

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

**Biomechanische Untersuchungen zu
Veränderungen der Wirbelsäulensegment-Steifigkeit im Bereich des
thorakolumbalen Übergangs nach operativen Versorgungen**

Tibor Bence

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

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier
Prüfer der Dissertation: 1. Univ.-Prof. Dr. W. Mittelmeier, Universität Rostock
(schriftliche Beurteilung)
apl. Prof. Dr. Dr. H. P. Rechl (mündliche Prüfung)
2. Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger

Die Dissertation wurde am 30.01.2006 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 17.05.2006 angenommen.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Funktionelle Anatomie und Biomechanik der Wirbelsäule	3
2.1	Anatomie der Wirbelsäule	3
2.2	Biomechanik der Wirbelsäule	7
2.2.1	Bewegungscharakteristika	7
2.2.2	Belastungen der Bandscheiben	12
2.2.3	Wirbelkörper	14
2.2.4	Bänder und Muskeln	15
3	Klinik	17
3.1	Epidemiologie	17
3.2	Verletzungsmuster	17
3.3	Behandlungsstrategien	19
3.3.1	Ventrale Stabilisierung	21
3.3.2	Dorsale und dorso-ventrale Stabilisierung	24
3.3.3	Minimalinvasive Operationstechnik	26
4	Versuchsdurchführung	29
4.1	Behandlung der Präparate	30
4.2	Prüfvorrichtung	33
4.3	Datenerfassung und -auswertung	35
4.4	Versuchsprotokoll	40
4.4.1	Stabilisierung mit macs _{TL}	44
4.4.2	Stabilisierung mit SOCON	46
4.5	Statistische Auswertung	47

5	Ergebnisse	48
5.1	Knochendichtemessung	48
5.2	Bewegungsanalyse	49
5.2.1	Flexion/Extension	49
5.2.2	Lateralflexion	55
5.2.3	Torsion	60
5.2	Zusammenfassung der Ergebnisse	65
6	Diskussion	69
6.1	Biomechanische Untersuchungen an der Wirbelsäule	69
6.2	Prüfvorrichtung	75
6.3	Bewertung der Ergebnisse	77
6.4	Vergleich der Ergebnisse mit Literaturdaten	79
6.5	Postoperative Veränderungen an Implantaten und Wirbelsäule	85
7	Zusammenfassung	88
8	Literaturverzeichnis	90
9	Anhang	101
10	Danksagung	103

Verzeichnis der Abkürzungen

Abb.	Abbildung
A/D	Analog/Digital
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese
BWS	Brustwirbelsäule
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
DEXA	Dual Energy X-ray Absorption
d.h.	das heißt
elektr.	elektrisch
ESSF	External Spinal Sceletal Fixation
etc.	et cetera
EZ	Elastische Zone
F	Force
Fa.	Firma
Gew.	Gewicht
Hrsg.	Herausgeber
HWS	Halswirbelsäule
Hz	Hertz
ISO/DIS	International Organization for Standardization Draft International Standard
K.-dichte	Knochendichte
Lig.	Ligamentum
Ligg.	Ligamenta
LWS	Lendenwirbelsäule

M.	Musculus
mm	Millimeter
macs _{TL}	modular anterior construct system thoracic and lumbar spine
N	Newton
N.	Nervus
Nm	Newtonmeter
Nr.	Nummer
NZ	Neutrale Zone
opt.	optisch
Präp.	Präparat
Proc.	Processus
Procc.	Processi
PZ	Plastische Zone
rel.	relativ
ROM	Range of Motion
S.	Seite
s	Sekunde
s.	siehe
SOCON	Solid Connection
Tab.	Tabelle
V.	Vena
vgl.	vergleiche
www	world wide web
z.B.	zum Beispiel
3D	dreidimensional

1 Einleitung

Eine häufige Indikation zum operativen Eingriff an der Wirbelsäule sind Frakturen der Wirbelkörper. Die Stabilisierung der betroffenen Strukturen soll eine Wiederherstellung der anatomischen Verhältnisse und Reposition der Wirbelfrakturen gewährleisten. Zur Verfügung stehen Implantatsysteme, die ventral, dorsal oder kombiniert dorso-ventral fixiert werden. 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.

Um die Erkenntnisse über das komplexe System der Wirbelsäule zu erweitern, stehen *in vitro*, *in vivo* Messungen, Tierversuche und mathematische Modellberechnungen zur Verfügung. *In vivo* Untersuchungen berücksichtigen zwar mehr die physiologischen Lastverhältnisse, auf Grund ethischer und messtechnischer Probleme treten sie jedoch gegenüber validierten Labormodellen in den Hintergrund.

Um die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse zu gewährleisten, werden *in vitro* Testungen von Wirbelsäulenpräparaten an vereinfachten Modellen durchgeführt. Tierische Präparate vom Kalb, Schaf oder Schwein ermöglichen auf Grund geringer interindividueller Unterschiede eine gute Vergleichbarkeit der Ergebnisse untereinander, weichen aber im biomechanischen Verhalten von humanen Bewegungssegmenten ab. Der Großteil der verwendeten Modelle beschränkt sich auf Grund der komplexen Lastverhältnisse in der Wirbelsäule auf die knöchernen und ligamentären Strukturen ohne Simulation der auftretenden Muskelkräfte. Getestet werden mono-, bi-, oder multisegmentale Präparate mit Einleitung reiner Momentbelastung oder gekoppelter Axial- und Momentbelastungen.

Frakturen im thorakolumbalen Übergang können dorsal, ventral oder kombiniert dorso-ventral instrumentiert werden. Das entwickelte ventrale, minimalinvasiv implantierbare macs_{TL} Stabilisierungssystem (Fa. Aesculap, Tuttlingen, Deutschland) stellt bei bestimmten Verletzungsmustern eine Alternative zur dorsalen Vorgehensweise dar.

Gegenstand dieser Arbeit war es, das ventral minimalinvasiv applizierbare macs_{TL} System und ein dorsales Stabilisierungssystem (SOCON) derselben Firma im thorakolumbalen Übergang (T12-L2) im biomechanischen Prüfmodell an Humanpräparaten zu untersuchen. Dies sollte im Hinblick auf den Vergleich der Primärstabilität nach A-Frakturen bzw. B-Frakturen (AO-Klassifikation) bei entsprechender mono- bzw. bisegmentaler ventraler respektive dorsaler Versorgung der Präparate erfolgen.

2 Funktionelle Anatomie und Biomechanik der Wirbelsäule

2.1 Anatomie der Wirbelsäule

Die Wirbelsäule, *Columna vertebralis*, bildet das Achsenskelett des Menschen. Im Laufe der Individualentwicklung bilden sich funktionsbedingt die charakteristischen **Krümmungen** in der sagittalen Ebene: Hals- (C1-C6) und Lendenlordose (T10-L5), Brust- (C6-Th9) und Sakralkyphose (Sakral- und Coccygealwirbel) (s. Abb. 2.1). Die durchschnittliche Länge der Wirbelsäule beträgt ca. $\frac{2}{5}$ der Körperlänge. Bei aufrechter Körperhaltung ist die Wirbelsäule als Ganzes doppelt S-förmig gekrümmt [Frick 1987 S. 451, 472-475, Moll 1995 S. 327].

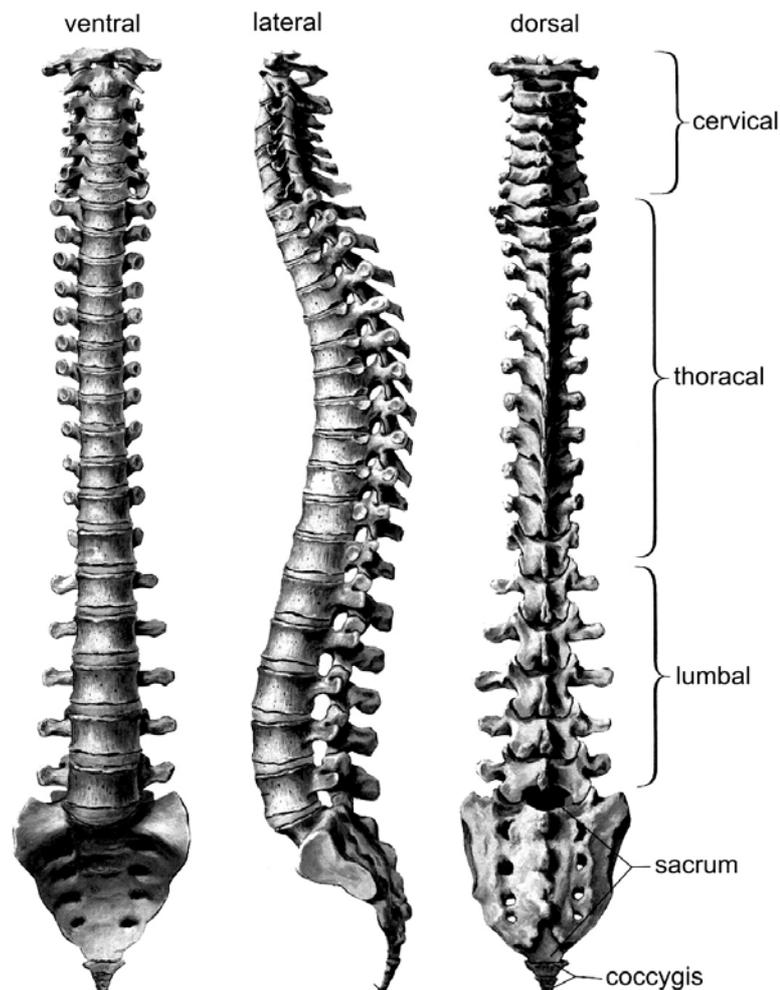


Abb. 2.1: Humane Wirbelsäule [modifiziert nach Netter 1997 (Tafel 142)]

Die Beanspruchung der Wirbelsäule ist sowohl dynamisch als auch statisch. Um diesen Belastungen gerecht zu werden, ist die Wirbelsäule aus zahlreichen

bindegewebigen und knöchernen Einzelementen aufgebaut, die jeweils nur zu einem kleinen Teil an der Gesamtbeweglichkeit beteiligt sind. Diese Kombination gewährleistet eine Beweglichkeit in allen Ebenen des Raumes. Durch die erhöhten Bewegungsumfänge im Hals- und Lendenwirbelbereich sinkt die Stabilität der Wirbelsäule in diesen Abschnitten. Bedingt durch den Gang auf zwei Beinen ist die mechanische Belastung der Wirbelsäule im Hals- und Lendenwirbelbereich erhöht, so dass in diesen Regionen Beschwerden am wahrscheinlichsten sind.

Da die Wirbelsäule neben der Stütz-, Halte- und Bewegungsfunktion auch dem Schutz des Rückenmarkes dient, ist die Bedeutung von Wirbelsäulenverletzungen im Vergleich zu anderen Traumata des Bewegungsapparates höher.

Die Wirbel sind die **knöchernen Elemente** der Wirbelsäule. Ihre einheitliche Grundform ist in den einzelnen Abschnitten den verschiedenen statischen und dynamischen Anforderungen angepasst. Mit Ausnahme des Atlas besteht jeder Wirbel aus einem ventral liegenden Wirbelkörper, *Corpus vertebrae*, und einem dorsal gelegenen Wirbelbogen, *Arcus vertebrae*, dem Dornfortsatz (*Proc. spinosus*), sowie zwei Quer- (*Procc. transversi*), und vier Gelenkfortsätzen (*Procc. Articulares*) (s. Abb. 2.2).

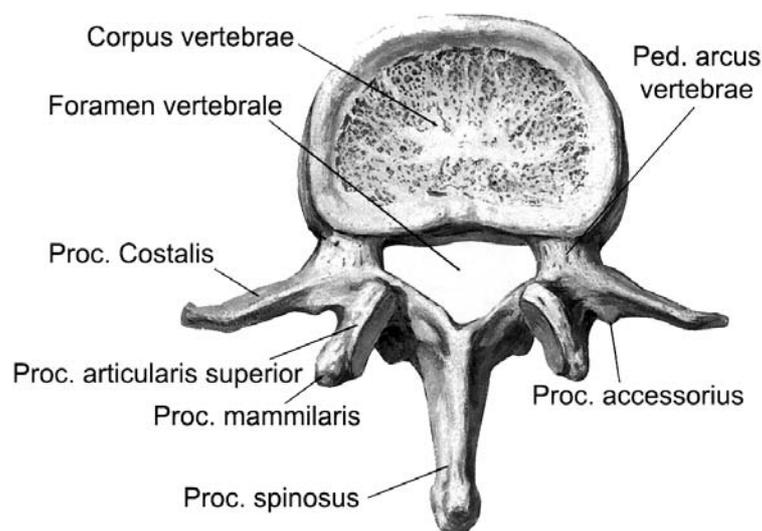


Abb. 2.2: Wirbelkörper L2 [modifiziert nach Netter 1997 (Tafel 144)]

Die Anatomie der Gelenkfortsätze ist für jede Region der Wirbelsäule charakteristisch und bestimmt mit ihrer Ausrichtung und Geometrie die Beweglichkeit der Segmente. Der untere Gelenkfortsatz des oberen Wirbels bildet mit dem oberen Gelenkfortsatz des unteren Wirbels ein Zwischenwirbelgelenk

(*Articulatio zygapophysialis*) [Frick 1987 S. 468-469, Putz 1977 S. 905-908, White 1990 S. 30-31].

Um eine optimale statische Funktion mit gleichzeitiger Materialersparnis zu erreichen, sind die Spongiosabälkchen vertikal und horizontal ausgerichtet. Die Höhe und Flächengröße der Wirbel nimmt von kranial nach kaudal belastungsbedingt zu, so dass eine optimale Anpassung der primär axial beanspruchten Knochenmasse sichergestellt ist. Im Alter kommt es besonders bei Frauen in mechanisch stärker beanspruchten Anteilen des Bewegungsapparates wie dem proximalen Femur oder der Wirbelsäule zur hormonell bedingten osteoporotischen Abnahme der **Knochendichte**, was zu vermehrten Frakturen und spontanen Wirbeleinbrüchen führt [Olah 1999 S. 1118-1121]. Wahner et al. 1989 (S. 1002) beschreiben den Abbau der Knochensubstanz in Wirbelkörpern in Abhängigkeit vom Alter. Zwischen dem 30. und 40. Lebensjahr geht bei Männern pro Jahr 0,5-0,8%, bei Frauen 0,8-1,0% der Knochenmasse verloren. Während der Menopause steigt der prozentuale Anteil auf 2-3% an. Danach stabilisiert sich der Knochenstoffwechsel wieder. Eine jahreszeitlich bedingte Schwankung der Knochendichte mit einer Dichteerhöhung im Sommer und Verlust von Knochenmasse im Winter (gilt für die nördliche Hemisphäre) konnte bestätigt werden [Rico 1994 S. 386, Woitge 2000 S. 2445-2447].

Zwischenwirbelscheiben, *Disci intervertebrales*, sind gefäßlose, nervenfreie Stoßdämpfer, die vom zweiten Halswirbel bis zum Sakrum die Körper zweier benachbarter Wirbel verbinden. Sie bestehen aus dem *Anulus fibrosus*, einem Faserring, der aus konzentrisch ausgerichteten Bindegewebslamellen und Faserknorpel aufgebaut ist, und dem *Nucleus pulposus* aus Chondromukoid-Gallerte. Am Rand der Endplatte sind die Sharpeyschen Fasern direkt mit dem Knochengewebe verwachsen. In der zentralen Region erfolgt die Verbindung mit dem Wirbelkörper über die aus hyalinem Knorpel bestehende Endplatte [Inoue 1981 S. 139-140].

Von der Außenzone nimmt der Wassergehalt in Richtung Innenzone der Bandscheibe kontinuierlich zu. Im Alter verringert sich der Wassergehalt und damit der kolloidosmotische Druck des Gallertkerns, so dass Elastizität und Verformbarkeit abnehmen. Als osmotisches System ist die Bandscheibe in der Lage, Wasser sowohl aufzunehmen, als auch wieder abzugeben. Während einer einwirkenden Kompression nimmt der Flüssigkeitsgehalt der Bandscheibe ab. Durch die

organische Matrix (saure Mucopolysaccharide) werden in der Bandscheibe Kationen (Natrium- und Kaliumionen) zurückgehalten, so dass der Elektrolytgehalt steigt und sich ein osmotischer Gradient aufbauen kann. Dieser verhindert bei hoher Belastung eine extreme Wasserabgabe und ist bei Entlastung für den Wassereinstrom in die Bandscheiben verantwortlich. Die Flüssigkeitsaufnahme hat neben der mechanischen auch ernährungsphysiologische Bedeutung. Die Zellen der Bandscheibe werden ausschließlich durch Diffusion über den Wirbelkörper und die knorpelige Endplatte ernährt. Kommt diese druckabhängige Flüssigkeitsverschiebung zum Erliegen, sei es durch Ent- oder Belastung, treten Versorgungsprobleme der Bandscheiben auf. Die Anfälligkeit der Bandscheiben ist vom Alter und Grad der Degeneration abhängig [Kolditz 1985 S. 235, 237-238].

Die **Bänder** der Wirbelsäule lassen sich in Bänder der Wirbelkörpersäule und in Verbindungen der Wirbelbögen einteilen. Das vordere Längsband erstreckt sich über die gesamte Länge der Wirbelsäule auf der ventralen Fläche der Wirbelkörper, mit der es fest verschmolzen ist. Es verhindert eine extreme Extension der Wirbelsäule. Das schwächere hintere Längsband verläuft auf der dorsalen Fläche der Wirbelkörper. Im Gegensatz zum vorderen Längsband ist es mit den Zwischenwirbelscheiben und dem Ober- und Unterrand der Wirbelkörper verwachsen. Die Aufgabe des Bandes liegt in einer Begrenzung der Flexionsbewegung. Beide Ligamente haben entscheidenden Einfluss auf die Eigenform der Wirbelsäule.

