkeit festgestellt. Über diese ligamentären Veränderungen hinaus wird die Überlastung der angrenzenden Gelenke für chronische postoperative Schmerzen verantwortlich gemacht

In biomechanischen in-vitro Untersuchungen konnte postoperativ eine vermehrte ROM der Nachbarsegmente sowie eine größere Belastung der angrenzenden Facettengelenke festgestellt werden [Bastian 2001 S.297-299, Lange 2002 S. 367-368]. Eine signifikante Erhöhung des intradiskalen Drucks in den angrenzenden Segmenten konnte von Rohmann et al. 2001 (S. 306-307) im Gegensatz zu älteren Studien nicht nachgewiesen werden [Cunningham 1997 S. 2656-2659, Weinhoffer 1995 S. 527-528]. Zur Vermeidung dieser Überlastungsprobleme wird eine Beschränkung der Spondylodese auf so wenig Segmente wie möglich sowie die Verringerung der postoperativen Bewegungsausmaße im Rahmen der Rehabilitation empfohlen [Lange 2002 S. 367-368, Weinhoffer 1995 S. 527-530].

7 Zusammenfassung

Fragestellung: Es wurde untersucht ob eine zusätzliche Querverstrebung bei rein dorsaler Instrumentierung und Wirbelkörperersatz eine identische, höhere oder niedrigere Primärstabilität als eine kombinierte dorso-ventrale Stabilisierung insbesondere in Rotationsrichtung aufweist. Exemplarisch wurde hierfür der Wirbelkörperersatz GHG der Firma ESKA Implants, das winkelstabile und endoskopisch ventral implantierbare MACs TL System der Firma Aesculap und das dorsale Fixateur interne System WSI der Firma Peter Brehm verwendet.

Hypothese: Durch eine zusätzliche Querverstrebung kann eine signifikant höhere Primärstabilität im Vergleich zur reinen dorsalen Stabilisierung mit Fixateur interne erzielt werden.

Methode: Es wurden 7 bovine Präparate mit einem Durchschnittsalter von 9,1 Monaten im intraindividuellen Vergleich untersucht. Sie wurden jeweils einer biomechanischen Belastung in den Hauptbewegungsebenen (Flexion/Extension, Seitneigung links/rechts, axialer Rotation links/rechts) unterzogen. Laut Prüfprotokoll wurden die intakten Präparate nach Korpektomie und Wirbelkörperersatz (GHG, ESKA Implants) bisegmental (L1-L3) mit dem dorsalen Fixateur interne System WSI der Firma Peter Brehm versorgt. Daraufhin erfolgte das Anbringen einer zusätzlichen Querverstrebung zwischen den beiden dorsalen Stäben. Abschließend erfolgte eine kombinierte Stabilisierung mit MACs TL (Aesculap) und dem Fixateur interne System WSI. Mittels eines optischen 3-D Bewegungsanalysesystems wurden die relativen Winkeländerungen der Wirbelkörper innerhalb der einzelnen Präparate in den Hauptbewegungsebenen (Frontal-, Sagittal-, Transversalebene) aufgezeichnet. Das Ausmaß der maximalen Bewegungsumfänge (ROM) bei einer Momentenbelastung von maximal $\pm 7,5$ Nm ergab dabei die Präparatsteifigkeit.

Ergebnisse: Die dorsale Instrumentierung mit Wirbelkörperersatz bedingte eine Abnahme der Bewegungsmaße (ROM) für Flexion/Extension und Seitneigung, jedoch erhöhte sich die ROM für die Torsion signifikant. Mit einer zusätzlichen Querverstrebung konnte die ROM in Torsionsrichtung signifikant verringert werden, im Bereich der Flexion/Extension und Seitneigung zeigte sich keine signifikante Veränderung. In Torsion wurde auch bei dorso-ventralem Vorgehen nicht die Primärstabilität des nativen Präparates erreicht.

Das geprüfte dorsale System (WSI) zeigte mit und ohne Querverstrebung in Flexion/Extension und Torsion einen geringeren Stabilisierungseffekt als das untersuchte dorso-ventrale Verfahren (WSI + MACs TL). Die Seitneigung konnte eine jedoch nicht signifikante Verringerung aufweisen.

Eine geringe Knochendichte der Präparate zeigte eine signifikante Korrelation zu einer vermehrten ROM in Torsionsrichtung. Eine Korrelation zwischen Alter der Kälber und ROM konnte nicht festgestellt werden.

Aufgrund eines Versagens von zwei Präparaten konnten nur fünf Testserien komplett aufgezeichnet werden.

Fazit: Eine Aussage über die postoperative Primärstabilität hinaus ist an Hand der Ergebnisse der biomechanischen Untersuchung nicht möglich.

Die Rotationsbewegung stellt bei Korpektomie mit Wirbelkörperersatz das Worst-Case-Szenario dar. Durch eine zusätzliche dorsale Querverbindung kann eine Verringerung der ROM in Rotation erzielt werden, jedoch wird eine maximale Stabilität erst mit einem dorso-ventralen Verfahren erreicht.

Für die Klinik lässt sich eine möglichst sparende Resektion der vorderen Säule (Teilkorpektomie) und eine postoperative Vermeidung von Rotationsbewegungen (ggf. Korsett) übertragen.

8 Literaturverzeichnis

1. Abumi K., Panjabi M.M., Duranceau J.: Biomechanical evaluation of spinal fixation devices. Part III. Stability provided by six spinal fixation devices and interbody bone graft. *Spine* 14 (1989) 1249-1255.
2. Adams M. A., Hutton W. C.: Prolapsed Intervertebral disc. A hyperflexion injury. *Spine* 7 (1982) 184-191.
3. Adams M. A., Hutton W. C.: Gradual disc prolapse. *Spine* 10 (1985) 524-531.
4. Aesculap AG & Co. KG: Wirbelsäulen Produktkatalog, MACs TL Nr. 0 172.
5. Althoff I., Brinckmann P., Frobin W., Sandover J., Burton K.: An improved method of stature measurement for quantitative determination of spinal loading. Application to sitting postures and whole body vibration. *Spine* 17 (1992) 682-693.
6. An H.S., Singh K., Vaccaro A.R., Wang G., Yoshida H., Eck J., McGrady L., Lim T.H.: Biomechanical evaluation of contemporary posterior spinal internal fixation configurations in an unstable burst-fracture calf spine model: special references of hook configurations and pedicle screws. *Spine* 29 (2004) 257-262
7. Andersson G.B.J., Örtengren R., Nachemson A.: Intradiscal pressure, intra-abdominal pressure and myoelectric back muscle activity related to posture and loading. *Clin Orthop Rel Res* 129 (1977) 156-164.
8. Andersson G.B.J.: Epidemiologic aspects on low-back pain in industry. *Spine* 6 (1981) 53-60.
9. Arand H., Wilke H.J., Schultheiß M., Hartwig E., Kinzl L., Claes L.: Comparative stability of the "Internal Fixator" and the "Universal Spine System" and the effect of crosslinking transfixating systems. A biomechanical in vitro study. *Biomedizinische Technik* 45 (2000) 311-316.
10. Bastian L., Knop C., Lange U., Blauth.: Transpedikuläre Implantation von Schrauben im Bereich der thorakolumbalen Wirbelsäule Ergebnisse einer Umfrage zur Technik sowie Art und Häufigkeit von Komplikationen. *Orthopäde* 28 (1999a) 693-702.
11. Bastian L., Knop C., Lange U., Blauth M.: Einfluss eines Querverbinders oder einer Cerclage auf die mechanische Stabilität des Fixateur interne. *Orthopäde* 28 (1999b) 714-722.
12. Bastian L., Lange U., Knop C., Tusch G., Blauth M.: Evaluation of the mobility of adjacent segments after posterior thoracolumbar fixation: a biomechanical study. *Eur Spine J* 10 (2001) 295-300.
13. Been H.D., Bouma G.J.: Comparison of two Types of Surgery for Thoraco-Lumbar Burst Fractures: Combined Anterior and Posterior Stabilisation vs. Posterior Instrumentation Only. *Acta Neurochir Wien* 141 (1999) 349-357.
14. Beisse R., Potulski M., Bühren V.: Thorakoskopisch gesteuerte ventrale Plattenspondylodese bei Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule. *Operat Orthop Traumatol* 11 (1999) 54-69.