Der Bandapparat der Wirbelbögen setzt sich zusammen aus den Ligg. flava, interspinalia, supraspinalia und intertransversaria.

Die Ligg. flava erstrecken sich auf beiden Seiten der Wirbelbögen zwischen benachbarten Wirbeln auf der gesamten Länge der Wirbelsäule (s. Abb. 2.3). Sie bestehen zum Großteil aus elastischen Fasern und sind in der Lage, sich bei entsprechenden Bewegungen zu verkürzen oder zu dehnen.

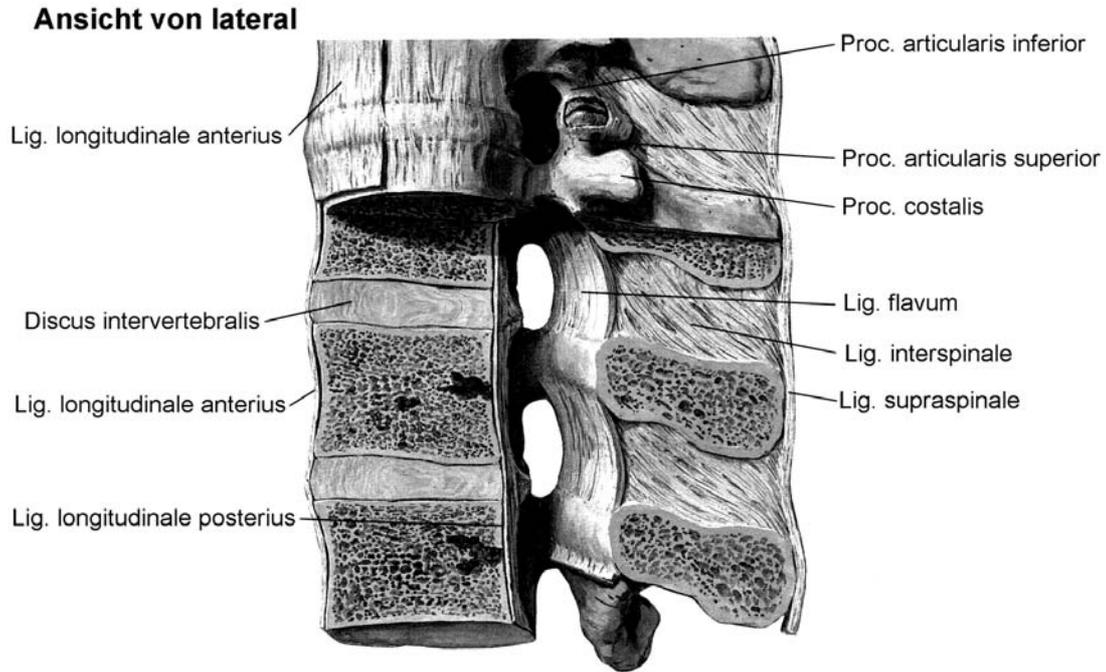


Abb. 2.3: Bandapparat der Wirbelsäule [modifiziert nach Netter 1997 (Tafel 146)]

Mit intaktem Bandapparat aber ohne Muskeln stellt die Wirbelsäule eine instabile Struktur dar [Solomonow 1998 S. 2552]. Die autochthone Muskulatur wird in ihrer Gesamtheit als *M. erector spinae* bezeichnet. Sie liegt dem Achsenskelett direkt auf. Neben der autochthonen Muskulatur gibt es Rückenmuskeln, die zum Schultergürtel gehören, aber auch der Stabilisierung des Rumpfes dienen.

Während Flexionsbewegungen passiv beeinflusst werden, sind Extension und Rotation 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 sind in der Lage, die Wirbelsäule seitlich zu beugen.

2.2 Biomechanik der Wirbelsäule

2.2.1 Bewegungscharakteristika

Kenntnisse biomechanischer Grundlagen der Wirbelsäule sind Voraussetzung für experimentelle Untersuchungen an isolierten Bewegungssegmenten. 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 wird mit sechs

Freiheitsgraden, drei translatorischen und drei rotatorischen beschrieben, wobei einzelne Segmente nur zu einem geringen Teil zur Gesamtbeweglichkeit des Systems beitragen. In den verschiedenen Abschnitten der Wirbelsäule sind die ROMs stark unterschiedlich ausgeprägt (s. Abb. 2.4).

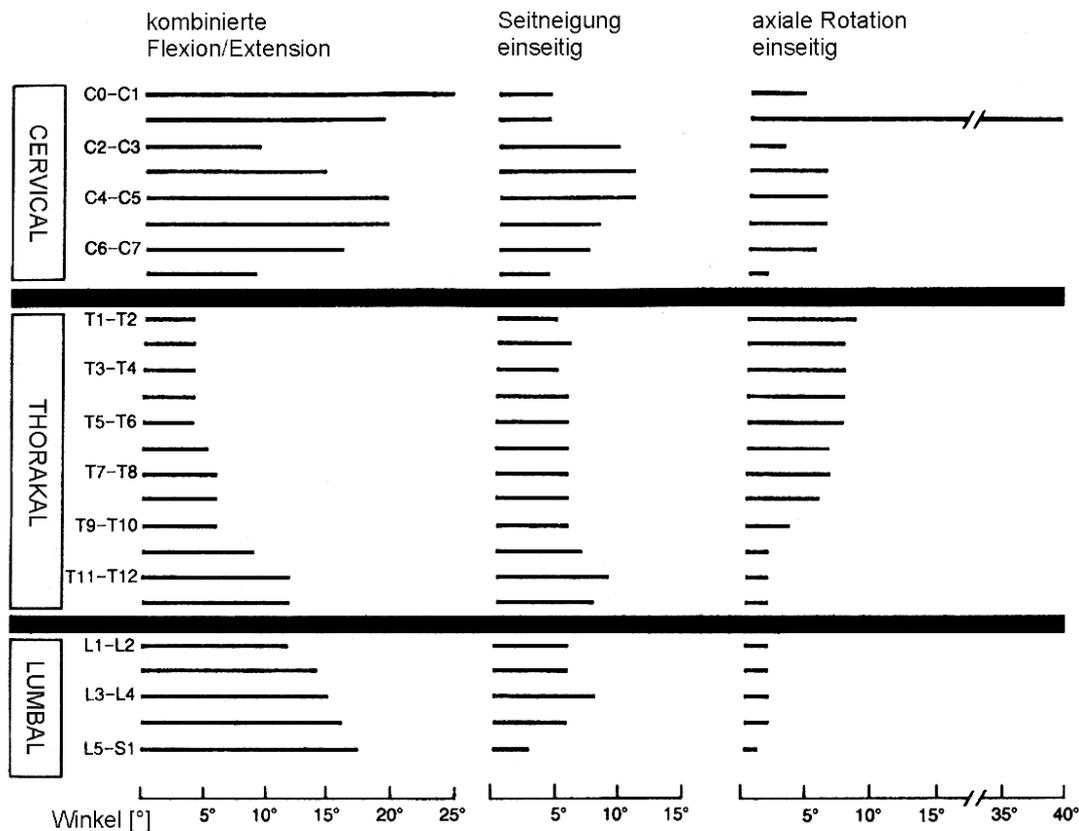


Abb. 2.4: Bewegungsumfänge und Freiheitsgrade an der Wirbelsäule [modifiziert nach White 1990 (S. 107)].

Der größtmögliche Bewegungsumfang der Wirbelsäule liegt im cervicalen Bereich. Eine besondere Struktur der Halswirbelsäule (HWS) ist der Komplex zwischen Os occipitale, Atlas und Axis. Zwischen C1 und C2 ist auf Grund der anatomischen Beschaffenheit eines Radgelenkes der Beitrag zur Drehung des Kopfes am höchsten. Die restlichen Segmente der HWS erlauben eine verstärkte Flexions- und Extensionsbewegung, deren ROM wie die der Seitneigung Richtung Brustwirbelsäule (BWS) abnehmen. In kaudalen Abschnitten der BWS nehmen die ROM bei Flexions- und Extensionsbewegungen bis zur unteren Lendenwirbelsäule zu [White 1990 S. 92-108]. Die ROM der Lateralflexion sind in der unteren HWS am größten und unterliegen im Brust- und Lendenwirbelsäulenabschnitt keinen erwähnenswerten Schwankungen.

Bei allen Bewegungen der Segmente verlagern sich die Rotationsachsen abhängig von der Bewegungsrichtung und vom Abschnitt der Wirbelsäule (s. Abb. 2.5). Die **resultierenden Achsen** wandern innerhalb elliptischer Bereiche [Gertzbein 1984 S. 410-412, Pearcy 1988 S. 1039, White 1990 S. 102, 105, 112].

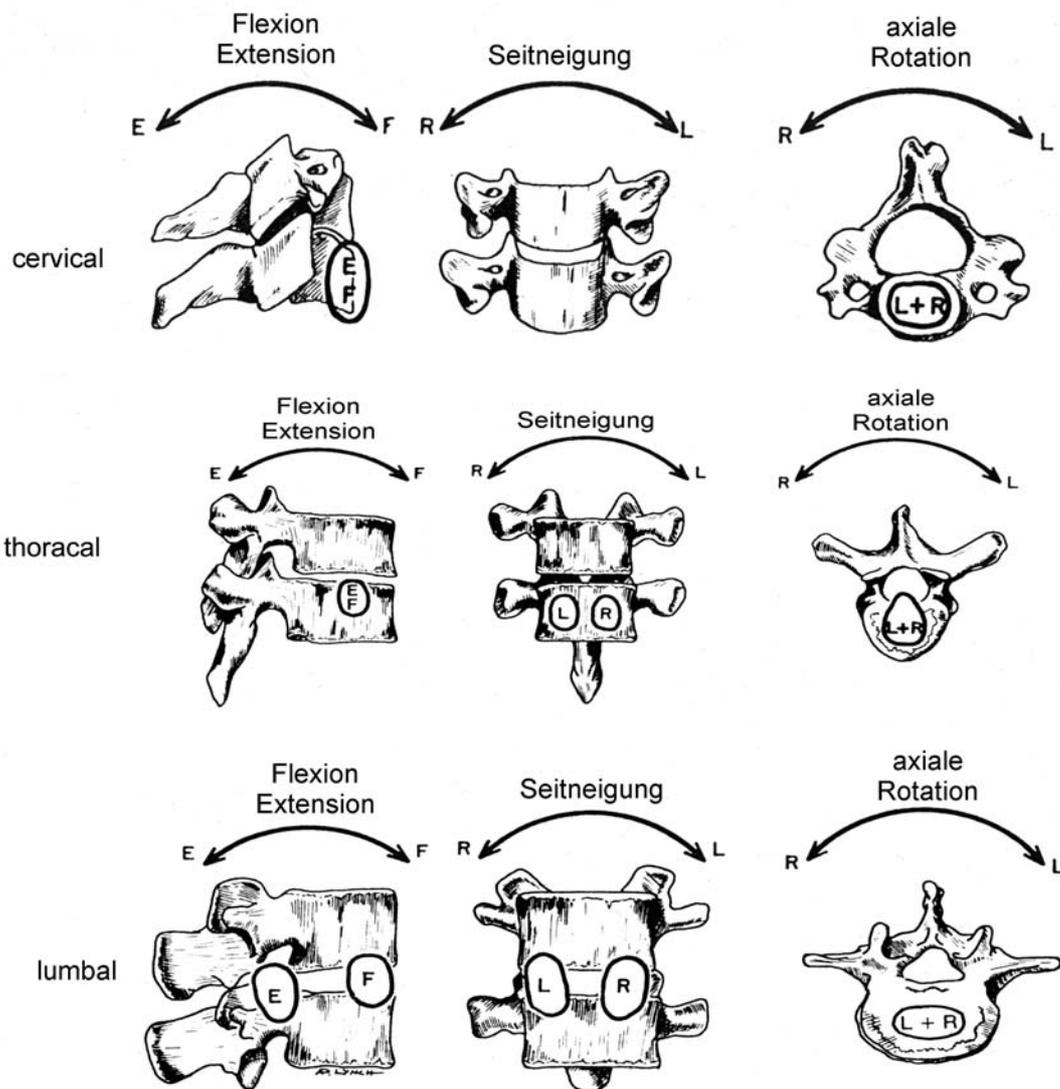


Abb. 2.5: Rotationsbereiche der Hauptbewegungsrichtungen [modifiziert nach White 1990 (S. 102, 105, 112)]. Verlagerung der Rotationsachsen (s. Markierungen) in Abhängigkeit einzelner Bewegungen. (R = rechts, L = Links, E = Extension, F = Flexion).

Mit der **Kinetik** eines Bewegungssegmentes werden Bewegungen beschrieben, die durch äußere Belastungen in Form von Kräften und Momenten zustande kommen. Zur Beschreibung der sechs Lastkomponenten (drei Momente und drei Kräfte) die auf ein Wirbelsäulensegment wirken, wird das abgebildete Koordinatensystem definiert (s. Abb. 2.6).

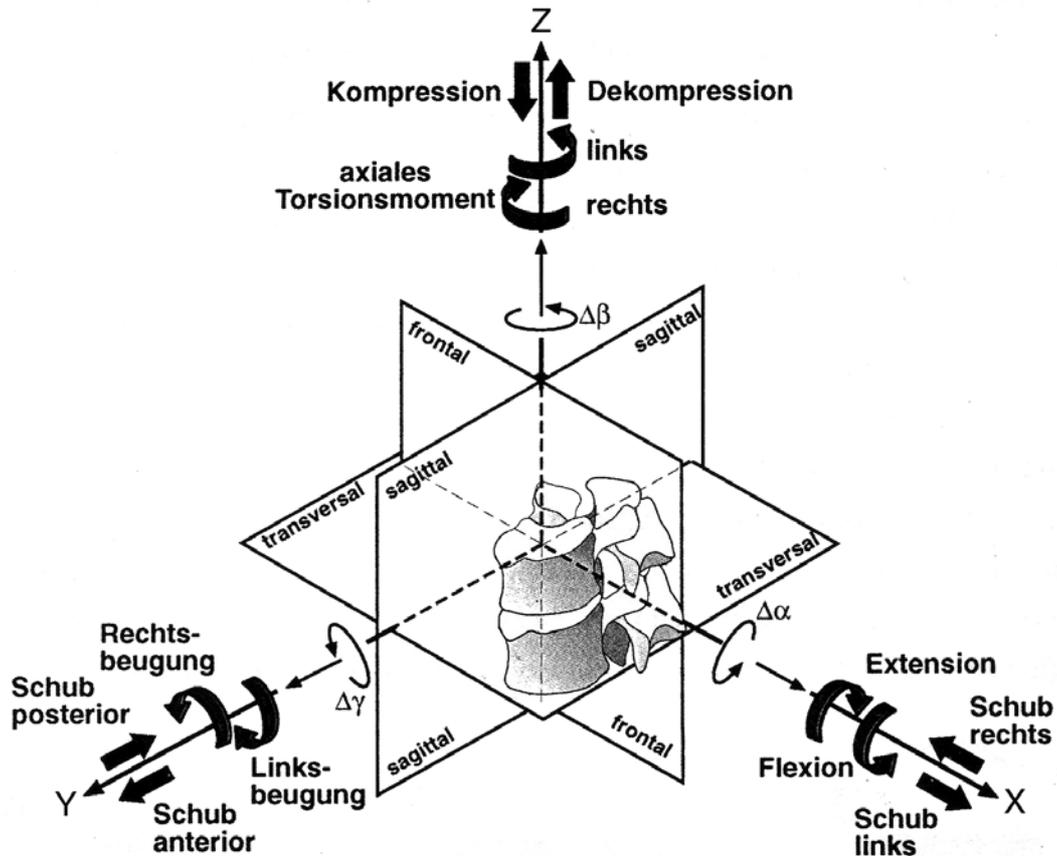


Abb. 2.6: Definition der in dieser Arbeit verwendeten Hauptbewegungsrichtungen eines Wirbelsäulensegmentes [modifiziert nach Wilke 1998 (S. 149)]

Die reinen **Momente** lassen sich folgendermaßen darstellen:

- Flexionsmomente als $+M_x$ / Extensionsmomente als $-M_x$
- Momente der Seitneigung nach rechts als $+M_y$ / links als $-M_y$
- Axiale Rotationsmomente nach links als $+M_z$ / rechts als $-M_z$

Die reinen **Schubkräfte** ergeben sich ebenfalls aus dem System:

- Schubkräfte nach links $+F_x$ / rechts $-F_x$
- Anteriore $+F_y$ / posteriore $-F_y$ Schubkräfte
- Axiale Kompression $-F_z$ / Dekompression $+F_z$

Um einheitliche Testbedingungen für Wirbelsäulenimplantate zu ermöglichen und die Auswertung der Ergebnisse leichter nachvollziehbar zu machen, entspricht das oben beschriebene Koordinatensystem der Norm aus ISO 2631 [Wilke 1998 S. 149].

Die Bewegungscharakteristika einzelner Bewegungsrichtungen werden in **Last-Deformationskurven** dargestellt. In der neutralen Zone (NZ) verformen sich die Strukturen unter niedriger Belastung stark. Die folgende elastische Zone (EZ) stellt den Abschnitt der physiologischen Verformung auf Grund zunehmender Belastung

dar. Wird in diesem Bereich entlastet, kehrt das Präparat auf Grund viskoelastischen Verhaltens der Strukturen nicht wieder in den Ausgangszustand zurück. Eine Schädigung des Präparates findet in dieser Bewegungsphase nicht statt. NZ und EZ zusammen stellen die ROM dar. Auf die ROM folgt die **plastische Zone (PZ)**, in der das Präparat irreversibel geschädigt wird (s. Abb. 2.7).

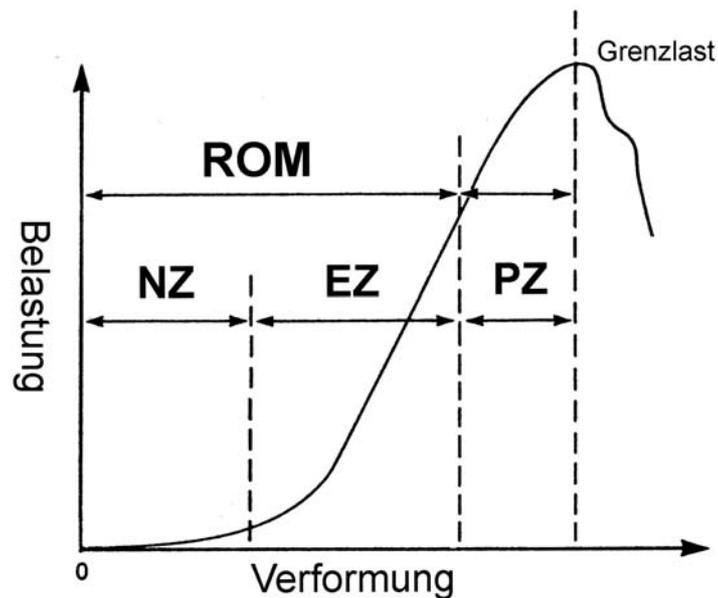


Abb. 2.7: Last-Deformationskurve [modifiziert nach White 1990 (S. 21)].
(Abkürzungen: s. oben)

Das **viskoelastische Verhalten** der Präparate wird in Hysteresekurven dargestellt. 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. Lateralflexion links-rechts-links, 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. Es kommt bei erhöhten Lasten zu einer Versteifung der Segmente, die sich in einer verminderten Winkeländerung gegenüber der Momentbelastung äußert. 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. Abb. 2.8).

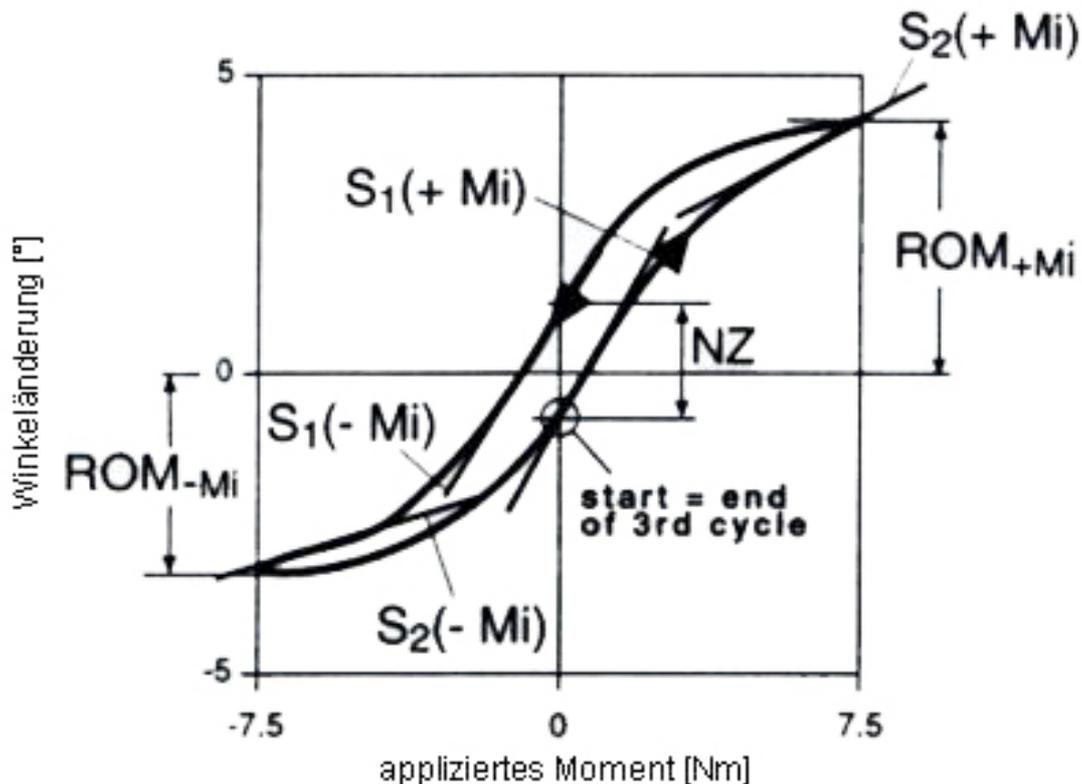


Abb. 2.8: Exemplarische Hysteresekurve [modifiziert nach Wilke 1997a (S. 2366)]
(S = Steigung der Kurve)

2.2.2 Belastungen der Bandscheiben

Die Zwischenwirbelscheiben sind im Alltag einer Reihe von Kräften und Momenten ausgesetzt. Auf ihnen lastet abhängig von der Segmenthöhe das Gewicht des Oberkörpers. Sie müssen jede zusätzliche Belastung aufnehmen und abfedern. Nachemson et al. konnten 1964 (S. 1091), 1966b (S. 109) bzw. 1976 (S. 61-62) zeigen, dass die Belastung der Bandscheibe bis zu drei mal höher ist als das Gewicht, welches auf ihr lastet. 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].

Die o. g. Untersuchungen von Nachemson wurden von Andersson et al. 1977 (S. 158-60) und Schultz et al. 1982 (S. 715) mit identischen Ergebnissen fortgeführt. Obwohl die absoluten Werte von Nachemson 1981 (S. 95) überarbeitet wurden, blieben die relativen Ergebnisse identisch. Neuere Studien stellen 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 von Wilke et al. 1999 (S. 757) bestätigten die neueren Erkenntnisse der Lastsituation innerhalb der Bandscheibe. Die abweichenden Ergebnisse können auf verbesserte Messtechniken zurückgeführt werden. Eine kritische Betrachtung der Ergebnisse ist auf Grund der Tatsache, dass in vivo Untersuchungen meist an einem einzigen Probanden durchgeführt werden, notwendig.

Während der natürlichen Bewegungen Flexion, Extension, Seitneigung und Rotation treten Zug-, Druck-, und Scherkräfte innerhalb der Bandscheibe nie isoliert auf, sondern es entsteht eine Kombination der drei wirkenden Komponenten [White 1990 S. 12-16]. Kurz einwirkende Belastungsspitzen verursachen irreparable Schäden, während die Verletzungen bei lang anhaltender Belastung auf Ermüdung zurückzuführen sind und weniger häufig vorkommen [White 1990 S. 18-19].

Veränderung der Gewebestruktur sind vom Alter, Geschlecht und Wirbelsäulenabschnitt abhängig und beginnen bei Männern im zweiten, bei Frauen im dritten Lebensjahrzehnt. Im Alter von 50 Jahren sind 97% der lumbalen Bandscheiben krankhaft verändert, wobei der Grad der pathologischen Veränderungen zwischen L4-L5 und L3-L4 am gravierendsten ist. Eine mögliche Erklärung für die stärkere Schädigung der männlichen Präparate sind die höheren mechanischen Belastungen und längeren Diffusionswege aufgrund der Wirbelkörpergröße [Miller 1988 S. 174-175].

Zu einem klinisch vergleichbaren Prolaps kommt es bei in vitro Experimenten durch kombinierte Seitneigung mit Hyperflexion des oberen Wirbels. Durch die Belastungssituation steht der posterolaterale Bereich des Anulus unter Zugspannung. Eine zusätzliche axiale Belastung kann einen Vorfall hervorrufen. Neben der schnell einwirkenden Kraftkomponente können auch lang andauernde Belastungssituationen derartige Bandscheibenschäden verursachen [Adams 1982 S. 184-186, 1985 S. 524-526]. Ein Prolaps kann nur in Kombination verschiedener Kräfte auftreten, wobei die Krafteinleitung jeweils über die Deck- und Grundplatten der angrenzenden Wirbelkörper erfolgt.

2.2.3 Wirbelkörper

Die absolute Bruchfestigkeit der Wirbelkörper im Bereich zwischen T10-L5 liegt zwischen 1 und 10 kN, wobei die Festigkeit von kranial nach kaudal zunimmt. Es besteht eine positive Korrelation zwischen Bruchfestigkeit und Knochendichte sowie Endplattenfläche [Brinckmann 1989 S. 11-12, Konermann 1999 S. 226-228, McBroom 1985 S. 1210].

Neben der anatomischen Unterscheidung zwischen Spongiosa und Kortikalis ist eine biomechanische Trennung der Strukturen sinnvoll. Die Kortikalis trägt nach Rockoff et al. 1969 (S. 163) 45-75% der Last. Die verbleibende Kraft wird vom spongiösen Knochen übernommen. Untersuchungen von Konermann et al. 1999 (S. 228) bestätigen die ermittelten Werte. Nach transpedikulärer Spongiosa-ausräumung der Wirbel ergibt sich eine Lastverteilung von 53,8% auf die Spongiosa und 46,2% auf den Kortex. Die Bruchfestigkeit schwankt stark altersbedingt.

Die **Bruchlast einer Endplatte** ist nicht homogen verteilt. Grant et al. zeigten 2001 (S. 895) bei 62 Endplatten zwischen L3 und S1, dass schwache Regionen zentral liegen und lateral die Stabilität zunimmt. Unterschiede bestehen ebenfalls zwischen kranialer und kaudaler Endplatte. Die kraniale Endplatte ist signifikant schwächer als die kaudale. Vergleicht man die Ergebnisse mit den Verletzungsmustern der Wirbelkörper, bestätigen sich die Beobachtungen. Bei Berstungsfrakturen ist die kraniale Endplatte häufiger beteiligt als die kaudale [Magerl 1994a S. 196]. Eine klinische Relevanz ergibt sich für Stabilisierungen mit Spaninterponaten oder künstlichen Implantaten, welche im Zentrum und damit in der schwächsten Region der Endplatte positioniert werden. Die Gefahr des Versagens der Endplatten und damit das Absinken des Interponats könnte mit entsprechend geformten Implantaten, die weiter in der Peripherie angeordnet sind, gemindert werden [Grant 2001 S. 895].

Bell et al. konnten 1967 (S. 80) belegen, dass ein Verlust der Knochenmasse um 25% eine Verringerung der Stabilität um ca. 50% bedingt. Der Zusammenhang ist nicht linear, da bei einer Abnahme des Knochengewebes auf 50% des Ausgangswertes die Stabilität nur noch ca. $\frac{1}{5}$ der ursprünglichen beträgt. Wird ein Wirbelkörper über eine Fraktur hinaus belastet, sinkt die Tragfähigkeit der Wirbelkörper nie auf Null. In einer initialen Phase fällt die Tragfähigkeit zunächst auf ca. 50% des Ausgangswertes ab. Bei weiterer Krafteinwirkung schieben sich die Spongiosabälkchen bürstenartig ineinander, so dass wieder eine stabile Struktur

entsteht, die nahezu den Ausgangswert der Stabilität erreicht. Die größte Restbelastbarkeit für die Phase nach der Fraktur wird erreicht, wenn der Wirbel um die Hälfte seiner ursprünglichen Höhe komprimiert wurde. Dies ist jedoch lediglich auf Knochenmaterial junger Individuen beschränkt. Bei degenerativ verändertem Material bleibt die Festigkeit nach der Fraktur gleich oder nimmt weiter ab [Lindahl 1976 S. 12-14, Plaue 1974 S. 870-872].

2.2.4 Bänder und Muskeln

Die **Ligg. flava** stehen unter Vorspannung, die mit dem Alter abnimmt. Sie wirkt bei Personen unter 20 Jahren mit einem Gewicht von 1500 g (ca. 15 N) auf die Bandscheiben und nimmt im Alter bis auf einen Wert von 400 g (ca. 4 N) ab [Nachemson 1968 S. 211]. Diese Spannung verleiht der Wirbelsäule auch bei neutraler Position ein erhöhtes Maß an Stabilität. Bei voller Extension wird verhindert, dass es zu einem Vortreten des Lig. flavum in den Spinalkanal kommt.

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 kollagenfaserigen Platten**, 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 [Graichen 1999 S. 428-430].

Das vordere und hintere Längsband haben entscheidenden Einfluss auf den Ablauf von Flexions- und Extensionsbewegungen, wobei die Extension das vordere Band doppelt so stark beansprucht wie die Flexion das hintere. Das Lig. longitudinale anterius besteht vorwiegend aus Kollagen II und ist kaum dehnbar. Es ist aus zwei Schichten aufgebaut, wobei die tiefere in den Anulus fibrosus einstrahlt, während die oberflächliche von Wirbelkörper zu Wirbelkörper zieht. Das hintere Längsband ist halb so stark wie das vordere. Die Beschaffenheit der Gewebestrukturen sind identisch [Schendel 1993 S. 433, Graichen 1999 S. 429].

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].

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

Elektromyographische Bestimmungen der Muskelaktivität liefern keine Aussagen über die absolute Muskelkraft. Es ist ein Verfahren, das Informationen über die Aktivitätsverteilung einzelner Muskelgruppen beinhaltet. Zur Ermittlung der absolut erzielten Muskelkraft ist der physiologische Querschnitt, also die Gesamtquerschnittsfläche aller Muskelfasern senkrecht zu ihrer Verlaufsrichtung, und nicht die Länge des Muskels von Bedeutung. Ausgehend vom physiologischen Querschnitt kann die Kraftentfaltung des jeweiligen Muskels geschätzt werden. Mit dieser Methode bestimmten Langenberg et al. 1970 (S. 159, 184) für den M. erector spinae eine Kraft von 10 kg/cm^2 . Das System des Erector spinae muss wie anatomisch beschrieben auch in der Funktion differenziert betrachtet werden. Die oberflächlichen langen Muskeln dienen der groben Bewegungs- und Haltearbeit. In der Tiefe liegen die kurzen Muskeln, zuständig für die Feinabstimmung der Bewegungen.

Da die Versuche der vorliegenden Untersuchung ohne Muskelkraftsimulation erfolgen, wird auf eine nähere Beschreibung des komplexen Zusammenspiels der Muskeln bei allen Bewegungen der Wirbelsäule im Rahmen dieser Arbeit verzichtet.

3 Klinik

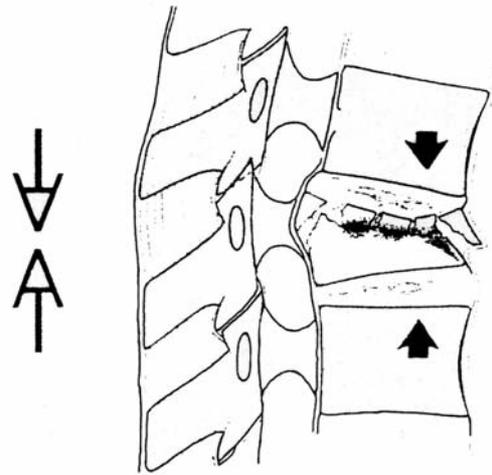
3.1 Epidemiologie

Verletzungen und degenerative Veränderungen der Wirbelsäule sind in den westlichen Gesellschaften häufige Erkrankungen des Bewegungsapparates, von denen im Laufe des Lebens ein Großteil der Bevölkerung einmal betroffen ist. Die volkswirtschaftliche Bedeutung von Rückenproblemen wird bewusst, wenn man sich die entstehenden Kosten von 20 bis 25 Milliarden Euro pro Jahr allein in Deutschland durch Behandlung, Arbeitsausfall und Produktivitätsverlust vor Augen hält [Ritzert 2001 S. V2/14].

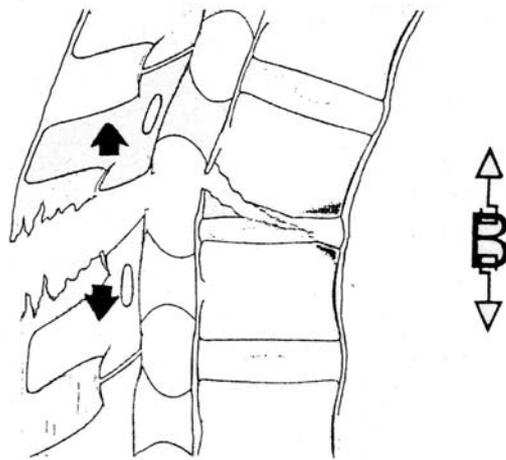
3.2 Verletzungsmuster

Das Zwei-Säulen-Konzept von Whitesides 1977 (S. 78-79) wurde von Denis et al. 1983 (S. 817-818) durch das komplexere **Drei-Säulen-Modell** abgelöst. Nach der Einteilung von Denis besteht die vordere Säule aus dem vorderen Längsband, dem vorderen Anulus fibrosus und dem ventralen Anteil der Wirbelkörper. Das hintere Längsband, der dorsale Anteil des Anulus fibrosus und des Wirbelkörpers stellen die Strukturen der mittleren Säule dar. Die hintere Säule wird von den Wirbelbögen mit entsprechenden ligamentären Strukturen (Ligg. supra-, interspinalia, Gelenkkapseln und Lig. flavum) gebildet. Beruhend auf diesem Konzept wurden von Magerl et al. 1994a (S. 184-186) die auftretenden Verletzungsmuster in Kompressions- (Typ A) Distraktions- (Typ B) oder Rotationsverletzungen (Typ C) eingeteilt (s. Abb. 3.1).