15. Beisse R., Potulski M., Bühren V.: Endoscopic Techniques for the Management of Spinal Trauma. *Eur J Trauma* 27 (2001) 275-291.
16. Beisse R., Potulski M., Beger J., Bühren V.: Entwicklung und klinischer Einsatz einer thorakoskopisch implantierbaren Rahmenplatte zur Behandlung thorakolumbalen Frakturen und Instabilitäten. *Orthopäde* 31 (2002) 413-422.
17. Bence T, Schreiber U, Grupp T, Steinhauser E, Mittelmeier W.: Two column lesions in the thoracolumbar junction: anterior, posterior or combined approach? A comparative biomechanical in vitro investigation. *Eur Spine J.* 16 (2007) 813-820.
18. Bengtsson U., Johnell O., Redlund-Johnell I.: Changes in Incidence and Prevalence of Vertebral Fractures during 30 Years. *Calcif Tissue Int* 42 (1988) 293-296.
19. Bennett C.R., Bendo J.A.: Lumbar Pedicular Fixation: An Update. *Spine* 13 (1999) 313-327.
20. Benninghoff A., Drenckhahn D.: Anatomie Band I. Urban & Fischer Verlag München, 2003, 16. Auflage, 412-459.
21. Bernhardt M., Bridwell K.H.: Segmental Analysis of the Sagittal Plane Alignment of the Normal Thoracic and Lumbar Spines and Thoracolumbar Junction. *Spine* 14 (1989) 717-721.
22. Berry J.L., Moran J.M., Berg W.S., Steffee A.D.: A Morphometric Study of Human Lumbar and Selected Thoracic Vertebrae. *Spine* 12 (1987) 362-367.
23. Blauth M., Knop C., Bastian L.: Behandlungsstrategie und Ergebnisse bei Frakturen im Bereich der BWS und LWS. *Hefte Unfallchirurgie* 268 (1997) 171-179.
24. Blauth M., Bastian L., Knop C., Lange U., Tusch G.: Interobserverreliabilität bei der Klassifikation von thorakolumbalen Wirbelsäulenverletzungen. *Orthopäde* 28 (1999) 662-681.
25. Blauth M., Lange U.F., Knop C., Bastian L.: Wirbelsäulenfrakturen im Alter und ihre Behandlung. *Orthopäde* 29 (2000) 302-317.
26. Briem D., Rueger J.M., Linhart W.: Einheilung autogener Transplantate nach dorso-ventraler Instrumentierung instabiler Frakturen der thorakolumbalen Wirbelsäule. *Unfallchirurg* 106 (2003) 195-203.
27. Buttermann G.R., Glazer P.A., Bradford D.S.: The Use of Bone Allografts in the Spine. *Clin Orthop.* 324 (1996) 75-85.
28. Bürklein D., Lochmüller E.-M., Kuhn V., Glaser C., Glüer C., Eckstein F.: Welches diagnostische Verfahren eignet sich am besten für die Vorhersage des mechanischen Versagens der thorakalen und lumbalen Wirbelsäule? *Osteologie* 10 (2001) S70.
29. Bühren V., Beisse R., Potulski M.: Minimal-invasive ventrale Spondylodesen bei Verletzungen der Brust- und Lendenwirbelsäule. *Chirurg* 68 (1997) 1076-1084.
30. Bühren V.: Verletzungen der Brust und Lendenwirbelsäule. *Unfallchirurg* 106 (2003) 55-69.
31. Campbell A.H.: Functional Anatomy and Biomechanics of the Lumbar Spine. *Orthop Phys Ther Clin North Am* 8 (1999) 333-371.

32. Carl A.L., Matsumoto M.: Dynamized anterior lateral compression system for thoracolumbar and lumbar burst fractures. *Spine* 13 (1999) 281-294.
33. Claes L., Schultheiss M., Wolf S., Wilke H.-J., Arand M., Kinzl L.: A new radiolucent System for vertebral body replacement: Its stability in comparison to other systems. *J Biomed Mater Res.* 48 (1) (1999) 82-89.
34. Clavert P., Kempf J.F., Bonnomet F., Boutemy P., Marcelin L., Kahn J.L.: Effects of freezing/thawing on the biomechanical properties of human tendons. *Surg Radiol Anat* 23(2001) 259-62.
35. Cotterill P.C., Kostuik J.P., D'Angelo G., Fernie G.R., Maki B.E.: An anatomical comparison of the human and bovine thoracolumbar spine. *J Orthop Res* 4 (1986) 298-303.
36. Cripton P.A., Jain G.M., Wittenberg R.H., Nolte L.P.: Load-Sharing Characteristics of stabilized Lumbar Spine Segments. *Spine* 25 (2000) 170-179.
37. Cunningham B.W., Kotani Y., McNulty P.S., Cappuccino A., McAfee P.C.: The effect of spinal destabilization and instrumentation on lumbar intradiscal pressure. An in vitro biomechanical analysis. *Spine* 22 (1997) 2655-2663.
38. Davis P.R.: The use of intra-abdominal pressure in evaluating stresses on the lumbar spine. *Spine* 6 (1981) 90-92.
39. Daniaux H.: Transpedikuläre Reposition und Spongiosaplastik bei Wirbelkörperbrüchen der unteren Brust- und Lendenwirbelsäule. *Unfallchirurg* 89 (1986) 197-213.
40. Daniaux H., Wagner M., Kathrein A., Lang T.: Frakturen des thorakolumbalen Übergangs. *Orthopäde* 28 (1999) 682-691.
41. Delamarter R.B., Sherman J., Carr J.B.: Pathophysiology of spinal cord injury. Recovery after immediate and delayed decompression. *J Bone Joint Surg Am* 77 (1995) 1042-1049
42. Denis F.: The Three Column Spine and Its Significance in the Classification of Acute Thoracolumbar Spinal Injuries. *Spine* 8 (1983) 817-831.
43. Deutsch L., Testiuti M., Borman T.: Simultaneous Anterior-Posterior Thoracolumbar Spine Surgery. *J Spinal Disord* 14 (2001) 378-384.
44. Dhillon N., Bass E.C., Lotz J.C.: Effect of Frozen Storage on the Creep Behaviour of Human Intervertebral Discs. *Spine* 26 (2001) 883-888.
45. Dick W., Kluger P., Magerl F., Woersdörfer O., Zäch G.: A New Device for Internal Fixation of Thoracolumbar and Lumbar Spine Fractures: The 'Fixateur Interne'. *Paraplegia* 23 (1985) 225-232
46. Diedrich O., Kraft C.N., Bertram R., Wagner U., Schmitt O.: Die dorsale interkorporelle Implantation von Cages zur Stabilisierung von segmentalen Wirbelsäuleninstabilitäten. *Z Orthop* 138 (2000) 162-168.