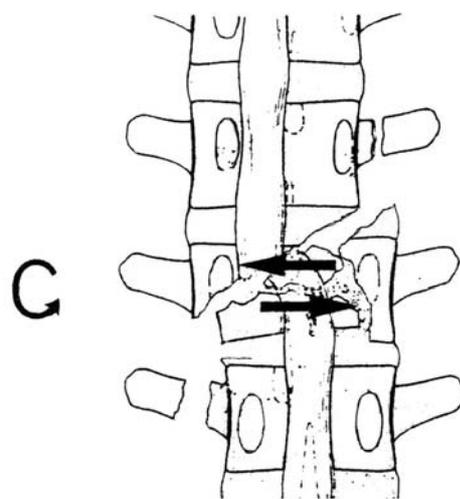
Am häufigsten, mit einem prozentualen Anteil von 66,1% aller Wirbelsäulentraumata, treten Typ A Frakturen auf, welche auf Stürze aus großer Höhe (50%) oder Verkehrsunfälle (22%) zurückzuführen sind. Typ B Verletzungen haben einen Anteil von 14,5% und Typ C, welche meist durch Verkehrsunfälle verursacht werden, von 19,4% an der Verletzungsverteilung. Neben der groben Einteilung lassen sich die Frakturen noch in Untergruppen gliedern, welche in Tabelle 3.1 beschrieben werden.



A-Fraktur



B-Fraktur



C-Fraktur

Abb. 3.1: Fraktуреinteilung der Wirbelsäule [nach Magerl 1994a (S. 187)]

Tabelle 3.1: AO-Verletzungsklassifikation [Magerl 1994a (S. 185-186)]

A-Frakturen	B-Frakturen	C-Frakturen
A1: Impaktionsbrüche	B1: ligamentäre Zerreißen	C1: Kompressionsverletzung mit Rotation
A2: Spaltbrüche	B2: ossäre Verletzungen der dorsalen Säule	C2: Distraktionsverletzung mit Rotation
A3: Berstungsbrüche	B3: Hyperextension; transdiscale Zerreißen mit dorsaler Subluxation	C3: Rotationsscherbrüche (instabilste Verletzungsmuster)

Die Häufigkeit von neurologischen Ausfallerscheinungen 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 Verletzung bezogen auf das Wirbelsäulenniveau angegeben werden. So nimmt die Anzahl der Typ A Verletzungen von kranial nach kaudal ab, während C-Verletzungen im lumbalen Bereich öfter auftreten. B-Verletzungen können vorwiegend im thorakolumbalen Übergang diagnostiziert werden. Die **Verletzungswahrscheinlichkeit des ersten Lendenwirbels** und der direkt angrenzenden Strukturen ist mit bis zu 49% aller Wirbelsäulenverletzungen am größten [Bühren 2001 S. 865, Magerl 1994a S. 196-197, Knop 1999a S. 924]. Männer dominieren mit einem Anteil von $\frac{2}{3}$ und einem deutlichen Altersgipfel zwischen 20 und 40 bei der Häufigkeitsverteilung von Wirbelkörperfrakturen [Bühren 2001 S. 865].

Neben der Verletzungsklassifikation mit bildgebenden Verfahren, werden die neurologischen Ausfälle nach der Frankel-Klassifizierung mit A-E eingeteilt, wobei der Schweregrad von A nach E abnimmt [Frankel 1969 S. 182].

Die große Anzahl von unterschiedlichen Verletzungsmustern und die existierenden Übergangsformen lassen verschiedene Interpretationen der Verletzungen zu. Eine Einordnung auf Grund initialer Röntgendiagnostik ist oft nicht möglich. Um die Interobserverreliabilität zu verbessern, müssen die definierten Merkmale der einzelnen Verletzungstypen stärker herausgestellt werden [Blauth 1999 S. 677-678].

3.3 Behandlungsstrategien

Frakturen im thorakolumbalen Übergang können konservativ oder operativ behandelt werden. Eine konservative Therapie kann bei stabilen Frakturen ohne neurologische Ausfälle angewendet werden [Daniaux 1999 S. 682-683, Gradinger 1988 S. 113,

Roy-Camille 1980 S. 64]. Whitesides 1977 (S. 78) definiert Stabilität von Wirbelkörperfrakturen folgendermaßen: “A stable spine should be one that can withstand axial compressive forces anteriorly through the vertebral bodies, tension forces posteriorly, and rotational stresses, thus being able to function to hold the body erect without progressive kyphosis and to protect the spinal contents from further injury.” Im Umkehrschluss sind progrediente oder nach einem freien Intervall auftretende neurologische Schäden, jede zunehmende Deformität und jede Verminderung der Zug-, Druck-, oder Rotationsfestigkeit gleichbedeutend mit Instabilität [Magerl 1994b S. 3.109]. **Als stabil gelten** nach Magerl et al. 1994b (S. 3.110-3.111) nur **Kompressionsfrakturen** in Form von Impaktionsbrüchen (A1.1-A1.3: Deckplattenimpression, Keilbruch, Wirbelkörperimpaktion) sowie **sagittale** und **frontale Spaltbrüche** (A2.1 und A2.2). Kneifzangenfrakturen (A2.3) und Berstungsbrüche (A3) sind hingegen als zunehmend instabil anzusehen. Die Reposition der Fraktur im Rahmen einer konservativen Therapie erfolgt bei intakter Wirbelkörper-Hinterkante im ventralen, bei geringer Beteiligung der Wirbelkörper-Hinterkante und intaktem hinteren Längsband im dorsalen Durchhang [Gradinger 1988 S. 116]. Nachteile der konservativen Behandlung sind lange Liegezeiten mit später Mobilisierung der Patienten und das Tragen eines Kunststoff- oder Gipsmieders [Jacobs 1980 S. 45].

Eine Behandlung von **Brust- oder Lendenwirbelsäulenverletzungen** muss folgende **Bedingungen** erfüllen [Weckbach 1998 S. 931]:

- Vollständige und zuverlässige Dekompression von Rückenmark, Cauda equina bzw. Nervenwurzeln
- Wiederherstellung dauerhafter Stabilität des verletzten Segmentes
- Wiederherstellung eines Wirbelsäulenprofils, das mit beschwerdefreier Funktion vereinbar ist.

Können diese Vorgaben mit konservativer Therapie nicht erreicht werden, ist die Indikation zum operativen Vorgehen gegeben. Absolute Indikationen zur Operation sind Verletzungen mit primär in/kompletter Querschnittslähmung oder sekundärem Auftreten neurologischer Ausfälle, gedeckt irreponible und/oder offene Verletzungen [Daniaux 1999 S. 683]. Die Vorteile des operativen Vorgehens sind bessere Dekompression neurologischer Strukturen, Sofortmobilisation mit frühzeitiger Rehabilitation und bessere Stabilisierung der Verletzung [Jacobs 1980 S. 45].

Folgende **Entscheidungskriterien** sollten für das operative Vorgehen bei Frakturen des thorakolumbalen Übergangs nach Kossmann et al. 1999 (S. 433) neben der Verletzungsklassifikation berücksichtigt werden:

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

Der **Operationszeitpunkt** hängt vom Zustand des Patienten ab. Die Beteiligung **neurologischer Strukturen** nach Wirbelsäulenverletzungen stellt bei Sekundärlähmungen nach freiem Intervall eine **chirurgische Notfallsituation** dar und erfordert eine Dekompression innerhalb weniger Stunden. Im Rahmen eines Polytraumas geht von Wirbelsäulenverletzungen keine vitale Gefährdung aus. Akut lebensbedrohliche Verletzungen genießen deshalb Vorrang. **Ohne Neurologie** kann **verzögert** innerhalb von 24-48 h operiert werden. Mit zunehmendem Abstand vom Verletzungszeitpunkt nimmt die Reponierbarkeit komprimierter Anteile ab. Nach vier Tagen ist eine Korrektur merkbar erschwert, nach einer Woche deutlich behindert [Bühren 2001 S. 866, Weckbach 1998 S. 930, 935].

3.3.1 Ventrale Stabilisierung

Die Frage nach dem adäquaten Vorgehen bei instabilen Frakturen wird **kontrovers diskutiert** [Been 1999 S. 349, Blauth 1997 S. 174-176, Daniaux 1999 S. 682, Gotzen 1995 S. 79, Ketterl 1997 S. 180, Knop 1997b S. 630, Lim 1997 S. 261, Schultheiss 1997 S. 194, Wawro 1994 S. 114-115, Wenda 1997 S. 184]. Es stehen **dorsale, ventrale und kombiniert dorso-ventrale Techniken** zur Verfügung. Bei Instabilitäten durch Wirbelkörperdestruktion mit einem knöchernen Substanzverlust größer 50% oder neurologischem Defizit infolge Wirbelkörperdestruktion mit Immobilität des Patienten ist eine Indikation für Wirbelkörperersatz durch Implantate gegeben [Gradinger 1999 S. 70-71]. Es stehen distrahierbare Implantate oder starre Körbe zur Verfügung. Die verwendeten Materialien sind Titan, Legierungen (z.B. Chrom-Kobalt-Molybdän) oder Kohlefaser Verbundwerkstoffe. [Gradinger 1999 S. 72, Knop 2001 S. 984-985].

Ist noch **über 50% der Knochenmasse** erhalten, erfolgt die ventrale Stabilisierung mit einem trikortikalen Knochenspan, welcher der *Spina iliaca anterior superior* entnommen wird, oder einem Metall-cage, wobei die Abmessungen der ausgeräumten Frakturstelle entsprechen. Antero-lateral werden mittels Plattenosteosynthese (s. Abb. 3.2) die angrenzenden Wirbelkörper winkelstabil fixiert [Bühren 1997 S. 1076-1079, Bühren 2001 S. 876, Feil 1992 S. 856-865, Kossmann 1999 S. 435-436, Potulski 1999 S. 724-725]. Das ventrale Vorgehen stellt operationstechnisch hohe Anforderungen. Komplikationen können in Form von Verletzungen des Rückenmarkes mit entsprechenden neurologischen Ausfällen oder Blutungen aus den Gefäßen des Spinalkanals auftreten. Neben den beschriebenen Komplikationen sind Schädigungen der Weichteilstrukturen, welche zu Narbenhernien, Muskelrelaxationen, oberflächlichen und tiefen Wundinfektionen, Hyp- oder Anästhesien in den angrenzenden Dermatomen und Schweißsekretionen bedingt durch Verletzungen der sympathischen Nervenfasern möglich [Kossmann 1999 S. 438-439]. Ein ventraler Zugang durch Thorakotomie ist bei Patienten mit Polytrauma und pulmonalen Problemen kontraindiziert [Been 1991 S. 76]. Weitere Komplikationen wie Gefäß- oder schwerwiegende Nervenläsionen können bei der Spanentnahme auftreten. Ab einer Spangröße, die drei cm überschreitet, nimmt die Wahrscheinlichkeit von spontanen Abrissfrakturen am Beckenkamm zu [Varga 1996 S. 1494]. Die guten Ergebnisse mit zuverlässiger Spondylodese [Blauth 1997 S. 175] sprechen trotz der im Vergleich zur dorsalen Stabilisierung erhöhten Komplikationsrate bei bestimmten Verletzungsmustern für ein ventrales Vorgehen. Nach Feil et al. 1992 (S. 857) gelten als **Indikation für ventrale Stabilisierung**:

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

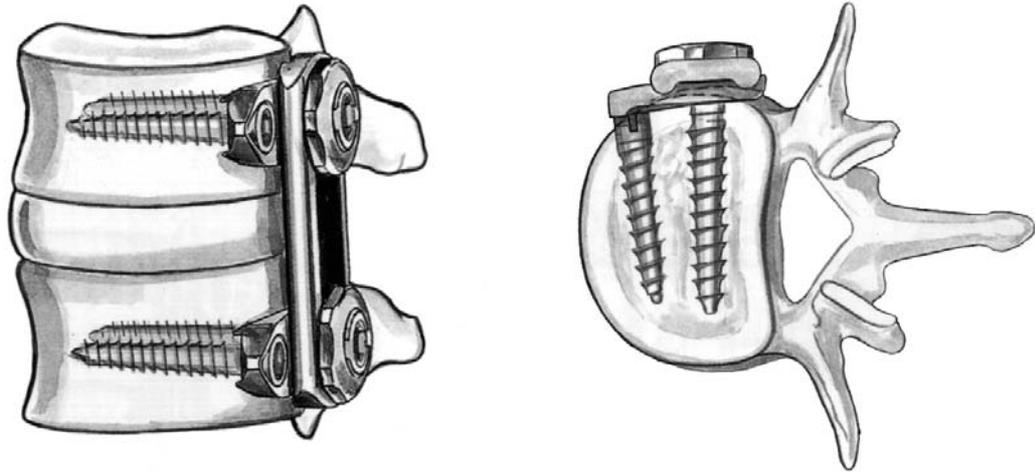


Abb. 3.2: *Monosegmentale ventrolaterale Stabilisierung mit macs_{TL} [modifiziert nach Aesculap Nr 0 172 S. 14]. Winkelstabile Implantatkonstruktion.*

Neben der offenen Operationstechnik ist die **ventrale Instrumentierung auch mit minimalinvasiven Eingriffen möglich**, auf die in Kapitel 3.3.3 und 4.4.1 eingegangen wird. Eine Kontraindikation zum ventralen Vorgehen besteht bei polytraumatisierten Patienten wenn durch ein Thoraxtrauma oder Lungenkontusion mit dem ventralen Zugang eine erhebliche Beeinträchtigung der respiratorischen Funktion resultieren kann. Bei solchen Patienten ist eine initiale schonende dorsale Stabilisierung angezeigt, wobei sekundär ventral stabilisiert werden kann. Frakturspezifische Kontraindikationen sind [Feil 1992 S. 857-858]:

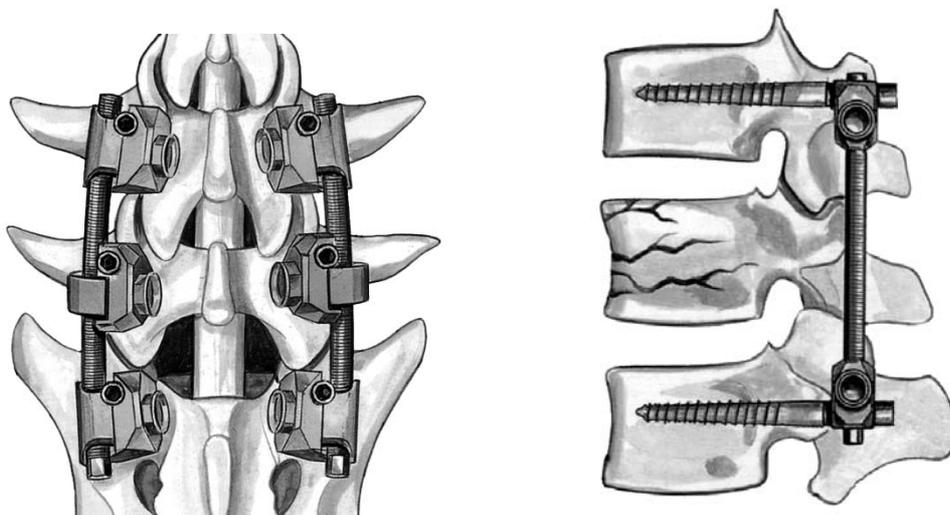
- Ausgedehnte Flexions- Distractionsverletzungen ohne signifikante Wirbelkörperverletzung (häufig kommt es zu einer Ruptur der Dura mit Luxation von Caudafasern, welche nur durch dorsale Vorgehensweise richtig diagnostiziert und behandelt werden kann)
- Irreponible Luxationsfrakturen lassen sich im Gegensatz zur HWS nur von dorsal reponieren
- Destruktion der dorsalen Elemente mit dorsalen Spinalkanalfragmenten

3.3.2 Dorsale und dorso-ventrale Stabilisierung

Dorsale Stabilisierungsverfahren der Wirbelsäule beruhen auf der Reposition mit transpedikulären Implantaten. Es werden Stab- und Plattensysteme eingesetzt, die als Fixateur interne oder externe zur Verfügung stehen.

Der Fixateur externe (external spinal skeletal fixation - ESSF) ist seit 1977 im klinischen Einsatz [Magerl 1984 S. 125]. Er besteht aus einer Rahmenkonstruktion, die zwei Paar Schanz'sche Schrauben verbindet und wird verwendet, wenn die direkte Stabilisierung an der Wirbelsäule selbst vermieden werden muss. Dies ist bei offenen Verletzungen, Infekten oder in solchen Fällen, bei denen eine operative Freilegung der Wirbelsäule nicht zumutbar ist, indiziert. Vorteile dieser Stabilisierung sind eine mögliche Nachkorrektur und die perkutan mögliche Entfernung der Implantate ohne zweite Operation. Die Nachteile sind mögliche Schraubenkanalentzündungen und die erschwerte Lagerung und Pflege der Patienten [Kluger 1986 S. 70, Knopf 1989 S. 98-99].

Der **Fixateur interne** ist ein in sich rotations- und winkelstabiles Fixierungssystem. Vom dorsalen Zugang werden Schanzschrauben durch die Pedikel in die Wirbelkörper eingedreht und mit Fixateurstäben verbunden (s. Abb. 3.3).



*Abb. 3.3 Fixateur Interne SOCON bei bisegmentaler Stabilisierung
[modifiziert nach Aesculap Nr. 0 066 S. 3-4]*

Es werden nur die unmittelbar der Fraktur angrenzenden Wirbel in die Stabilisierung einbezogen. Das System vereint die mechanischen Eigenschaften des Fixateur externe mit den Vorteilen eines versenkbaren Implantates und einer kurzen Versteifungsstrecke [Dick 1985 S. 225-226]. Die Infektionsgefahr ist reduziert und die

Mobilisierung der Patienten wird schneller erreicht. Auftretende Komplikationen sind Verletzungen des Rückenmarkes oder der Nervenwurzeln, Blutungen aus epiduralen Venen, Aorta und *V. azygos*, Verletzungen des Ösophagus, des Ductus thoracicus und Perforationen der Pedikelwand [Bastian 1999a S. 693, 699].

Neben der oben beschriebenen Technik (Kap. 3.3.1) des **trikortikalen Implantates** zur Spondylodese steht die **transpedikuläre Spongiosaplastik** nach Daniaux et al. 1986 (S. 200-201) zur Verfügung (s. Abb. 3.4). Nach Entnahme von kortikospongiossem Knochenmaterial vom hinteren Beckenkamm wird die gewonnene Spongiosa zu Spänen von maximal 5 mm Durchmesser aufgearbeitet.

Die Spongiosa wird über die Pedikel in die Defekthöhle des frakturierten Wirbelkörpers eingebracht und gegen Vorderwand, Vorderkante und Deckplatte gepresst. Der entstandene Kanal in der Bogenwurzel selbst wird mit Spongiosa aufgefüllt. Anschließend wird transpedikulär mittels Stabsystem von dorsal stabilisiert. Es handelt es sich um eine zeit- und strahlenaufwendige Technik.

Eine **knöcherne Einheilung der Spongiosa** mit interkorporeller Fusion konnte in mehreren Studien mit CT-Untersuchung nach Implantatentfernung (meist sechs Monate nach dem Eingriff) nur bei 34% der Patienten festgestellt werden.

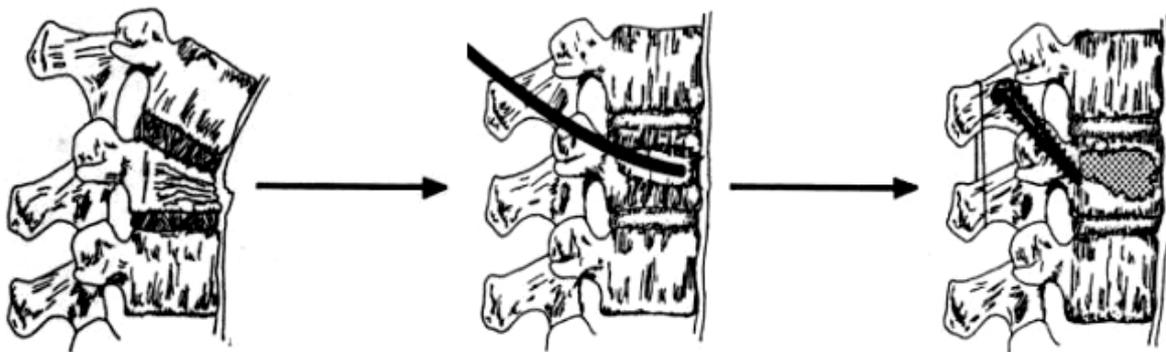


Abb. 3.4: Transpedikuläre Spongiosaplastik zur Versorgung einer Kompressionsfraktur [modifiziert nach Daniaux 1986 S. 201]

Bei weiteren 34% war eine Spondylodese im Bereich der Vorder- und/oder Hinterwand des Wirbelkörpers nachweisbar. Bei 32% der Patienten konnte kein knöcherner Durchbau der Spongiosaplastik festgestellt werden [Blauth 1997 S. 175, Knop 1997a S. 203, 1999b S. 703]. Daniaux et al. veröffentlichten 1997 (S. 191) eine Untersuchung, bei der die Durchbaurate 92% betrug. Die Zahlen verdeutlichen bestehende Diskrepanzen bei der Stabilisierung von Wirbelfrakturen, wobei das

Ergebnis stark von der Erfahrung des Operateurs und der Art des Implantates abhängt. Weitere Komplikationen sind Verlust der Wirbelkörperhöhe, Spondylitis, Kyphosierung und Wundinfekte der Spanentnahmestelle [Daniaux 1986 S. 208]. Frakturen des thorakolumbalen Abschnittes, die rein dorsal instrumentiert werden, weisen langfristig im Mittel Korrekturverluste von bis zu 10° auf [Knop 1997b S. 630]. Sind alle drei Säulen betroffen bzw. die dorsalen osteoligamentären Elemente durch Verletzungen nicht mehr in der Lage, eine Zuggurtung der Fraktur zu gewährleisten, besteht bei Dekompression mit Spondylodese die Indikation zur kombinierten dorso-ventralen Vorgehensweise, ohne die es zu Instabilitäten und unweigerlich zum Verlust der ventralen Aufrichtung kommt [Feil 1992 S. 858-859, Lim 1997 S. 264]. Weitere Indikationen zu kombinierter Vorgehensweise sind eine Einengung des Spinalkanals zu 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 tritt wegen der hohen Rotations- und Torsionskräfte Implantatversagen auf [Kossmann 1999 S. 433-435].

3.3.3 Minimalinvasive Operationstechnik

Die für ventrale offene Versorgungen von Frakturen im thorakolumbalen Übergang notwendige Thorako-Phreno-Lumbotomie stellt einen unverhältnismäßig aufwendigen Eingriff dar, der häufig von schweren Lungenkontusionen, chronischen Schmerzsyndromen und Intercostalneuralgien begleitet ist [Beisse 1998 S. 619-620, Bühren 1997 S. 1077]. Wegen der langgestreckten Ablösung der paraspinalen Muskulatur mit narbiger und funktionell defizitärer Abheilung weist die als schonender geltende dorsale Versorgung der Brust- und Lendenwirbelsäule ebenfalls eine nicht zu vernachlässigende Morbidität auf [Bühren 1997 S. 1077].

Eine Ventrale Spondylodese kann mit videoassistierter **thorakoskopischer Technik** von Th3 bis L3 [Beisse 2001 S. 278, 2005 S. 129-130, Bühren 1997 S. 1078] durchgeführt werden (s. Abb. 3.5), wobei die Fusionstechnik den offenen Verfahren entspricht. Dabei können auch durch die thorakoskopischen Portale ausreichend große Implantate eingebracht werden. Erste Beschreibungen der thorakoskopischen Versorgung von ventralen Wirbelsäulenabschnitten stammen von Mack et al. 1993

(S. 736-737), Regan et al. 1995 (S. 831, 833-834) und Rosenthal et al. 1994 (S. 1087-1088). Bei Versorgung des thorakolumbalen Übergangs ist eine Zwerchfelldurchtrennung notwendig.

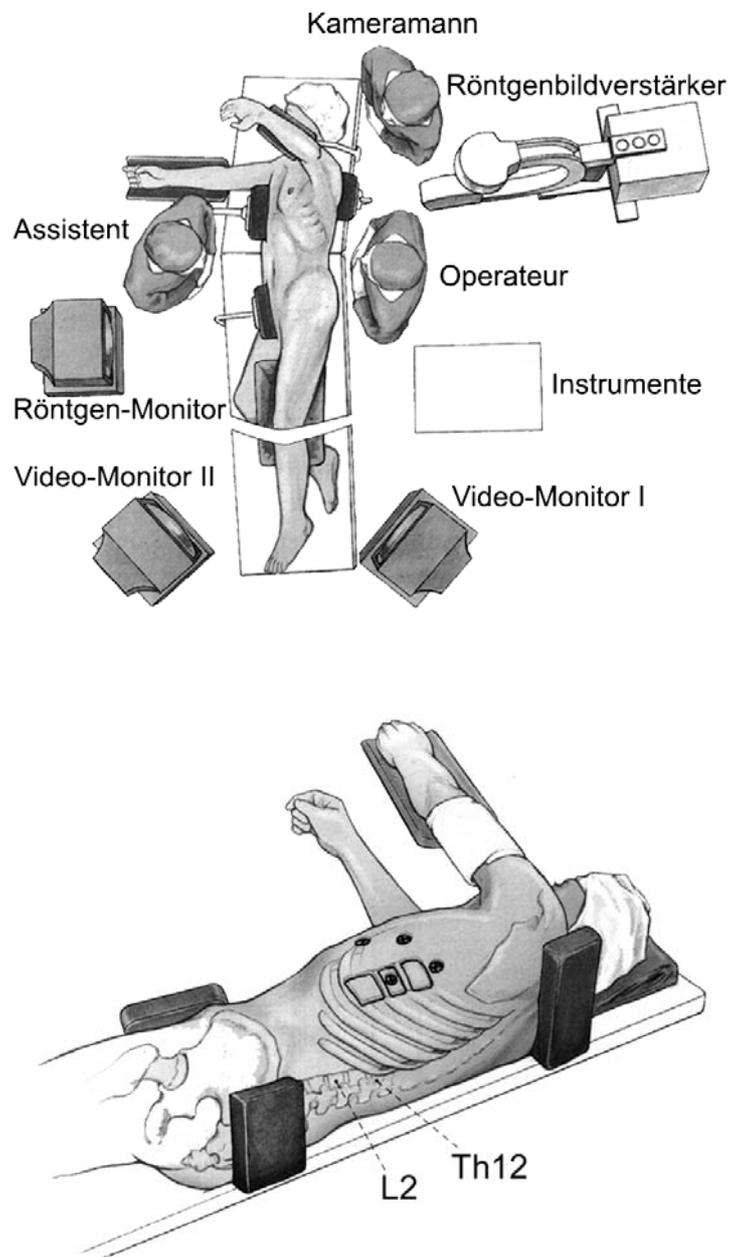


Abb. 3.5: Anordnung von Monitoren und C-Bogen (oben), Lagerung des Patienten (unten) bei minimalinvasivem Eingriff zur Behandlung einer Fraktur von L1 [Beisse 1999 S. 58]

Nachteile der Methode sind der hohe technische Aufwand durch die notwendige Einlungen-Beatmung [Beisse 1999 S. 55], mögliche Perforation von Herz und großen Gefäßen und diffuse ossäre Blutungen, die nicht endoskopisch beherrschbar sind und eine offene Versorgung erfordern. Pulmonale Verletzungen, rezidivierende

Pleuraergüsse und Intercostalneuralgien, Druckschäden des N. Thoracodorsalis und vorübergehende Wurzelirritation auf der Zugangsseite sind weitere Probleme.

Die minimalinvasiven Eingriffe an der Wirbelsäule sind im Gegensatz zu offenen Verfahren mit reduzierter Zugangsmorbidität, geringeren Blutverlusten, kleineren chirurgischen Eingriffen und verringerter Infektionsgefahr verbunden. Weitere Vorteile sind unmittelbar post operative Extubierung, geringere post operative Schmerzen mit verminderter Schmerzmedikation, sofortige Belastbarkeit des fusionierten Anschnittes, kürzere Krankenhausaufenthalte und schnellere Rehabilitation mit Rückkehr zu normaler Aktivität. Die Wundheilung ist auf Grund der minimierten Zugänge problemlos und kosmetisch ansprechend. Bei Patientenmerkmalen wie Adipositas und Alter besteht ein Verfahrensvorteil gegenüber offenen Eingriffen [Beisse 1998 S. 619, 627, 1999 S. 55, 2002 S. 413, Bühren 1997 S. 1076, Potulski 1999 S. 728, 730, Regan 1999 S. 402]. Kontraindikationen bei minimalinvasiven Eingriffen sind akutes, posttraumatisches Lungenversagen, Gerinnungsstörungen und kardiopulmonale Insuffizienz [Beisse 1999 S. 56]. Die Chirurgen unterliegen bei minimalinvasiven Operationstechniken einer Lernkurve, die sich insbesondere in der abnehmenden Operationszeit gegenüber offenen Verfahren äußert [Beisse persönliche Mitteilung, Bühren 1997 S. 1081, Potulski 1999, S. 727, Regan 1999 S. 402].

4 Versuchsdurchführung

Auf den Erfahrungen der Literatur basierend, wurde für die vorliegende Arbeit eine **spezielle Prüfvorrichtung entwickelt**. Dazu musste eine Prüfvorrichtung realisiert werden, die alle sechs Freiheitsgrade freigibt und eine vereinfachte Testung der Präparate ohne Simulation der komplexen in vivo auftretenden Muskelkräfte ermöglicht. Die Momentbelastung des Präparates mit gleichzeitig auftretender Axialkraft wird durch eine Krafteinleitung über einen Hebelarm erreicht. Zudem waren Kalibrationsmechanismen, Messvorrichtungen und die Mess-Software auf die Fragestellung speziell ausgerichtet worden.

Zu dem **Prüfvorgang** im Einzelnen: In den durchgeführten Versuchen wurden humane bisegmentale Präparate aus dem Bereich des thorakolumbalen Übergangs T12-L2, die auf knöcherne und ligamentäre Strukturen reduziert waren, untersucht. Die Präparate wurden in den Hauptbewegungsrichtungen Flexion-/ Extension, Seitneigung und axiale Rotation getestet. Eine quasi reine Momentbelastung der Präparate mit vernachlässigbar geringer Axialkraft wird durch eine Krafteinleitung über einen Hebelarm erreicht. In vivo auftretende Muskelkräfte wurden bei der Prüfung nicht simuliert. Die Testung der Wirbelsäulensegmente erfolgte in einem Prüfstand, der alle sechs Freiheitsgrade im Präparat freigibt und somit keine Zwangskräfte verursacht. Um die relativen Bewegungen der einzelnen Wirbelkörper quantifizieren zu können, wurden die Bewegungen der mit Markern versehenen Wirbel mit zwei Digitalkameras aufgezeichnet.

In der Aufbauphase und zur **Validierung des Prüfstandes** wurden einzelne Pilot-Versuche mit insgesamt 8 **Kalbswirbelsäulen** durchgeführt. Aus Gründen der Verfügbarkeit von Schlachtpräparaten (Alter zum Schlachtzeitpunkt in der Regel weit über 8 Wochen) wurden für die Versuche Präparate von Kälbern mit einem Schlachtalter von 12 – 16 Wochen verwendet [Wilke 1997b S. 130]. Anatomie und Knochendichte von Präparaten junger Rinder sind etwa mit Werten junger menschlicher Wirbelsäulen vergleichbar [Cotterill 1986 S. 300-301, Swartz 1991 S. 1059]. Bei den Versuchen wurden unter Variation der Hebelarmlänge und damit unterschiedlicher axialer Kraft **bisegmentale Bewegungseinheiten** aus dem Lendenwirbelsäulenbereich untersucht. Der Einfluss der kombinierten Axial- und Momentbelastung auf das Hystereseverhalten und damit auf die ROM sowie die neutrale Zone wurde ermittelt und mit ROM Werten aus der Literatur verglichen. Die

Werte sprechen für eine reproduzierbare in vitro Testung mit quasi reinen Momenten von isolierten Bewegungssegmenten im entwickelten Prüfstand [Schreiber 2001 S. 66, 2005 S. 201-202].

4.1 Behandlung der Präparate

Die eigentlichen Versuche wurden mit **Humanpräparaten** realisiert. Vor Entnahme wurden die Leichen auf HIV und Hepatitis-C Infektion untersucht. Die folgenden Experimente wurden in Anlehnung an die von Wilke et al. 1998 (S. 149-153) vorgeschlagenen Bedingungen zur Versuchsvorbereitung, -durchführung und -auswertung durchgeführt. Die humanen Präparate (T12-L2) wurden nach der Entnahme und Präparierung unter Erhalt aller Bandstrukturen in Gefrierbeuteln eingeschweißt und bei -28°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. 10 Stunden durchgeführt. 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 ausgeschlossen werden [Dhillon 2001 S. 883]. 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 Spender zusammengefasst. Das mittlere Alter der Spender betrug 39,8 Jahre (24 bis 48 Jahre), das mittlere Gewicht lag bei 72,2 kg (61,0 kg bis 83,3 kg) und die mittlere Größe betrug 176,3 cm (165 cm bis 205 cm). Mit der beschriebenen Behandlung der Präparate ist die Reproduzierbarkeit der Versuche gewährleistet.

Tabelle 4.1: Übersicht der verwendeten Präparate

Präp. Nr.	Alter	Geschl.	Gew. [kg]	Größe [cm]
I	38	m	80,1	182
II	41	m	71,1	170
III	44	m	78,2	171
IV	48	w	61,0	165
V	44	m	62,6	165
VI	24	m	83,3	205

Die Primärstabilität von Implantaten hängt in hohem Maß von der Knochendichte des Implantatlagers ab [Wittenberg 1991 S. 647]. Interindividuelle Unterschiede der Dichte können sich bei Stabilisierung und dem resultierenden Bewegungsumfang bemerkbar machen. Daher ist eine präoperative Einschätzung des Implantatlagers für die zu erwartende Verankerungsfestigkeit von Bedeutung. Zur a priori Einschätzung der **Knochendichte** ist das DEXA (Dual-Energy X-ray Absorption, Fa. Norland, XR-26 MARK II, Cooper Surgical Inc., Trumbull, CT, USA) Verfahren geeignet [Schwitalle 1997 S. 220] und wurde vor den Versuchen bei allen Präparaten durchgeführt. Mit DEXA wird die Knochenmasse bezogen auf die projizierte Fläche des Knochens ermittelt. 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 (T12) und der untere (L2) Wirbelkörper bis zur Hälfte der Wirbelkörperhöhe mit einem Epoxidharz (Ureol 5202-1A/B, Fa. Ciba, Vantico, Quillan, Frankreich) in Aufnahmeetöpfen eingebettet. Da bei der späteren bisegmentalen Instrumentierung mit macs_{TL} und SOCON die Verankerungen über die Mitte der Wirbelkörper ragten, 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 [Berrey 1987 S. 363, Hall 1998 S. 1517-1518, Panjabi 1992 S. 299-300]. Um die Mittelpunkte

eindeutig zu bestimmen, wurden aus definiertem Abstand Bilder der Endplatten erstellt und anschließend digital bearbeitet. Ein Endplatten einschließendes Rechteck mit Diagonalen wurde über die Endplatten gelegt (s. Abb. 4.1). Der Diagonalenschnittpunkt entspricht dem Mittelpunkt und wurde auf das Präparat übertragen. Durch erneutes Photographieren konnte die Übereinstimmung des eingebrachten Fixierungsnagels überprüft werden (s. Abb. 4.1).