47. Diemer W., Burchert H.: Chronische Schmerzen – Kopf- und Rückenschmerzen, Tumorschmerzen. Gesundheitsberichterstattung des Bundes, Robert Koch Institut, Heft 7 (2002) 13-18.
48. Dominkus M., Krepler P., Schwameis E., Kotz R.: Operative Therapie von Wirbelsäulenmetastasen. *Orthopäde* 27 (1998) 282-286.
49. Dürr H.R., Refior H.J.: Die Prognose skelettärer Metastasen. *Orthopäde* 27 (1998) 294-300.
50. Edwards W.T., Hayes W.C., Posner I., White A.A.: Variation of lumbar spine stiffness with load. *J Biomech Eng* 109 (1987) 35-42.
51. Eysel P., Schwitalle M., Oberstein A., Rompe J.D., Hopf C., Küllmer K.: Preoperative Estimation of Screw Fixation Strength in Vertebral Bodies. *Spine* 23 (1998) 174-180.
52. Farcy J.-P., Weidenbaum M., Michelsen C.B., Hoeltzel D.A., Athanasiou K.A.: A comparative Biomechanical Study of Spinal Fixation Using Cotrel-Dubousset Instrumentation. *Spine* 12 (1987) 877-881.
53. Feil J., Wörsdörfer O.: Ventrale Stabilisierung im Bereich der Brust- und Lendenwirbelsäule. *Chirurg* 63 (1992) 856-865.
54. Ferguson R.L., Tencer A.F., Woodward P., Allen B.L.: Biomechanical comparison of spinal fracture models and the stabilizing effects of posterior instrumentations. *Spine* 13 (1988) 453-460.
55. Ferguson S. J., Winkler F., Nolte L.-P.: Anterior Fixation in the osteoporotic spine: cut-out and pullout characteristics of implants. *Eur Spine J* 11 (2002) 527-534.
56. Flamme C.H., Hurschler C., Heymann C., von der Heide N.: Comparative biomechanical testing of anterior and posterior stabilization procedures. *Spine* 30 (2005) E352-E362.
57. Frank C.J., Brantigan J.W., McGuire M.H.: Evaluation of Patients with Spinal Column Tumors. *Spine: State of the Art Reviews* 10 (1996) 13-23.
58. Frankel H.L., Hancock D.O., Hyslop G., Melzak J., Michaelis L.S., Ungar G.H., Vernon J.D.S., Walsh J.J.: The value of postural reduction in the initial management of closed injuries of the spine with paraplegia and tetraplegia. *Paraplegia* 7 (1969) 179-192.
59. Gerszten P.C., Welch W.C.: Current Surgical Management of Metastatic Spinal Disease. *Oncology* 14 (2000) 1013-1024.
60. Gertzbein S.D., Holtby R., Tile M., Kapasouri A., Chan K.W., Cruickshank B.: Determination of a locus of instantaneous centers of rotation of the lumbar disc by moiré fringes. A new technique. *Spine* 9 (1984) 409-413.
61. Glazer P.A., Colliou O., Lotz J.C., Bradford D.S.: Biomechanical Analysis of Lumbosacral Fixation. *Spine* 21 (1996) 1211-1222.
62. Gradinger R., Opitz G., Flock K., Hipp E.: Konservative Behandlung von Wirbelsäulenverletzungen. *Fortschr. Med.* 106 (1988) 113-116.

63. Gradinger R., Opitz G., von Gumpfenberg S., Göbel W.E., Hipp E.: Surgical treatment of primary and secondary malignant tumors of the thoracic and lumbar spine. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 127 (1989):410-413.
64. Gradinger R., Mittelmeier W., Plötz W.: Endoprothetischer Wirbelkörperersatz bei Metastasen der Lendenwirbelkörper. *Operat Orthop Traumatol* 11 (1999) 70-78.
65. Graichen H., Putz R.: Anatomische und funktionelle Aspekte von Brust- und Lendenwirbelsäule. *Orthopäde* 28 (1999) 424-431.
66. Graßhoff H., Franke J., Mahlfeld K.: Ventraler Wirbelkörperersatz bei Spondylitis der Lendenwirbelsäule. *Operat Orthop Traumatol* 12 (2000) 197-208.
67. Göbel H.: Epidemiologie und Kosten chronischer Schmerzen: Spezifische und unspezifische Rückenschmerzen. *Schmerz* 15 (2001) 92-98.
68. Goel V.K., Goyal S., Clark C., Nishiyama K., Nye T.: Kinematics of the whole lumbar spine. Effect of discectomy. *Spine* 10 (1985) 543-554.
69. Gurr K.R., McAfee P.C., Shih C.M.: Biomechanical analysis of anterior and posterior instrumentation systems after corpectomy. A calf-spine model. *J Bone Joint Surg Am* 70 (1988) 1182-1191.
70. Gurwitz G.S., Dawson J.M., McNamara M.J., Federspiel C.F., Spengler D.M.: Biomechanical analysis of three surgical approaches for lumbar burst fractures using short-segment instrumentation. *Spine* 18 (1993) 977-982.
71. Guyer D.W., Yuan H.A., Werner F.W., Frederickson B.E., Murphy D.: Biomechanical comparison of seven internal fixation devices for the lumbosacral junction. *Spine* 12 (1987) 569-573.
72. Hackenberg L., Link T., Liljenqvist U.: Axial and Tangential Fixation Strength of Pedicle Screws versus Hooks in the Thoracic Spine in Relation to Bone Density. *Spine* 27 (2002) 937-942.
73. Hall J.E.: Spinal Fixation Before and After Paul Harrington. *Spine* 23 (1998) 1356-1361.
74. Harrington P.R.: The History and Development of Harrington Instrumentation. *Clin Orthop.* 227 (1988) 2-5.
75. Harrington K.D.: Orthopaedic surgical management of skeletal complications of malignancy. *Cancer* 80 (1997) 1614-1627.
76. Harris M.B., Thomas K. A., Igram C.M., Bearden C.M.: The effect of anterior thoracolumbar plate application on the compressive loading of the strut graft. *Spine* 21 (1996) 1487-1493.
77. Heller J.G., Zdeblick T.A., Kunz D.A., McCabe R., Cooke M.E.: Spinal instrumentation for metastatic disease: in vitro biomechanical analysis. *J Spinal Disord* 6 (1993) 17-22.

78. Hirabayashi H., Ebara S., Kinoshita T., Yuzawa Y., Nakamura I., Takahashi J., Kamimura M., Ohtsuka K., Takaoka K.: Clinical Outcome and Survival after Palliative Surgery for Spinal Metastases. *Cancer* 97 (2003) 476-486.
79. Hitchon P.W., Goel V.K., Rogge T., Grosland N.M., Torner J.: Biomechanical studies of two anterior thoracolumbar implants in cadaveric spines. *Spine* 24 (1999) 213-218.
80. Hosono N., Yonenobu K., Fuji T., Ebara S., Yamashita K., Ono K.: Vertebral Body Replacement with a Ceramic Prosthesis for Metastatic Tumors. *Spine* 20 (1995) 2454-2462.
81. Hu S.: Internal Fixation in the Osteoporotic Spine. *Spine* 22 (1997) 43S-48S.
82. Huang P., Gupta M.C., Sarigul-Klijn N., Hazelwood S.: Two in vivo surgical approaches for lumbar corpectomy using allograft and a metallic implant: a controlled clinical and biomechanical study. *Spine J* 6 (2006) 648-658.
83. Inoue H.: Three-dimensional architecture of the lumbar intervertebral discs. *Spine* 6 (1981) 139-146.
84. ISO/CD 12189-2: Implants for surgery - Mechanical testing of implantable spinal devices - Part 2: Static and fatigue test methods for spinal implant assemblies using corpectomy models
85. Itoh S., Kikuchi M., Koyama Y., Takakuda K., Shinomiya K., Tanaka J.: Development of an artificial vertebral body using a novel biomaterial, hydroxyapatite/collagen composite. *Biomaterials* 23 (2002) 3919-3926.
86. Jaikumar S., Kim D.H., Kam A.C.: History of minimally invasive spine surgery. *Neurosurgery* 51 Suppl.2 (2002) S1-S14.
87. Janevic J., Ashton-Miller J.A., Schultz A.B.: Large compressive preloads decrease lumbar motion segment flexibility. *J Orthop Res* 9 (1991) 228-236.
88. Jost B., Crompton P.A., Lund T., Oxland T.R., Lippuner K., Jaeger P., Nolte L.P.:
Compressive strength of interbody cages in the lumbar spine: the effect of cage shape, posterior instrumentation and bone density. *Eur Spine* 7(1998) 132-141.
89. Kääh M.J., Putz R., Gebauer D., Plitz W.: Changes in cadaveric cancellous vertebral bone strength in relation to time. A biomechanical investigation. *Spine* 23 (1998) 1215-1219.
90. Kanayama M., Ng J.T.W., Cunningham B.W., Abumi K., Kaneda K., McAfee P.C.:
Biomechanical Analysis of Anterior versus Circumferential Spinal Reconstruction of Various Anatomic Stages. *Spine* 24 (1999) 445-450.
91. Kaneda K., Taneichi H., Abumi K., Hashimoto T., Satoh S., Fujiya M.: Anterior Decompression and Stabilization with the Kaneda Device for Thoracolumbar Burst Fractures Associated with Neurological Deficits. *J Bone Joint Surg (Am)* 79 (1997) 69-83.
92. Karches C., Friedl W.: Sekundärdisklokation nach Synex-Cage-Implantation. *Unfallchirurg* 105 (2002) 744-747.

93. Katscher S, Josten C.: Wirbelsäulenverletzungen des thorakolumbalen Übergangs. Trauma Berufskrankh 9 (2007) S237–S244.
94. Khodadadyan-Klostermann C., Schaefer J., Schleicher P., Pflugmacher R., Eindorf T., Haas N.P., Kandziora F.: Expandierbare Cages als Wirbelkörperersatz. Chirurg 75 (2004) 694–701.
95. Khoo L.T., Beisse R., Potulski M.: Thoracoscopic-assisted treatment of thoracic and lumbar fractures: A series of 371 consecutive cases. Neurosurgery 51 [Suppl.2] (2002) S104-S117.
96. Knoeller S.M., Seifried C.: Historical Perspective: History of Spinal Surgery. Spine 25 (2000) 2838-2843.
97. Knop C., Blauth M., Bastian L., Lange U., Kesting J., Tscherne H.: Frakturen der thorakolumbalen Wirbelsäule - Spätergebnisse nach dorsaler Instrumentierung und ihre Konsequenzen. Unfallchirurg 100 (1997) 630-639.
98. Knop C., Blauth M., Bühren V., Hax P.-M., Kinzl L., Mutschler W., Pommer A., Ulrich C., Wagner S., Weckbach A., Wentzensen A., Wörsdörfer O.: Operative Behandlung von Verletzungen des thorakolumbalen Übergangs Teil 1. Unfallchirurg 102 (1999) 924-935.
99. Knop C., Blauth M., Bühren V., Hax P.-M., Kinzl L., Mutschler W., Pommer A., Ulrich C., Wagner S., Weckbach A., Wentzensen A., Wörsdörfer O.: Operative Behandlung von Verletzungen des thorakolumbalen Übergangs Teil 2. Unfallchirurg 103 (2000a) 1032-1047.
100. Knop C., Lange U., Bastian L., Blauth M.: Three dimensional motion analysis with Synex. Eur Spine 9 (2000b) 472-485.
101. Knop C., Lange U., Bastian L., Oeser M., Blauth M.: Vergleichende biomechanische Kompressionsversuche mit einem neuen Wirbelkörperersatzimplantat. Unfallchirurg 104 (2001a) 25-33.
102. Knop C., Lange U., Bastian L., Blauth M.: Biomechanische Stabilität mit einem neuen Wirbelkörperersatzimplantat. Dreidimensionale Bewegungsanalyse an instrumentierten humanen Wirbelsäulenpräparaten. Unfallchirurg 104 (2001b) 984-997.
103. Knop C., Blauth M.: Bisegmentale Stabilität und Synex. Unfallchirurg 106 (2003) 259-261.
104. Kolditz D., Krämer J., Gowin R.: Wasser- und Elektrolytgehalt der Bandscheiben des Menschen unter wechselnder Belastung. Z. Orthop. 123 (1985) 235-238.
105. Konermann W., Stubbe F., Link T., Meier N.: Axiale Bruchfestigkeit von thorakolumbalen Wirbelkörpern – eine experimentelle biomechanische Studie. Z. Orthop. 137 (1999) 223-231.
106. Konermann W., Haaker R. (Hrsg.): Navigation und Robotik in der Gelenk- und Wirbelsäulenchirurgie. Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York, 2003.
107. Kotani Y., Cunningham B.W., Cappuccino A., Kaneda K., McAfee P.C.: The effects of spinal fixation and destabilization on the biomechanical and histologic properties of spinal ligaments. An in vivo study. Spine 23 (1998) 672-683.
108. König H.E., Liebich H.-G. (Hrsg.): Anatomie der Haussäugetiere -Bewegungsapparat.

- Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis (Bd 1). Schattauer, F.K. Verlag, 2001.
109. Kossmann T., Ertel W., Platz A., Trentz O.: Die kombinierte Operation von Frakturen des thorakolumbalen Übergangs mit der Inlay-Span-Technik. *Orthopäde* 28 (1999) 432-440.
 110. Kossmann T., Rancan M., Jacobi D., Trentz O.: Minimally Invasive Vertebral Body Replacement with Cages in Thoracic and Lumbar Spine. *Eur J Trauma* 27 (2001) 292-300.
 111. Köhler P., Hesch R.-D.: Die Knochendichtewerte aus peripherer und spinaler quantitativer Computertomographie korrelieren nicht miteinander. *J Miner. Stoffwechs.* 4 (2000) 12-14.
 112. Krag M.H.: Biomechanics of Thoracolumbar Spinal Fixation. *Spine* 16 (1991) S84-S99.
 113. Kumar N., Kukreti S., Ishaque M., Mulholland R.: Anatomy of Deer Spine and Comparison to the Human Spine. *Anat Rec.* 260 (2000) 189-203.
 114. Lange U., Bastian L., Knop C., Blauth M.: Einfluss einer kurzstreckigen Spondylodese des thorakolumbalen Übergangs auf die angrenzenden Wirbelgelenke. *Unfallchirurg* 105 (2002) 359-370.
 115. Lange U., Edeling S., Knop C., Bastian L., Krettek C., Blauth M.: Wirbelkörperersatz mit höhenvariablem Titanimplantat - Ergebnisse einer prospektiven klinischen Studie. *Unfallchirurg* 109 (2006) 733-742.
 116. Lim T.-H., An H.S., Hong J.H, Ahn J.Y., You J.W., Eck J., McGrady L.: Biomechanical Evaluation of Anterior and Posterior Fixations in an Unstable Calf Spine Model. *Spine* 22 (1997) 261-266.
 117. Lin H.S., Liu Y.K., Adams K.H.: Mechanical response of the lumbar intervertebral joint under physiological (complex) loading. *J Bone Joint Surg Am* 60 (1978) 41-55.
 118. Loguidice V.A., Johnson R.G., Guyer R.D., Stith W.J., Ohnmeiss D.D., Hochschuler S.H., Rashbaum R.F.: Anterior Lumbar Interbody Fusion. *Spine* 13 (1988) 366-369.
 119. Ma Y.-Z., Tang H.-F., Chai B.-F., Yeh Y.-C., Jiang L.-P., Zhou S.-B., Chen W.-Y.: The Treatment of Primary Vertebral Tumors by Radical Resection and Prosthetic Vertebral Replacement. *Clin. Orthop. Rel. Res.* 215 (1987) 78-90.
 120. Mack M.J., Regan J.J., Bobechko W.P., Acuff T.E.: Application of thoracoscopy for disease of the spine. *Ann Thorac Surg* 56 (1993) 736-738.
 121. MacMillan M., Glowczewskie F.: Biomechanical analysis of a new anterior spine implant for post-corpectomy instability. *J Spinal Disord* 8 (1995) 56-61.
 122. Magerl F.P.: Stabilization of the lower thoracic and lumbar spine with external skeletal fixation. *Clin. Orthop. Rel. Res.* 189 (1984) 125-141.
 123. Magerl F., Aebi M., Gertzbein S.D., Harms J., Nazarian S.: A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur Spine J* 3 (1994a) 184-201.

124. Magerl F., Engelhardt P.: Brust- und Lendenwirbelsäule – Verlaufsformen. In: Witt A.N., Rettig H., Schlegel K.F. (Hrsg) Orthopädie in Praxis und Klinik, Spezielle Orthopädie (Wirbelsäule – Thorax - Becken). Thieme, Stuttgart New York (1994b) 3.82 - 3.132.
125. Main J.A., Wells M.E., Spengler D.M., Strauss A.M., Keller T.S.: Flexible device for vertebral body replacement. *J Biomed Eng* 11 (1989)113-117.
126. Mardjetko S.M., DeWald C.J.: Management of Metastatic Spinal Disease. *Spine: State of the Art Reviews* 10 (1996) S. 89-105.
127. Mariotti A.J., Diwan A.D.: Current concepts in anterior surgery for thoracolumbar trauma. *Orthop Clin North Am.* 33 (2002) 403-412.
128. Mazel C., Roy-Camille R.: Spinal Fusion in the Treatment of Spinal Tumors. *Spine: State of the Art Reviews* 6 (1992) 515-527.
129. McAfee P.C., Farey I.D., Sutterlin C.E., Gurr K.R., Warden K.E., Cunningham B.W.: Device-related osteoporosis with spinal instrumentation. *Spine* 14 (1989) 919-926.
130. Merk H., Koch H., Liebau C., Baltzer A., Dragendorf L., Graßhoff H.: Der Einsatz des Harms-Titannetzzyllinders zum Wirbelkörperersatz bei Wirbelsäulenmetastasen. *Z Orthop* 138 (2000) 169-173.
131. Messerer O.: Über Elasticität und Festigkeit der Menschlichen Knochen. Verlag der J. G. Cotta'schen Buchhandlung, Stuttgart 1880.
132. Miller J.A.A., Schmatz C., Schultz A.B.: Lumbar Disc Degeneration Correlation with Age, Sex, and Spine Level in 600 Autopsy Specimens. *Spine* 13 (1988) 173-178.
133. Morlock M., Strandborg J., Sellemshlo K., Nassutt R., Püschel K., Eggers C.: Vergleich unterschiedlicher Wirbelkörperersatzsysteme hinsichtlich Migration und Primärstabilität bei dorso-ventraler Spondylodese nach Korporektomie mit und ohne Laminektomie. *Orthopäde* 31 (2002) 514-521.
134. Nachemson A., Morris J. M.: In vivo measurements of intradiscal pressure. *J Bone Joint Surg Am* 46 (1964) 1077-1092
135. Nachemson A.: Electromyographic studies on the vertebral portion of the psoas muscle. *Acta Orthop Scand Suppl* 43 (1966a) 177-190.
136. Nachemson A.: The load on lumbar discs in different positions of the body. *Clin Orthop* 45 (1966b) 107-122.
137. Nachemson A., Evans J.: Some mechanical properties of the third human lumbar inter-laminar ligament (ligamentum flavum). *J Biomech* 1 (1968) 211-220.
138. Nachemson A.: The lumbar spine an orthopaedic Challenge. *Spine* 1 (1976) 59-71.
139. Nachemson A.: Disc pressure measurements. *Spine* 6 (1981) 93-96.
140. Nickel R., Schummer A., Seiferle E.: Lehrbuch der Anatomie der Haustiere Band I, 6.Auflage. Paul Parey Verlag, Berlin und Hamburg, 1992.