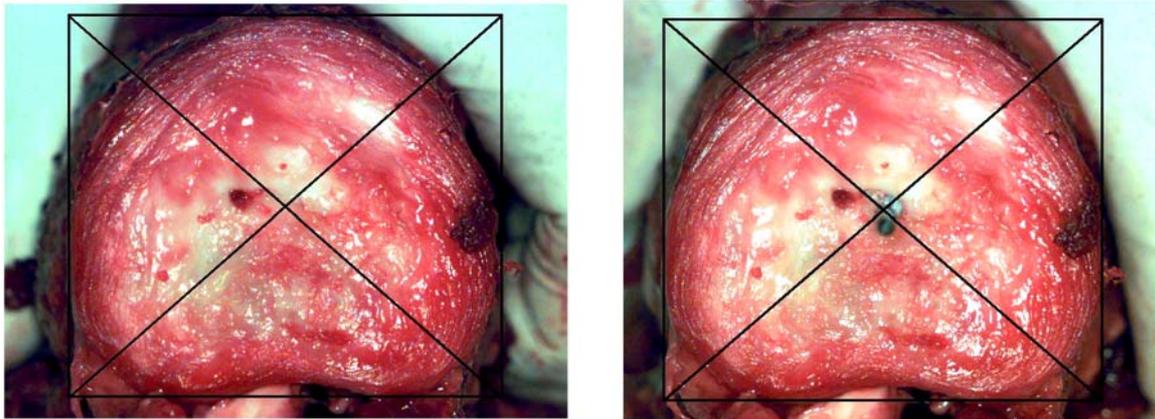


Abb. 4.1: Bestimmung der Endplattenmittelpunkte

Die **räumliche Ausrichtung der Wirbelkörper** zu einander wurde von Bernhardt et al. 1989 (S. 720) in vivo radiologisch ermittelt. Im thoracolumbalen Übergang liegen demnach die Mittelwerte zwischen T12 und L1 bei 1° Kyphose und zwischen L1 und L2 bei 4° Lordose (s. Abb. 4.2). Mit diesen Angaben wurden die Präparate mittels Goniometer im Winkel von 4° Lordose zwischen L1 und L2 eingebettet.

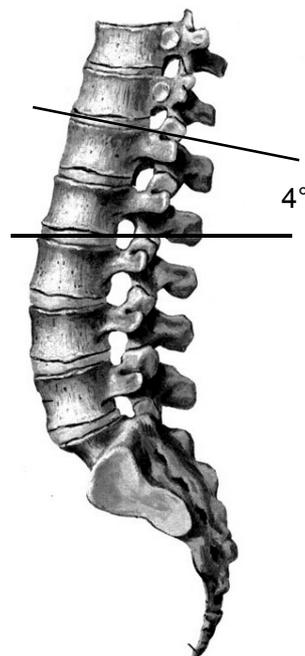


Abb. 4.2: Winkel der Wirbelkörper in der Sagittalebene

4.2 Prüfvorrichtung

Es wurde eine Prüfvorrichtung realisiert, die alle **sechs Freiheitsgrade** freigibt (s. Abb. 4.3). Der konzipierte Prüfstand ermöglicht eine vereinfachte Testung ohne Simulation der komplexen Muskelkräfte und ist in einer Universalprüfmaschine (Wolpert TZZ 707/386, Fa. Wolpert) mit einachsiger Belastungsmöglichkeit aufbaubar (s. Abb. 4.4, 4.5). Eine Axialkraft mit gleichzeitiger Momentbelastung des Präparates wird durch eine Kräfteinleitung über einen Hebelarm erreicht. Dabei befindet sich die Wirkungslinie 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. Die monoaxiale Kraftmessdose (200 N, Burster, Deutschland) wurde koaxial zur kraniokaudalen Achse des Präparates am Ende des Hebelarmes angebracht.

Die Belastungssimulation erfolgte in den Hauptbewegungsebenen Sagittal-, Frontal- und Transversalebene. Es ergaben sich die Bewegungsrichtungen Flexion/Extension, Seitneigung links/rechts und axiale Torsion links/rechts.

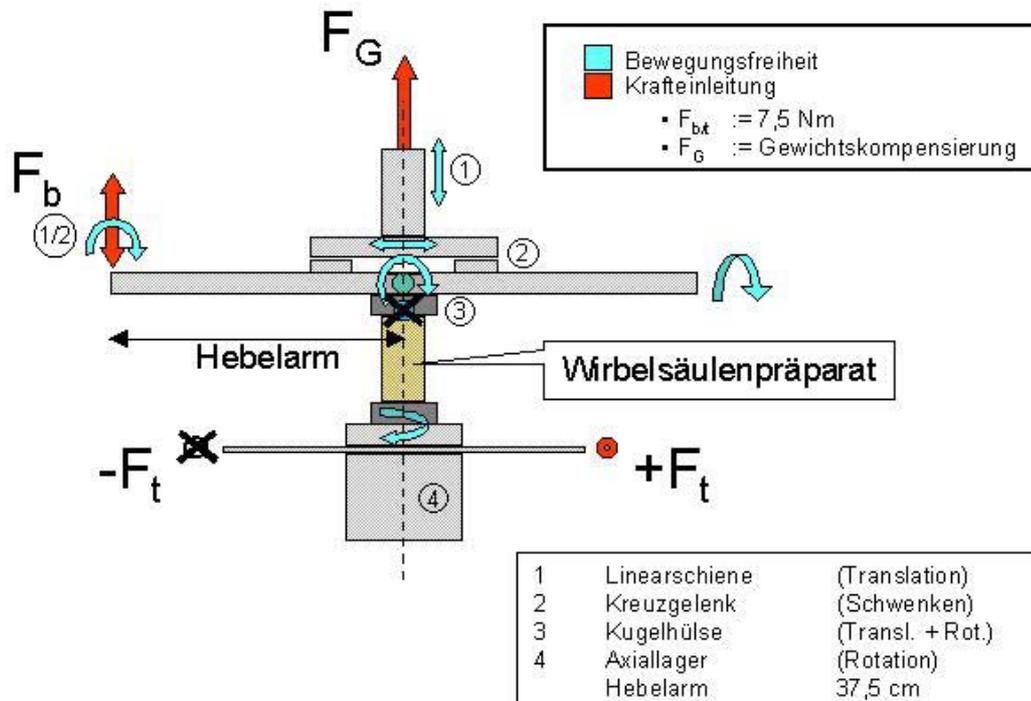


Abb. 4.3: Funktionsskizze des Wirbelsäulenprüfstandes

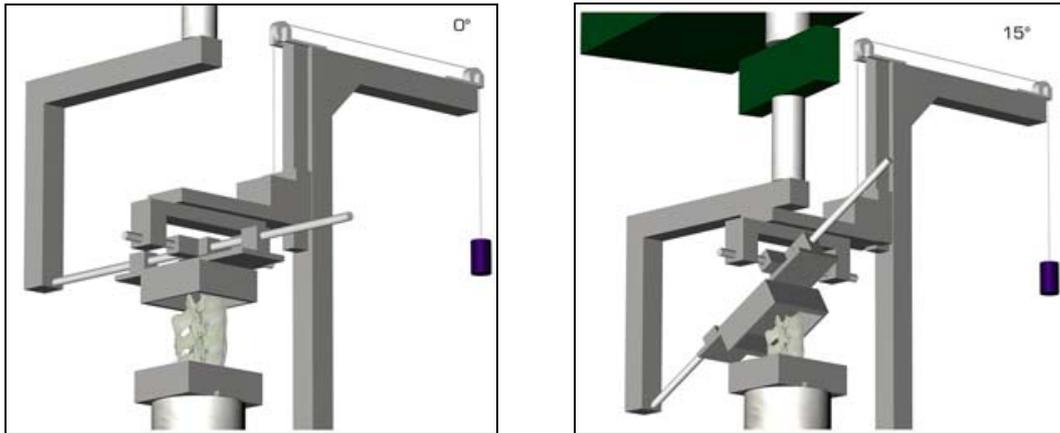


Abb. 4.4: Axonometrische Darstellung des Wirbelsäulenprüfstandes in 0° (links) und 15° Stellung der Seitneigung (rechts)

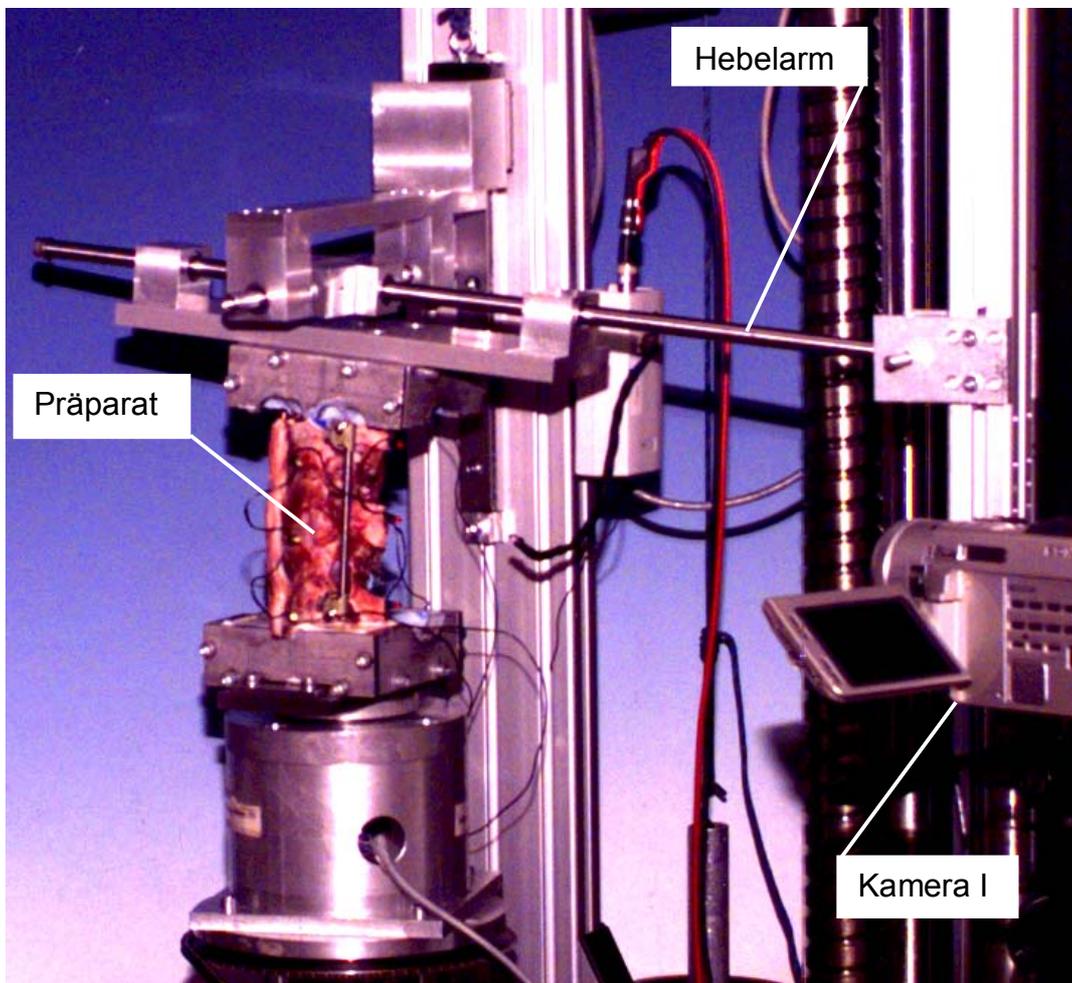


Abb.4.5: Versuchsaufbau

Dabei dient die Kraft F_G , die über ein Hängegewicht aufgebracht wird, lediglich der Gewichtskompensation des Prüfaufbaues kranial des Wirbelsäulenpräparates. Je nach Einbausituation des Präparates verursacht die Kraft F_b entweder eine Belastung in der Frontal- oder Sagittalebene. Bedingt durch den Hebelarm wird in

den Wirbelsäulensegmenten ein Moment bis maximal $\pm 7,5$ Nm sowie eine axiale Last von bis zu $\pm 20,0$ N eingeleitet. Die axiale Torsionsbelastung $\pm F_t$ erzeugt durch einen elektromechanischen Antrieb ein reines maximales Moment von $\pm 7,5$ Nm in der Transversalebene. Auftretende Belastungen werden mittels Torsionsmessdose (100 Nm, Burster, Deutschland) registriert. Aufgrund der kardanischen Aufhängung (2, 3), der kranialen Linearschiene (1) und dem kaudal angeordneten Axiallager (4), in Abbildung 4.3 dargestellt, ist ein Bewegungsablauf frei von Zwangskräften gegeben.

Die Belastungen wurden so gewählt, dass durch Bewegungen keine Strukturen der Präparate geschädigt werden. Im Bereich der Lendenwirbelsäule wird eine Momentbelastung von $\pm 7,5$ Nm vorgeschlagen [Wilke 1998 S. 153].

4.3 Datenerfassung- und Auswertung

Um Bewegungen der einzelnen Wirbelkörper in den Hauptbewegungsebenen (sagittal, frontal, transversal) zu erfassen und zu quantifizieren, wurden die Bewegungen der Wirbelsäule **mit zwei digitalen Videokameras** aufgezeichnet und anschließend mit einer **Bewegungsanalyse Software** (SIMI-Motion 5.2, SIMI Reality Motion Systems GmbH, Deutschland) ausgewertet. Die Kameras waren in einem Winkel von mindestens 60° und maximal 120° zu einander positioniert. Gleichzeitig wurden die applizierten Belastungen über eine A/D-Wandlerkarte mit einer Messsoftware (LabView 5.0, Fa. National Instruments, Austin, Texas, USA) aufgezeichnet. Die Abtastrate zur Datenerfassung betrug sowohl für die optischen als auch für die elektronischen Messsignale 25 Hz.

Durch ein **opto-elektronisches Signal**, dessen Spannungsabfall aufgezeichnet wurde und in den beiden Kameras sichtbar war, konnte eine zeitliche Synchronisierung der Videosequenzen mit den Kraftdaten erfolgen. Die Zuordnung von je einem Momentwert zu genau einem Bild war dadurch gegeben (s. Abb. 4.6).

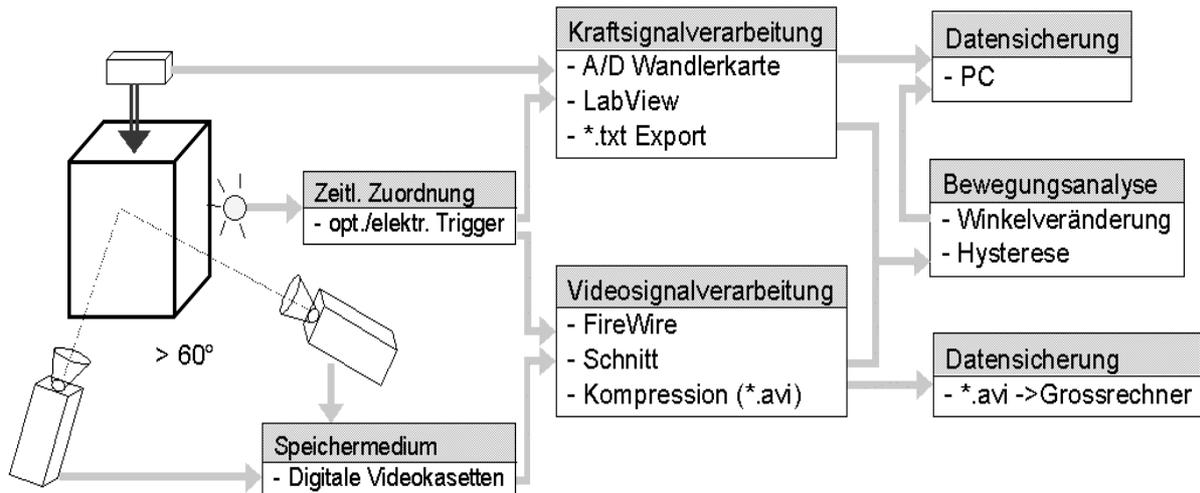


Abb. 4.6: Flussdiagramm zur Signalverarbeitung

Voraussetzung für ein reproduzierbares digitales Mess-System ist ein exaktes **Kalibrierungsverfahren**. Dieses wurde für die vorliegende Arbeit in folgender Weise - in Abstimmung auf den zu vermessenden Raum – **entwickelt** (s. Abb. 4.7): Vor der Aufnahme wurde der Raum, in dem die Bewegungen stattfanden, kalibriert. Jede Position der neun Kugeln des entwickelten Kalibrierungssystems wurde 3D vermessen. Dadurch wurde ein rechtwinkliges Koordinatensystem definiert. Alle Eckpunkte des Systems waren bei der Kalibrierung in beiden Kameras sichtbar.



Abb. 4.7: Kalibrationskubus

In dieser Position wurde von beiden Kameras ein Standbild aufgenommen. Anschließend konnte an Stelle des Kalibrierungssystems das intakte Präparat im Aufbau fixiert werden. Vor der Wirbelsäulenprüfung wurden zur späteren Auswertung

durch die Software Erkennungsmarker an jedem Wirbelkörper in der knöchernen Struktur verankert. Pro Wirbel wurden zwei mit Leuchtfarbe gekennzeichnete Stecknadeln im Dorn- und im Querfortsatz verankert. Die Marker waren zu jedem Zeitpunkt der Bewegung in beiden Kameras sichtbar. Vor der Bewegungsaufzeichnung und Präkonditionierung wurde ein Standbild des Präparates im lastfreien Zustand aufgenommen. Diese Position entsprach der Nullstellung (s. Abb. 4.8 unten), auf die in der Auswertung Bezug genommen wurde. Die Winkeländerung der Verbindungslinien durch die Stecknadelköpfe zweier Wirbelkörper entspricht der Winkeländerung zwischen den Wirbelkörpern. In Abbildung 4.8 (oben) ist die maximale Auslenkung des Präparates bei Seitneigung nach links dargestellt.