141. Nolte L.-P., Steffen R., Krämer J., Jergas M.: Der Fixateur interne: Eine vergleichende biomechanische Studie verschiedener Systeme. *Akt Traumatol* 23 (1993) 20-26.
142. Oda I., Cunningham B.W., Abumi K., Kaneda K., McAfee P.C.: The Stability of Reconstruction Methods after Thoracolumbar Total Spondylectomy. *Spine* 24 (1999) 1634-1638.
143. O'Dowd J.K.: Laparoscopic lumbar spine surgery. *Eur Spine J* 9 (2000): S3-S7.
144. Ogon M., Maurer H., Wimmer C., Landauer F., Sterzinger W., Krismer M.: Minimal-invasive Zugänge und Operationsverfahren an der Lendenwirbelsäule. *Orthopäde* 26 (1997) 553-561.
145. Opitz G., Gradinger R.: Technische Möglichkeiten des Wirbelkörperersatzes. In: Gradinger R., Opitz G. (Hrsg.) *Wirbelsäulentumore: Diagnostik und Therapie*. Demeter Verlag, Gräfelfing, 1989, 56-62.
146. Oxland T.R., Lin R.-M., Panjabi M.M.: Three-dimensional mechanical properties of the thoracolumbar junction. *J Orthop Res* 10 (1992) 573-580.
147. Panjabi M.M., Oxland T.R., Yamamoto I., Crisco J.J.: Mechanical behaviour of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *J Bone Joint Surg Am* 76 (1994a) 413-424.
148. Panjabi M.M., Oxland T.R., Lin R.-M., McGowen T.W.: Thoracolumbar burst fracture. A biomechanical investigation of its multidirectional flexibility. *Spine* 19 (1994b) 578-585.
149. Patwardhan A.G., Havey R.M., Meade K.P., Lee B., Dunlap B.: A Follower Load Increases the Load-Carrying Capacity of the Lumbar Spine in Compression. *Spine* 24 (1999) 1003-1009.
150. Pearcy M.J., Bogduk N.: Instantaneous axes of rotation of the lumbar intervertebral joints. *Spine* 13 (1988) 1033-1041.
151. Plötz W., Wicke-Wittenius S., Göbel W.E., Rechl R., Träger J., Schittich I., Burgkart R., Gradinger R., Hipp E.: Vertebral replacement in palliative tumor therapy. Possible surgical procedures - significant improvement in quality of life. *Fortschr Med.* 113 (1995) 437-440.
152. Povacz F.: *Geschichte der Unfallchirurgie*. Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York, 2000.
153. Putz R.: Zur Morphologie und Rotationsmechanik der kleinen Gelenke der Lendenwirbel. *Z Orthop* 114 (1976) 902-912.
154. Reinhold M., Schmölz W., Canto F., Krappinger D., Blauth M., Knop C.: Ein verbessertes Wirbelkörperersatzimplantat für die thorakolumbale Wirbelsäule. *Unfallchirurg* 110 (2007) 327-333.
155. Remberger K.: Pathologie der primären Wirbelsäulentumoren. In: Gradinger R., Opitz G. (Hrsg.) *Wirbelsäulentumore: Diagnostik und Therapie*. Demeter Verlag, Gräfelfing, 1989, 7-10.

156. Renner S.M., Natarajana R.N., Patwardhan A.G., Haveyc R.M., Voronovd L.I., Guod B.Y., Andersson G.B.J., An H.S.: Novel model to analyze the effect of a large compressive follower pre-load on range of motions in a lumbar spine. *J Biomech* 40 (2007) 1326–1332.
157. Riede U.-N., Schaefer H.-E.: *Allgemeine und spezielle Pathologie*. Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York, 1999, 4. Auflage, 1118-1121.
158. Riley L.H., Eck J.C., Yoshida H., Koh Y.D., You J.W., Lim T.H.: A biomechanical comparison of calf versus cadaver lumbar spine models. *Spine* 29 (2004) E217-E220.
159. Roaf R.: A study of the mechanics of spinal injuries. *J. Bone Joint Surg Br* 42 (1960) 810-823.
160. Rohlmann A., Graichen F., Weber U., Bergmann G.: Monitoring in Vivo Implant Loads with a telemeterized internal spinal Fixation Device. *Spine* 25 (2000) 2981-2986.
161. Rohlmann A., Neller S., Bergmann G., Graichen F., Claes L., Wilke H.-J.: Effect of an internal fixator and a bone graft on intersegmental spinal motion and intradiscal pressure in the adjacent regions. *Eur Spine J* 10 (2001) 301-308.
162. Rohlmann A., Zander T., Fehrmann M., Klöckner C., Bergmann G.: Einfluss von Implantaten zum Ersatz eines Wirbelkörpers auf das mechanische Verhalten der Wirbelsäule. *Orthopäde* 31 (2002) 503-507.
163. Rohlmann A., Gabel U., Graichen F., Bender A., Bergmann G.: An instrumented implant for vertebral body replacement that measures loads in the anterior spinal column. *Med Eng Phys.* 29 (2007) 580-585.
164. Schaser K.D., Melcher I., Mittlmeier T., Schulz A., Seemann J.H., Haas N.P., Disch A.C.: Chirurgisches Management von Wirbelsäulenmetastasen. *Unfallchirurg* 110 (2007) 137-162.
165. Schajowicz F., McDonald D.J.: Classification of Tumors and Tumorlike Lesions of the Spine. *Spine: State of the Art Reviews* 10 (1996) 1-13.
166. Schendel M.J., Wood K.B., Buttermann G.R., Lewis J.L., Ogilvie J.W.: Experimental measurement of ligament force, facet force and segment motion in the human lumbar spine. *J Biomechanics* 26 (1993) 427-438.
167. Schlenzka D., Laine T., Lund T.: Computerunterstützte Wirbelsäulen Chirurgie. *Orthopäde* 29 (2000) 658-669.
168. Schreiber U., Bence T., Grupp T., Steinhauser E., Mückley T., Mittelmeier W., Beisse R.: Is a single anterolateral screw-plate fixation sufficient for the treatment of spinal fractures in the thoracolumbar junction? A biomechanical Investigation. *Eur Spine J* 14 (2005) 197-204.
169. Schreiber U., Bence T., Bader R., Beisse R., Grupp T., Mittelmeier W., Steinhauser E.: Validation of a newly developed experimental setup for segmental spinal testing. *J Biomech* 34 (2001) S65-S66.

170. Schreiber U., Buchmann S., Steinhauser E., Mittelmeier W.: Effekt der Tiefkühlagerung von Wirbelsäulenpräparaten auf deren biomechanisches Verhalten. *Biomaterialien* 5, 1 (2004) 44-47.
171. Schreiber U., Dirrigl A., Steinhauser E., Mittelmeier W., Gradinger R.: Biomechanische Untersuchung zu Veränderungen der Wirbelsäulensegment-Steifigkeit nach Wirbelkörperersatz und ventraler-/dorsaler Stabilisierung. *Biomaterialien* 4 (2003) 239.
172. Schulte M., Schultheiss M., Hartwig E., Wilke H.-J., Wolf S., Sokiranski R., Fleiter T., Kinzl L., Claes L.: Vertebral body replacement with a bioglass-polyurethane composite in spine metastasis – clinical, radiological and biomechanical results. *Eur Spine J* (2000) 437-444.
173. Schultheiss M., Hartwig E., Kinzl L., Claes L., Wilke H.-J.: Axial compression force measurement acting across the strut graft in thoracolumbar instrumentation testing. *Clin Biomech* 18 (2003) 631-636.
174. Schultheiss M., Wilke H.-J., Claes L., Kinzl L., Hartwig E.: Macs-TL-Polyaxialscrew XL. *Orthopäde* 31 (2002a) 397-401.
175. Schultheiss M., Wilke H.-J., Claes L., Kinzl L., Hartwig E.: Macs-TL-twin-screw. *Orthopäde* 31 (2002b) 362-367.
176. Schultz A., Andersson G., Örtengren R., Haderspeck K., Nachemson A.: Loads on the lumbar spine. Validation of a biomechanical analysis by measurements of intradiscal pressures and myoelectric signals. *J Bone Joint Surg Am* 64 (1982) 713-720.
177. Schwitalle M., Eysel P., Oberstein A., Degreif J., Kirkpatrick C.J.: Bestimmung der Knochenqualität vor Wirbelsäuleninstrumentation - Stellenwert verschiedener in vivo-Methoden. *Z Orthop* 135 (1997) 217-221.
178. Seeger L.L.: Bone Density Determination. *Spine* 22 (1997) S49-S57.
179. Shaffer W.O.: Anterior Column Surgery in Spinal Tumors. *Spine: State of the Art Reviews* 12 (1998) 611-624.
180. Shono Y., Kaneda K., Abumi K., McAfee P.C., Cunningham B.W.: Stability of posterior spinal instrumentation and its effects on adjacent motion segments in the lumbosacral spine. *Spine* 23 (1998) 1550-1558.
181. Solomonow M., Zhou B.-H., Harris M., Lu Y., Baratta R.V.: The ligamento-muscular stabilizing system of the spine. *Spine* 23 (1998) 2552-2562.
182. Steffee A. D., Biscup R.S.: Metastatic Tumor Resection and Vertebrectomy: A Posterolateral Approach in the Thoracic and Lumbar Spine. *Spine: State of the Art Reviews* 10 (1996) 113-122.
183. Steffen R., Nolte L.P., Jergas M.: Biomechanische Überlegungen zur Anwendung von Fixateur interne Systemen bei Wirbelsäuleneingriffen. *Z Orthop* 133 (1995) 130-135.

184. Stempel A., Plitz W., Kühle J., Seidel T., Sukopp C.: Biomechanische Voraussetzungen zur Stabilitätsuntersuchung von Osteosyntheseverfahren an der Wirbelsäule. *Unfallchirurg* 97 (1994) 343-346.
185. Swartz D.E., Wittenberg R.H., Shea M., White A.A., Hayes W.C.: Physical and mechanical properties of calf lumbosacral trabecular bone. *J Biomech* 24 (1991) 1059-1068.
186. Szpalski M., Gunzburg R., Mayer M.: Spine arthroplasty: a historical review. *Eur Spine J* 11 (2002) S65-S84.
187. Thomsen K., Christensen F.B., Eiskjær S.P., Hansen E.S., Fruensgaard S., Bünger C.E.: The Effect of Pedicle Screw Instrumentation on Functional Outcome and Fusion Rates in Posterolateral Lumbar Spinal Fusion: A Prospective, Randomized Clinical Study. *Spine* 22 (1997) 2813-2822.
188. Troup J.D.G., Martin J.W., Lloyd D.C.E.F.: Back pain in industry. A prospective study. *Spine* 6 (1981) 61-69.
189. Truumees E., Herkowitz H.N.: Alternatives to Autologous Bone Harvest in Spine Surgery. *UPOJ* 12 (1999) 77-88.
190. Vahldiek M., Gossé F., Panjabi M. M.: Stabilität ventraler, dorsaler und kombinierter Spondylothesen beim Wirbelkörperersatz. *Orthopäde* 31 (2002) 508-513.
191. Vahldiek M.J., Panjabi M.M.: Stability Potential of Spinal Instrumentations in Tumor Vertebral Body Replacement Surgery. *Spine* 23 (1998) 543-550.
192. Van Ee C.A., Chasse A.L., Myers B.S.: Quantifying skeletal muscle properties in cadaveric test specimens: effects of mechanical loading, postmortem time, and freezer storage. *J Biomech Eng.* 122 (2000) 9-14.
193. Varga E., Hu R., Hearn T.C., Woodside T., Yang J-P.: Biomechanical analysis of hemipelvic deformation after corticospongious bone graft harvest from the posterior iliac crest. *Spine* 21(1996) 1494-1499.
194. Wagner S., Mayr E., Braun W., Rüter A.: Bessere Langzeitkorrekturen durch die kombinierte thorakolumbale Wirbelbruchversorgung. *Hefte Unfallchirurgie* 268 (1997) 188-190.
195. Wagner U.A.: Atlas der Pedikelschraubenimplantate. Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York, 2000, 1. Auflage.
196. Wahner H.W.: Measurements of Bone Mass and Bone Density. *Endocrinol Metab Clin North Am.* 18 (1989) 995-1012.
197. Weckbach A., Blattert T.: Die thorakolumbale Wirbelsäulenverletzung – Operationsindikationen und –zeitpunkt. *Zentralbl Chir.* 123 (1998) 930-935.
198. Weinhoffer S.L., Guyer R.D., Herbert M., Griffith S.L.: Intradiscal pressure measurements above an instrumented fusion. *Spine* 20 (1995) 526-531.

199. White A.A., Panjabi M.M.: *Clinical Biomechanics of the Spine*. 2nd ed. Philadelphia, J.B. Lippincott Co., 1990.
200. Whitesides T.E.: Traumatic kyphosis of the thoracolumbar spine. *Clin Orthop* 128 (1977) 78-92.
201. Wilke H.-J., Claes L.E., Schmitt H., Wolf S.: A universal spine tester for in vitro experiments with muscle force simulation. *Eur Spine* 3 (1994) 91-97.
202. Wilke H.-J., Wolf S., Claes L.E., Arand M., Wiesend A.: Stability increase of the lumbar spine with different muscle groups. A biomechanical in vitro study. *Spine* 20 (1995) 192-198.
203. Wilke H.-J., Krischak S., Claes L.E.: Biomechanical Comparison of Calf and Human Spine. *J Orthop Research* 14 (1996) 500-503.
204. Wilke H.-J., Krischak S.T., Wenger K., Claes L.E.: Load-displacement properties of the thoracolumbar calf spine: experimental results and comparison to known human data. *Eur Spine J* 6 (1997b) 129-137.
205. Wilke H.-J., Kettler A., Claes L.E.: Are Sheep Spines a Valid Biomechanical Model for Human Spines? *Spine* 22 (1997c) 2365-2374.
206. Wilke H.-J., Wenger K., Claes L.E.: Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. *Eur Spine J* 7 (1998) 148-154.
207. Wilke H.-J., Neef P., Caimi M., Hoogland T., Claes L. New in vivo measurements of the pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine* 24 (1999) 775-762
208. Wilke H.-J., Rohlmann A., Neller S., Schultheiß M., Bergmann G., Graichen F., Claes L.E.: Is it possible to Simulate Physiologic Loading Conditions by Applying Pure Moments? *Spine* 26 (2001a) 636-642.
209. Wilke H.-J., Kemmerich V., Claes L.E., Arand M.: Combined anteroposterior spinal fixation provides superior stabilisation to a single anterior or posterior procedure. *J Bone Joint Surg Br.* 83 (2001b) 609-617.
210. Wilson J.A., Bowen S., Branch C.L., Meredith J.W.: Review of 31 cases of anterior thoracolumbar fixation with the anterior thoracolumbar locking plate system. *Neurosurg Focus* 7 (1999) 1-8.
211. Wittenberg R.H., Shea M., Swartz D.E., Lee K.S., White A.A., Hayes W.C.: Importance of bone mineral density in instrumented spine fusions. *Spine* 16 (1991) 647-652.
212. Wittenberg R.H., Shea M., Edwards W.T., Swartz D.E., White A.A., Hayes W.C.: A biomechanical study of the fatigue characteristics of thoracolumbar fixation implants in a calf spine model. *Spine [suppl]* 17 (1992) 121-128.
213. Woltmann A., Bühren V.: Schockraummanagement bei Verletzungen der Wirbelsäule im Rahmen eines Polytraumas. *Unfallchirurg* 107 (2004) 911–918.