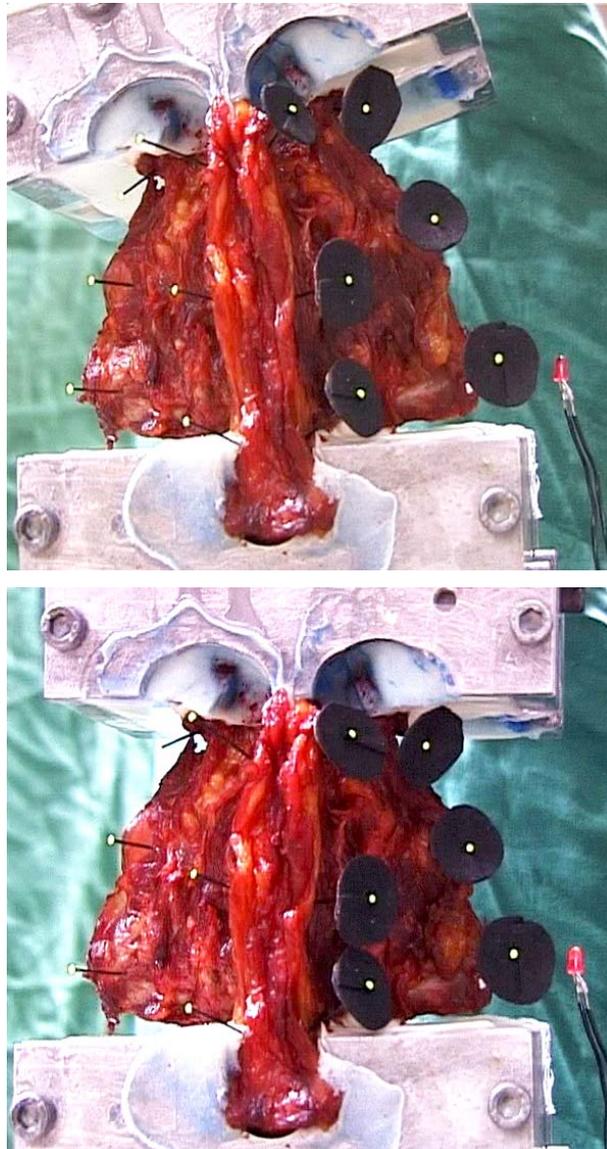


Abb. 4.8: Nullstellung (unten) und maximale Auslenkung nach links (oben) während der Seitneigung. (Ansicht von dorsal).

Nach der Aufzeichnung wurden die Videosequenzen digital geschnitten. Das erste Bild entsprach im bearbeiteten Film der Nullstellung. Die folgende Sequenz begann und endete mit dem optischen Signal des Triggers. Von Signal zu Signal wurde ein kompletter Durchgang (3. oder späterer Zyklus) von z.B. Flexion-Extension-Flexion durchlaufen. Um die entstehende Hysterese zu schließen, wurden die jeweiligen Maxima mit Überschneidung aufgenommen.

Im Anschluss an die Filmbearbeitung wurden die Sequenzen mit Hilfe der Bewegungsanalysesoftware ausgewertet. Das zuvor aufgenommene Standbild des Kalibrierungssystems wurde in die identische Software eingelesen und die Mittelpunkte der Kugeln den ermittelten 3D Koordinaten des vermessenen Kalibrierungssystems zugeordnet. Die Marker wurden von der Software von Bild zu Bild über den gesamten Bewegungsverlauf automatisch verfolgt (**automatisches Tracken**). Der **maximale Fehler**, der durch das Tracken hervorgerufen werden kann, beträgt in der Sagittal- und Frontalebene $0,30^\circ$ und in der Transversalebene $0,11^\circ$. Auf den Suchvorgang folgt die **Berechnung der Winkeländerungen**. Die Bewegung der Marker innerhalb des kalibrierten Raumes wird mittels Projektion auf eine Ebene des zuvor gedrehten und verschobenen Koordinatensystems beschrieben. Das ursprüngliche Koordinatensystem wurde so positioniert, dass sich der Ursprung im Mittelpunkt von L2 und auf Höhe der Einbettung befindet. Eine Reduktion der Bewegung auf eine zwei dimensionale Betrachtung der Winkeländerung von projizierten Strecken ist zulässig, da sich die Wirkungslinie der Krafteinleitung in der Ebene der maximalen Bewegungsauslenkung befand. Die Auswertung der Winkeländerung wurde sowohl monosegmental für T12-L1 und L1-L2 als auch bisegmental für T12-L2 durchgeführt.

In Abbildung 4.9 (oben) ist die **relative Winkelveränderung über die Zeit** exemplarisch für die Wirbelkörper T12 zu L1 bei der Flexion-/Extensionsbelastung dargestellt. Das dazu korrespondierende Moment zeigt die Abbildung 4.9 (unten). 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 (s. Abb. 4.10). Eine charakteristische Hysterese ergibt sich aus der Darstellung der relativen Winkelveränderung (Ordinate) über den Momentverlauf (Abszisse), siehe Abbildung 4.10.

Aus den Kurven ist das biomechanische Verhalten der Präparate ablesbar. Während des gesamten Bewegungsablaufes ist eine kontinuierliche Winkeländerung zu beobachten. In der NZ findet auf Grund der biomechanischen Eigenschaften der Bandstrukturen und Bandscheiben trotz geringer Momentbelastung eine Winkeländerung zwischen den Wirbelkörpern statt. Bei zunehmendem Moment nimmt die Steigung der Kurve ab und sie nähert sich asymptotisch einem Grenzwert. Die geringe Winkeländerung trotz steigender Belastung resultiert aus der Versteifung der Strukturen während zunehmender Momenteinleitung. Die Steigung der Kurve ist ein Maß für die Steifigkeit der Präparate. Je geringer die Steigung, desto steifer sind die Präparate. 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.

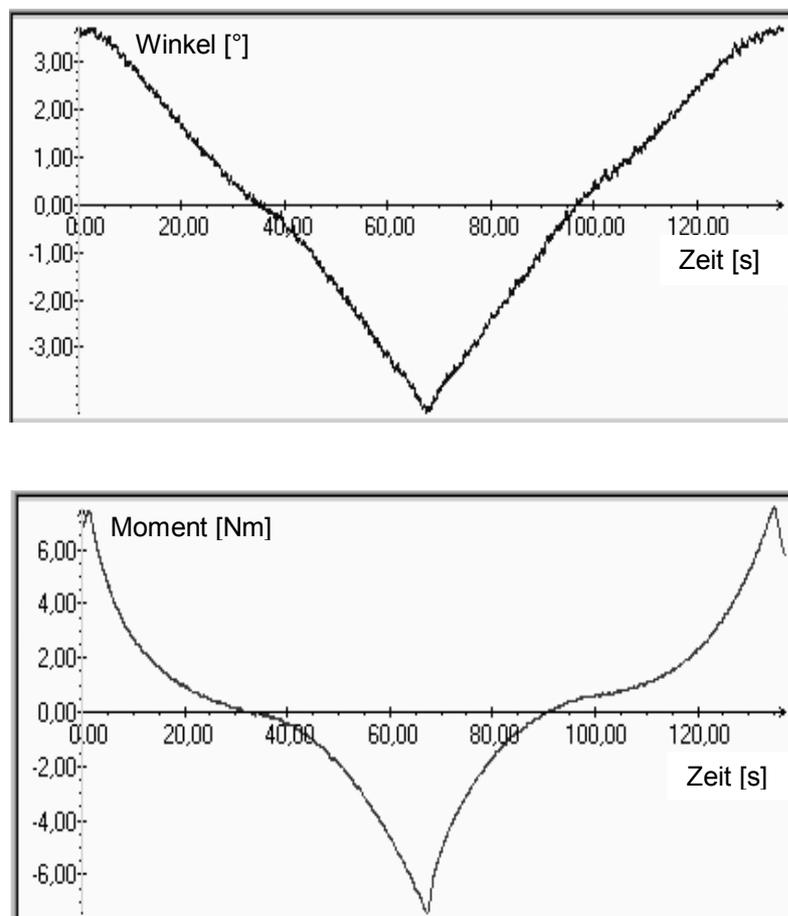


Abb. 4.9: Relative Winkeländerung von T12 zu L1 (oben) und Momentenverlauf (unten) für die Flexions-/Extensionsbewegung bzw. –belastung

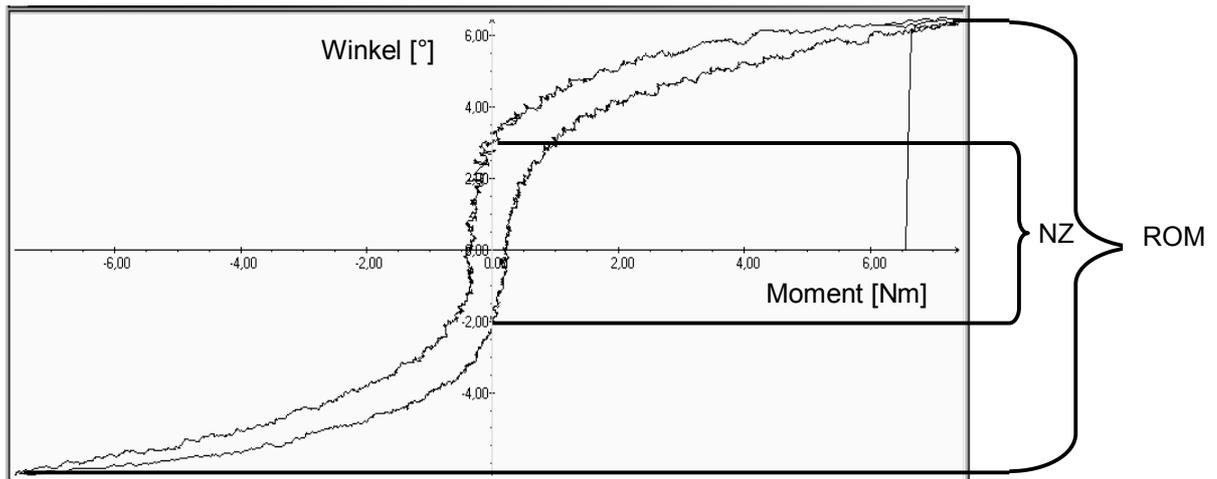


Abb. 4.10: Hysterese der Segmente T12/L1 für Flexion/Extension mit Darstellung von NZ und ROM

4.4 Versuchsprotokoll

Die zur vergleichenden Stabilitätsuntersuchung verwendeten Implantate der Fa. Aesculap sind aus einem ventral über dem eingebrachten Knochenspan zu implantierenden Plattensystem **macs_{TL}** (**m**odular **a**nterior **c**onstruct **s**ystem **t**horacic and **l**umbar spine, Fa. Aesculap, s. Abb. 4.11, 4.12), und dem dorsalen transpedikulären Stabsystem **SOCON** (**s**olid **c**onnection, Fa. Aesculap, s. Abb. 13), aufgebaut. Das ventrale System besteht aus einer Stabilisierungsplatte, welche über dem eingebrachten Knochenspan mit Polyaxialschrauben und den zugehörigen Spannelementen in den angrenzenden Wirbelkörpern fixiert wird. Mittels Stabilisierungsschraube und anschließender Positionierung der Klemmschraube erfolgt die Verriegelung der Polyaxialität.

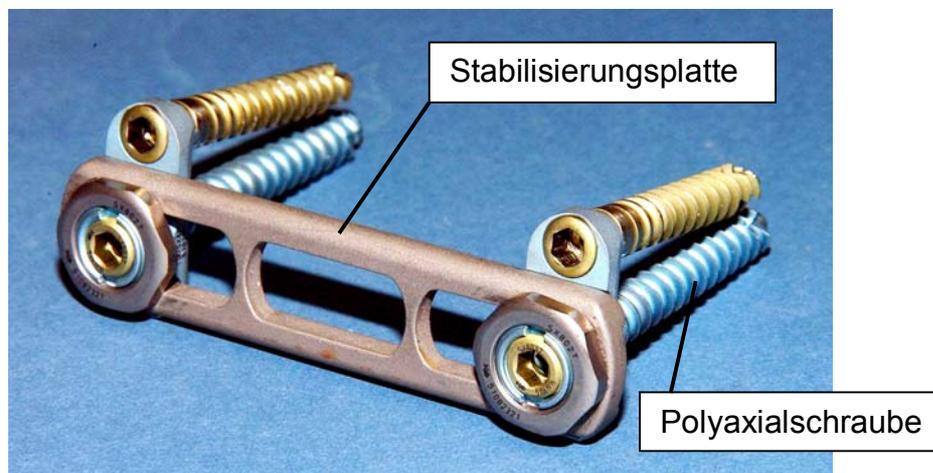


Abb. 4.11: ventrales Plattensystem macs_{TL} (Übersicht).

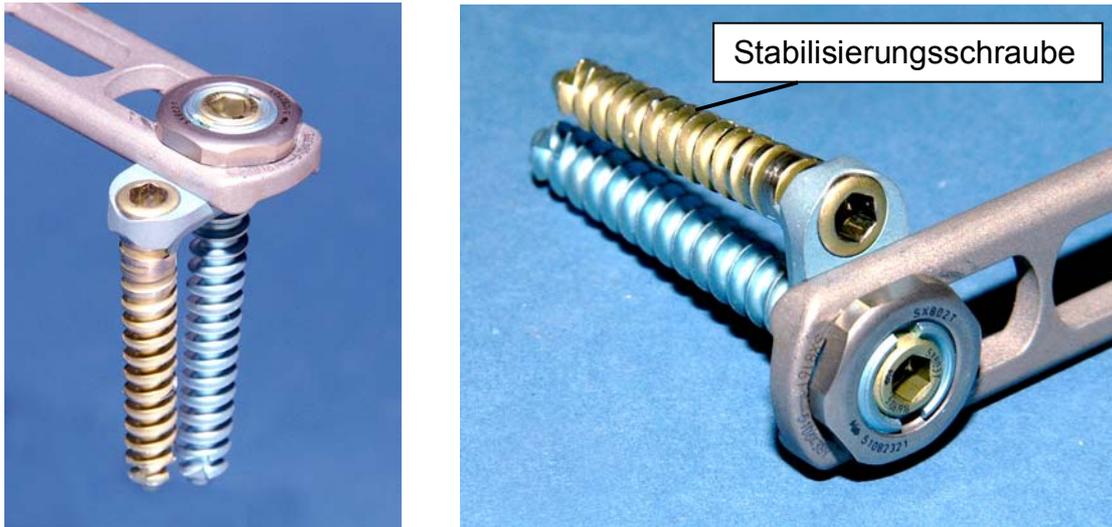


Abb. 4.12: ventrales Plattensystem macs_{TL} (Detailansicht)

Die untersuchte dorsale Instrumentierung gewährleistet die Stabilität der Fraktur durch ein Stabsystem (s. Abb. 4.13), wobei die ausgewählten Stäbe mittels Klammern an den zuvor eingedrehten selbstschneidenden Knochenschrauben befestigt werden.

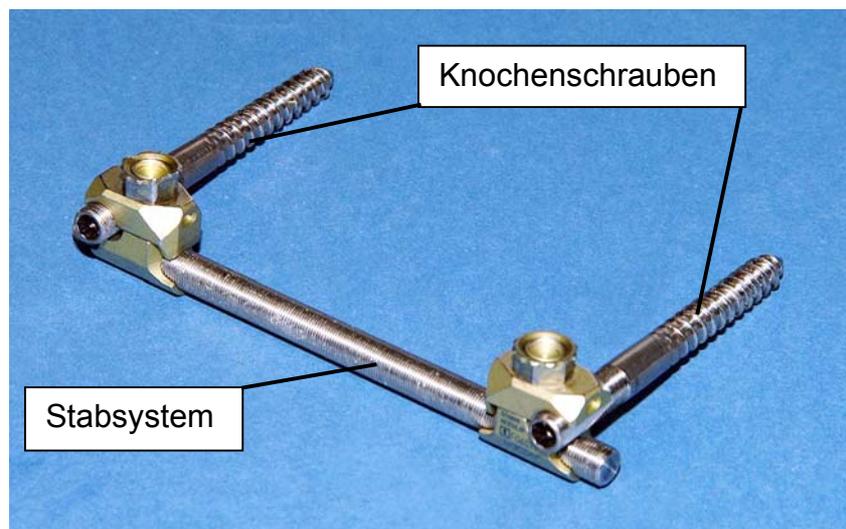


Abb. 4.13: dorsales Fixateur interne System SOCON

Um die Reproduzierbarkeit und Vergleichbarkeit der Eingriffe zu gewährleisten, wurden die einzelnen Operationsschritte von einem erfahrenen Wirbelsäulenchirurg (Prof. Dr. Beisse) durchgeführt. In Kapitel 4.4.1 sind die einzelnen Operationsschritte im Detail dargestellt. Der Versuchsablauf gliederte sich, wie in Tabelle 4.2 dargestellt, in folgende Schritte:

Tabelle 4.2: Versuchsprotokoll

	Versuchsprotokoll	Kapitel
1	Testung der intakten Präparate	
2	Teilkorpektomie von L1 und monosegmentale macs _{TL} Stabilisierung T12-L1	4.4.1
3	Teilkorpektomie von L1 zwischen kaudaler und kranialer Endplatte der angrenzenden Wirbelkörper mit bisegmentaler Stabilisierung (T12-L2)	
4	Simulieren des Zustandes nach B-Fraktur	
5	Zusätzliche Stabilisierung mit SOCON	4.4.2
6	Entfernung der ventralen macs _{TL} Stabilisierung	

Jeder Operationsschritt wurde in drei Bewegungsrichtungen, Flexion/Extension, Seitneigung und Torsion getestet, wobei die Reihenfolge der Bewegungsrichtungen randomisiert war. Nach der Testung der intakten Präparate erfolgte eine Teilkorpektomie L1 und Teildiskektomie T12-L1 mit monosegmentaler macs_{TL} Stabilisierung rechts (s. Abb. 4.14 links). Auf die bisegmentale Teilkorpektomie und Teildiskektomie L1-L2 mit bisegmentaler macs_{TL} Stabilisierung T12-L2 (s. Abb. 4.14 rechts) folgte die Simulation des Zustandes nach einer Distraktionsfraktur.