214. Wood II G.W., Boyd R.J., Carothers T.A., Mansfield F.L., Rehtine G.R., Rozen M.J., Sutterlin C.E.: The Effect of Pedicle Screw/Plate Fixation on Lumbar/Lumbosacral Autogenous Bone Graft Fusions in Patients with Degenerative Disc Disease. *Spine* 20 (1995) 819-830.
215. Wüster C., Ziegler R.: *Metabolische Knochenerkrankungen*. Thiemes Innere Medizin, Thieme Verlag Stuttgart, New York, 1999 350-373.
216. Yahia H., Newman N.: A light and electron microscopic study of spinal ligament innervation. *Z Mikrosk Anat Forsch.* 103 (1989) 664-674.
217. Yamaruro T., Shimizu K.: Clinical application of AW glass ceramic prosthesis in spinal surgery. *Nippon Seikeigeka Gackai Zasshi* 68 (1994) 505-515.
218. Yen D., Kuriachan V., Yach J., Howard A.: Long-term outcome of an anterior decompression and spinal fixation after placement of the Wellesley Wedge for thoracic and lumbar spinal metastasis. *J Neurosurg* 96 (2002) 6-9.
219. York J.E., Gokaslan Z.L.: Instrumentation of the spine in metastatic disease. *Spine: State of the Art Reviews* 13 (1999) 335-350.
220. Zdeblick T.A.: A prospective, randomized study of lumbar fusion. *Spine* 18 (1993) 983-991.
221. Zimmermann M.C., Vuono-Hawkins M., Parsons J.R., Carter F.M., Gutteling E., Lee C.K., Langrana N.A.: The mechanical properties of the canine lumbar disc and motion segment. *Spine* 17 (1992) 213-220.

9 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1.1 <i>Adriaen Brouwer's Operation on the back. [Neurosurgery S2-IV Supplement 2 Nov 2002]</i>	4
Abbildung 1.2 <i>Thorakoskopische ventrale Stabilisierung [Beisse et al. 2002 (S. 417)]</i>	7
Abbildung 2.1 <i>Humane Wirbelsäule [modifiziert nach Benninghoff 2003 (S. 415)]</i>	9
Abbildung 2.2 <i>Bewegungsumfänge und Freiheitsgrade an der Wirbelsäule [modifiziert nach White 1990 (S. 107)]</i>	10
Abbildung 2.3 <i>Rotationsbereiche der Hauptbewegungsrichtungen [modifiziert nach White 1990 (S. 102, 105, 112)]</i>	11
Abbildung 2.4 <i>Rotations- und Translationsbewegungen eines Segmentes in den Hauptbewegungsrichtungen [modifiziert nach Wilke 1998 (S. 149)]</i>	12
Abbildung 2.5 <i>Last-Deformationskurve [modifiziert nach White 1990 (S. 21)]</i>	13
Abbildung 2.6 <i>Charakteristische Last-Deformations-Hysteresekurve mit Definition der Parameter (ROM, EZ, NZ, S1, S2). Diese Kurve repräsentiert meist den Deformationswinkel als Reaktion auf Flexion-/Extensionsmomente ($\pm M_x$), links/rechts Rotationsmomente ($\pm M_y$) oder rechts/links Seitneigemomente ($\pm M_z$) [modifiziert nach Wilke et al. 1998 (S. 150)]</i>	14
Abbildung 2.7 <i>Aufbau des Discus intervertebralis: a 3. Lendenwirbel mit gestufter Aufsicht auf die zugehörige Bandscheibe b Ausschnitt aus (a) mit der lamellenartigen Gliederung des Anulus fibrosus [modifiziert nach Benninghoff 2003 (S. 428)]</i>	15
Abbildung 2.8 <i>Führung der Bewegung in den Bewegungssegmenten der Lendenwirbelsäule [modifiziert nach Benninghoff 2003 (S. 439)]</i>	17
Abbildung 2.9 <i>Tiefe Schicht der autochthonen Rückenmuskulatur [modifiziert nach Benninghoff 2003 (S. 443)]</i>	19
Abbildung 2.10 <i>Lendenwirbel L2 [modifiziert nach Benninghoff 2003 (S. 428)]</i>	19
Abbildung 2.11 <i>Humane und bovine Wirbelsäule [nach Nickel 1992 (S. 117)]</i>	21
Abbildung 3.1 <i>Wirbelkörper im Quer- und Frontalschnitt: a beim Skelettgesunden b beim Osteoporosepatienten (Mazerationspräparate) [modifiziert nach Riede 1999 (S. 1120)]</i>	24
Abbildung 3.2 <i>Frakturklassifikation der Wirbelsäule [modifiziert nach Magerl 1994a (S. 187)]</i>	26
Abbildung 3.3 <i>Verteilung der Wirbelfrakturen nach Verletzungshöhe [nach Beisse 2002 (S. 418)]</i>	27
Abbildung 3.4 <i>Klassifikation der Wirbelsäulenmetastasen nach Kostuik [modifiziert nach Mardjetko 1996 (S. 94)]</i>	29
Abbildung 3.5 <i>Ventrales Stabilisierungssystem: MACs TL (modular anterior construct system) links: polyaxialer Schraubenmechanismus (Aesculap, Tuttlingen, Deutschland); rechts: intraoperative Durchleuchtung bei monosegmentaler thorakoskopischer Stabilisierung mit MACs TL (Dr. Beisse, BG Klinikum Murnau)</i>	31
Abbildung 3.6 <i>links: WSI-MX/PX-Titan System (Peter Brehm, Weisendorf, Deutschland), rechts: konventionelle Röntgendiagnostik in zwei Ebenen bei operativer dorsaler Stabilisierung mit WSI und Querverstrebung (prä- und postoperativ)</i>	33
Abbildung 3.7 <i>Verschiedene Stabilisierungssysteme (von links nach rechts: 1. Ventrales System: Z-Plate II, Medtronic Sofamor Danek, Memphis, USA; 2. Dorsaler Fixateur interne: SOCON, Aesculap,</i>	

<i>Tuttlingen, Deutschland, 3.Kombiniertes System: BWM-System, Stryker Howmedica Osteonics, Allendale, USA)</i>	34
Abbildung 3.8 <i>Entnahme eines trikortikalen Spans vom linken Beckenkamm bei einem 26-jährigen Patienten a Zugang zum Beckenkamm in Rechtsseitenlage b präparierter Span vor Implantation in das vorbereitete Spanbett [modifiziert nach Briem 2003 (S. 197)]</i>	36
Abbildung 3.9 <i>GHG Wirbelkörperersatz (ESKA Implants, Lübeck, Deutschland)</i>	36
Abbildung 3.10 <i>Gängige Wirbelkörperersatzimplantate: a Synex™ (Synthes) b VBR (Ulrich) c X-tenz (DePuy Acromed) d Harms Cage (DePuy Acromed) [modifiziert nach Khodadadyan 2004 S. 696]</i>	37
Abbildung 4.1 <i>Flussdiagramm der Präparatvorbereitungen</i>	40
Abbildung 4.2 <i>Photographische Bestimmung der Endplattenmittelpunkte vor der Einbettung</i>	42
Abbildung 4.3 <i>Ansicht der Versuchsanordnung in der Universalprüfmaschine (Fa. Wolpert)</i>	43
Abbildung 4.4 <i>Funktionsskizze des Wirbelsäulenprüfstandes</i>	43
Abbildung 4.5 <i>Axonometrische Darstellung des Wirbelsäulenprüfstandes in 0° (links) und 15° Stellung (rechts)</i>	44
Abbildung 4.6 <i>Kalibriervorrichtung mit Koordinatensystem</i>	45
Abbildung 4.7 <i>Markerpositionierung an einem bovinen Präparat</i>	46
Abbildung 4.8 <i>Flussdiagramm zur Signalverarbeitung</i>	47
Abbildung 4.9 <i>Momenten- und Winkelverlauf für Flexion/Extension, nativ; Darstellung der Maxima und Nulldurchgänge des aufgebrachten Momentes</i>	48
Abbildung 4.10 <i>Hysterese von L1 zu L3 für die Seitneigung mit Darstellung von NZ und ROM</i>	48
Abbildung 4.11 <i>Schemazeichnung des MACs TL Systems [nach Aesculap Nr. 0 172]</i>	49
Abbildung 4.12 <i>WSI-MX/PX-Titan (Peter Brehm, Weisendorf, Deutschland)</i>	50
Abbildung 4.13 <i>GHG Wirbelkörperersatz: (a) distrahierbare Deckplatte mit Spindel, (b) Grundkörper, (c) modulare Deckplatte (ESKA, Lübeck, Deutschland)</i>	50
Abbildung 4.14 <i>Schematische Darstellung des Temperaturverlaufs der Einfrier-/Auftauintervalle</i>	51
Abbildung 4.15 <i>Funktionsskizze des Wirbelsäulenprüfstandes für statische Belastung</i>	52
Abbildung 4.16 <i>SIMI Oberfläche bei statischer Flexionsbelastung</i>	52
Abbildung 4.17 <i>Biomechanische Testung des WSI-Implantates mit Querverstrebung</i>	53
Abbildung 4.18 <i>Korporektomie beim eingebetteten bovinen Implantat</i>	54
Abbildung 4.19 <i>Kameraansicht Schritt 2 (Korp. + GHG + WSI)</i>	55
Abbildung 4.20 <i>Kameraansicht Schritt 3 (Korp. + GHG + WSI + Querverstrebung)</i>	55
Abbildung 4.21 <i>a) Montage der polyaxialen Schrauben b) Platzierung der Stabilisierungsplatte [modifiziert nach Schultheiss 2002 (S. 365)]</i>	56
Abbildung 4.22 <i>a) Fixierung der Stabilisierungsplatte b) Fixierung des Implantates mit Stabilisierungsschraube c) Verriegelung der Polyaxialität mit Klemmschraube [modifiziert nach Schultheiss 2002 (S. 365)]</i>	57
Abbildung 4.23 <i>Kameraansicht Schritt 4 (Korp. + GHG + WSI + MACs TL)</i>	57
Abbildung 5.1 <i>Ergebnis der DEXA Messung exemplarisch an Präparat I</i>	58
Abbildung 5.2 <i>Flexionswinkel bei statischer Belastung von 2,0 Nm über 60 Minuten (Präparat 3, frisch)</i>	59

Abbildung 5.3 <i>Flexionswinkel (Standardabweichung) bei statischer Belastung in den einzelnen Lagerungsintervallen</i>	60
Abbildung 5.4 <i>Darstellung der maximalen ROM: links ohne Querverstrebung, rechts mit Querverstrebung (* = $p \leq 0,05$)</i>	60
Abbildung 5.5 <i>Maximale Bewegung und neutrale Zone (Median) in den einzelnen Testschritten der Sagittalebene mit Angabe der Maxima und Minima</i>	63
Abbildung 5.6 <i>Maximale Bewegung und neutrale Zone (Median) in den einzelnen Testschritten der Frontalebene mit Angabe der Maxima und Minima</i>	64
Abbildung 5.7 <i>Maximale Bewegung und neutrale Zone (Median) in den einzelnen Testschritten der Transversalebene mit Angabe der Maxima und Minima</i>	65
Abbildung 5.8 <i>Hysteresekurven der einzelnen Testschritte (1-4): Seitneigung rechts und links - Präparat I</i>	66
Abbildung 6.1 <i>Vergleich der maximalen ROM (Ordinate) in Rotation (Vorversuch - bovines Kollektiv mit dorsaler Stabilisierung WSI mit Querverstrebung)</i>	77

10 Tabellenverzeichnis

Tabelle 2.1 <i>Vergleich der Anzahl der Wirbel [nach König 2001 (S. 87)]</i>	21
Tabelle 4.1 <i>Übersicht der verwendeten Präparate</i>	41
Tabelle 4.2 <i>Übersicht über die bovinen Präparate zur statischen Flexionsbelastung</i>	53
Tabelle 4.3 <i>Versuchsprotokoll</i>	54
Tabelle 5.1 <i>Ergebnisse der Knochendichtemessung (DEXA)</i>	58
Tabelle 5.2 <i>P-Werte (exakte Signifikanz, 2-seitig) der ROM; signifikante Ergebnisse sind mit * gekennzeichnet, Tendenzen mit t</i>	62
Tabelle 5.3 <i>P-Werte (exakte Signifikanz, 2-seitig) der NZ; signifikante Ergebnisse sind mit * gekennzeichnet, Tendenzen mit t</i>	67
Tabelle 5.4 <i>Übersicht der Korrelation von Knochendichte (BMD gesamt [g/cm²]) zu ROM gesamt und NZ gesamt (* Signifikanzlevel bei 0,05, ** Signifikanzlevel bei 0,01)</i>	68
Tabelle 5.5 <i>Übersicht der Korrelation vom Alter der bovinen Spendertiere [Wo] zur ROM gesamt und NZ gesamt (* Signifikanzlevel bei 0,05, ** Signifikanzlevel bei 0,01)</i>	68
Tabelle 6.1 <i>Übersicht über biomechanische Untersuchungen der thorakolumbalen Wirbelsäule</i>	71
Tabelle 6.2 <i>Übersicht über Prüfaufbau bedingte Fehlerquellen</i>	75
Tabelle 6.3 <i>Übersicht über die Methodik biomechanischer Versuche am Korpektomiemodell</i>	82
Tabelle 6.4 <i>Übersicht über die Ergebnisse biomechanischer Versuche am Korpektomiemodell (kursive Werte aus Graphiken entnommen)</i>	84

11 Danksagung

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

- Herrn Dr.-Ing. Ulrich Schreiber, für die Erarbeitung des Themas, die kontinuierliche intensive persönliche Betreuung der Doktorarbeit, Aufmunterung, Unterstützung, fachlichen Ratschläge sowie die Entwicklung des Prüfstandes
- Herrn Prof. Dr. Andreas B. Imhoff, für die verständnisvolle Bereitstellung von forschungsfreien Tagen zur Fertigstellung der Promotion und die Übernahme der Funktion als Doktorvater von PD Dr. med. W. Mittelmeier
- Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Reiner Gradinger, für die Nutzungsmöglichkeit der Laboreinrichtungen
- Herrn PD. Dr. med. Wolfram Mittelmeier, für die Vergabe des Themas und seine Unterstützung die leider durch seinen Weggang nur in der Anfangsphase genießen konnte
- Herrn Dr. med. Oliver Trapp, für die Durchführung und die Tipps bei der Implantation
- Herrn Dipl.-Ing. Stefan Eichhorn, für technischen Beistand und lebensnahe Tipps und Tricks
- Herrn Dr.-Ing. Erwin Steinhauser, für wertvolle technische Ratschläge
- Herrn Dr. med. Tibor Bence für die gemeinsame Erarbeitung der Literatur und die Einführung in den Prüfaufbau
- Frau Andrea Dirrigl, für die moralische und fachliche Unterstützung als „Mitdoktorandin“
- dem Bayerischen Landesamt für Gesundheit und Lebensmittelsicherheit in Oberschleißheim für die Überlassung der bovinen Wirbelsäulenpräparate
- Frau Christine Kleinmond für die Geduld bei der Durchführung der DEXA Messungen
- den Röntgenassistentinnen der Poliklinik für Sportorthopädie für die radiologischen Kontrollen
- den Mitarbeitern der Werkstätten der ZHS und der Werkstatt im Klinikum Rechts der Isar
- Frau Raymonde Busch, Institut für Medizinische Statistik und Epidemiologie des Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München für ihre freundliche Unterstützung bei der statistischen Auswertung.
- meinem Mitbewohner und Freund Tobias Uppers der die Arbeit stets auf germanistische Unzulänglichkeiten korrigierte
- meiner Familie und meiner Freundin Caro für die Unterstützung in allen Lebens- und Doktorarbeitslagen