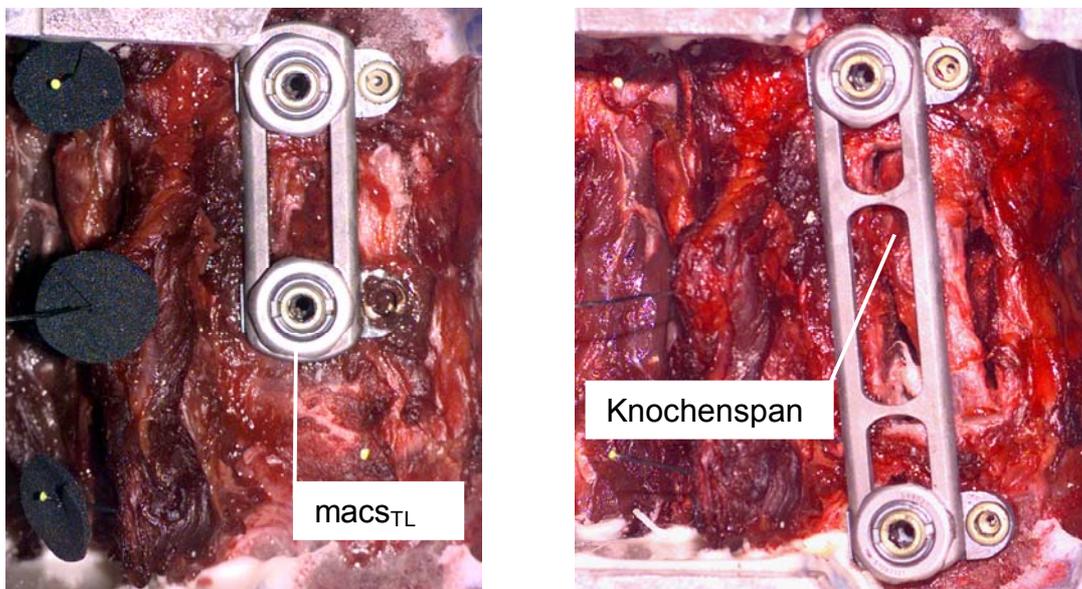


Abb. 4.14: macs_{TL} monosegmental (links) und bisegmental (rechts) implantiert

Dazu wurden die Ligamenta inter- und supraspinalia zwischen T12 und L1 durchtrennt. Zusätzlich wurde mittels oszillierender Säge auf der instrumentierten rechten Seite das Zwischenwirbelgelenk zwischen T12 und L1 zerstört. Die Operation des ventralen Stabilisierungssystems wird in vivo mit endoskopischer Technik durchgeführt (s. Kapitel 3.3.3). Die dorsale Stabilisierung wurde mittels Stabsystem (SOCON) zwischen T12 und L2 erreicht (s. Abb. 4.15).

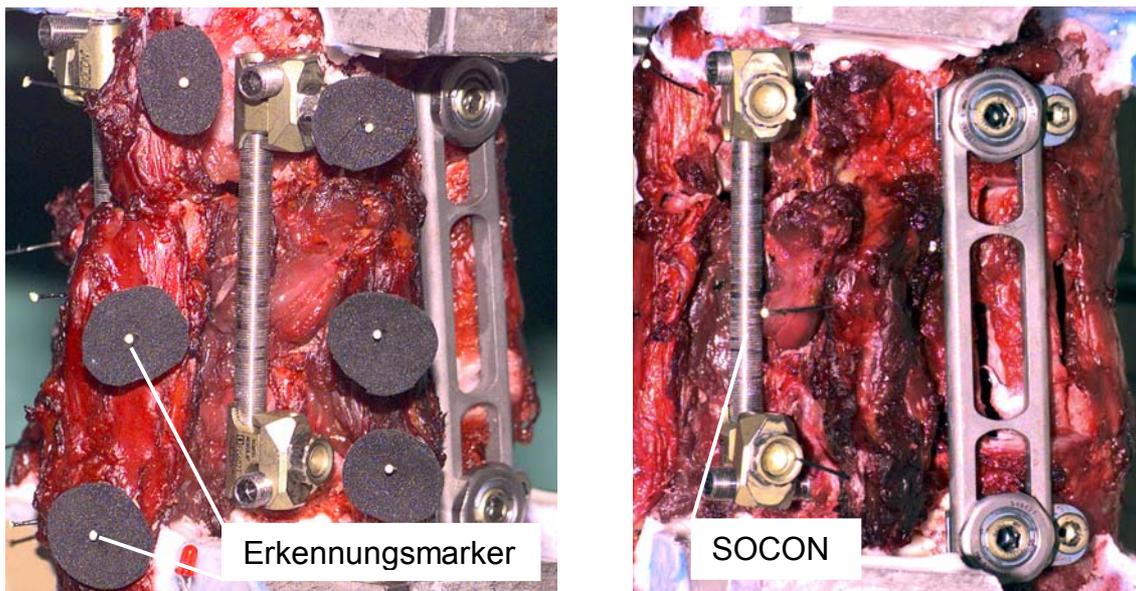


Abb. 4.15: $macs_{TL}$ und SOCON bisegmental implantiert

Nach dem Entfernen des ventralen Implantates erfolgte die alleinige Untersuchung der dorsalen Stabilisierung. Um den Einfluss von Setzvorgängen innerhalb der Bandscheiben und Bänder auf die Versuchsergebnisse gering zu halten, wurden die Präparate präkonditioniert. Abbildung 4.16 zeigt, wie von Wilke 1996 (S. 23) beschrieben, exemplarische Hysteresekurven der ersten drei Bewegungszyklen. Bei den ersten zwei komplett durchlaufenen Zyklen können noch Unterschiede im Last-Deformationsverhalten festgestellt werden, die ab dem dritten Zyklus vernachlässigbar sind. Deswegen wird für Messungen der Dritte oder ein späterer Durchgang verwendet.

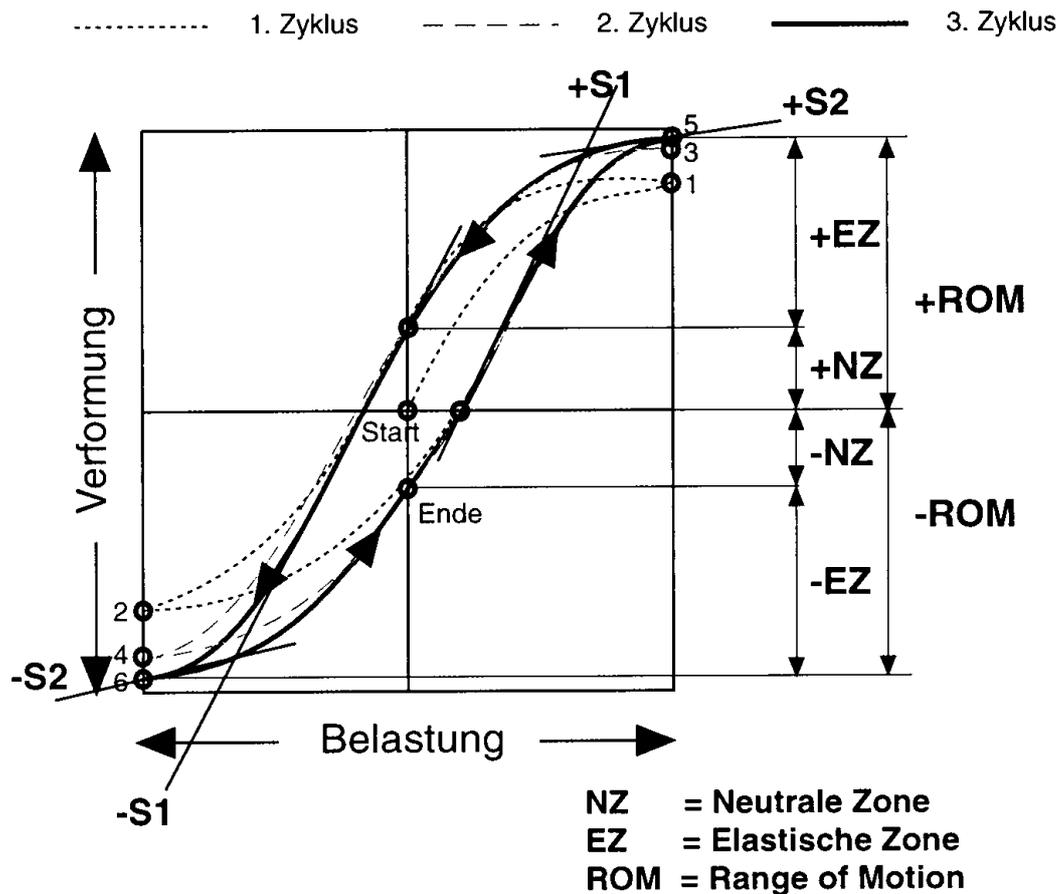


Abb. 4.16: Veränderung des Hystereseverhaltens während Präkonditionierung über 3 Zyklen [Wilke 1996 S. 23]

4.4.1 Stabilisierung mit macS_{TL}

Bei der *in vitro* Operation wurde durch **Teilkorporektomie von L1** der Zustand nach einer Kompressionsfraktur simuliert. Dazu wurde von etwa der **Hälfte des Wirbelkörpers L1 bis zur Endplatte T12** ein Defekt von ca. 20 mm (in craniocaudaler Richtung) gesetzt und eine **Teildiskektomie T12-L1** durchgeführt. Mit der Messlehre wurde der Defekt vermessen und ein entsprechender trikortikaler Knochenspan pressfit eingebracht. Der erste Instrumentierungsschritt des ventralen Stabilisierungssystems umfasste die Platzierung des Kirschnerdrahtes auf der ventrolateralen Seite der intakten kranialen und kaudalen Wirbelkörper (s. Abb. 4.17 links). Die Einschlagtiefe betrug 20mm. Mit einem kanülierten Ankörner wurde die Kortikalis entfernt und die Eintrittsstelle für die Polyaxialschraube vorbereitet. Vor der Implantation wurde die Polyaxialschraube mit dem Spannelement vormontiert. Der nächste Schritt umfasste die Implantation der Polyaxialschrauben über dem

Kirschnerdraht (s. Abb. 4.17 rechts). Nachdem die Schraube im Wirbelkörper verankert war, wurde der Kirschnerdraht entfernt.

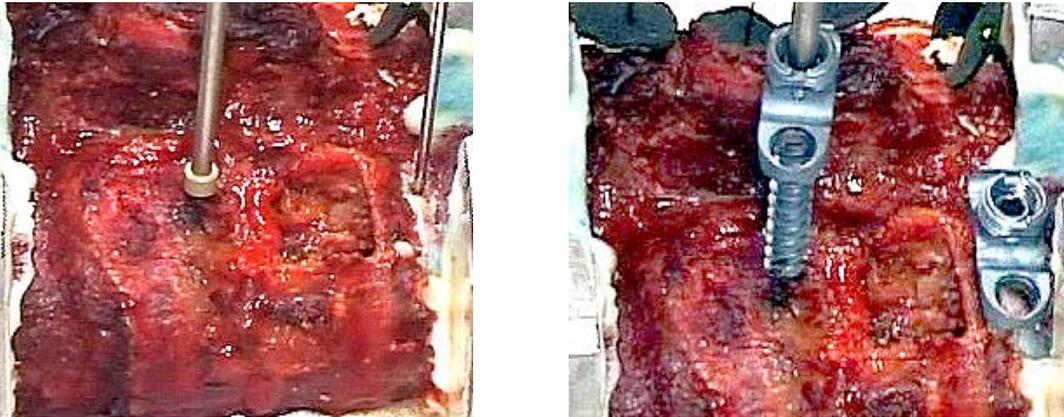


Abb. 4.17: Implantation der Kirschnerdrähte und Montage der Polyaxialschrauben

Beim Eindrehen der Schrauben bleibt das Spannelement bzw. der Kopf der Schraube frei beweglich. Dadurch wird die zu diesem Zeitpunkt gewünschte Polyaxialität erhalten. Der Kirschnerdraht wurde nun durch das kanülierte Implantationsinstrument herausgezogen. Nachdem beide Polyaxialschrauben in den Wirbelkörpern implantiert waren, konnte die vorher nach Länge ausgewählte Stabilisierungsplatte platziert werden. Die Fixationsmuttern wurden mit der glatten Seite zur Platte hin verschraubt und mit einem **Moment** von 15 Nm angezogen (s. Abb. 4.18).

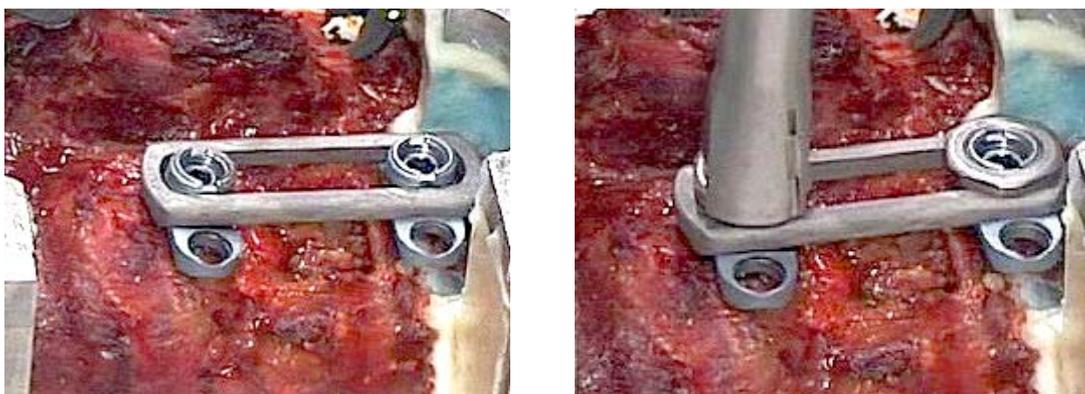


Abb. 4.18: Platzierung und Fixierung der Stabilisierungsplatte

Anschließend wurden die Polyaxialschrauben gleichmäßig angezogen, bis die Spannelemente Knochenkontakt aufwiesen. Zur Implantation der Stabilisierungsschraube wurde die Zielhülse mit dem Spannelement verbunden. Jetzt wurde die Kortikalis an vorgegebener Stelle eröffnet.

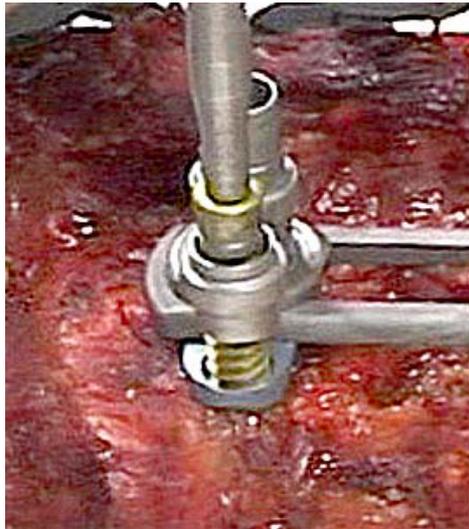


Abb. 4.19: Fixierung des Implantates mit Stabilisierungsschraube

Nach Auswahl der geeigneten Schraubenlänge wurde die Stabilisierungsschraube implantiert. Abschließend wurde die Zielhülse entfernt (s. Abb. 4.19). Als letzter Schritt erfolgte die Verriegelung der Polyaxialität mit der Klemmschraube, die mit einem Drehmoment von 10 Nm angezogen wurde (s. Abb. 4.20).

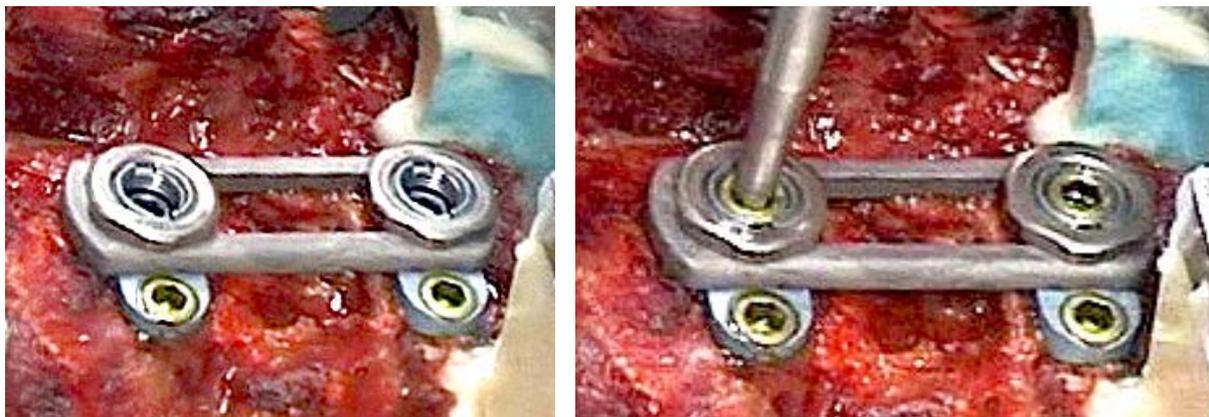


Abb. 4.20: Verriegelung der Polyaxialität mit Klemmschraube

4.4.2 Stabilisierung mit SOCON

Das System zur dorsalen Instrumentierung besteht aus selbstschneidenden Knochenschrauben, die durch die Pedikel der intakten, der Fraktur angrenzenden kranialen und kaudalen Wirbelkörper verankert werden (s. Abb. 4.21). Nachdem die Schrauben gesetzt waren, wurde das zuvor ausgewählte Stabsystem mit Klammern angebracht. In vivo richtet der Operateur vor dem Anziehen der Klammern den frakturierten Wirbelkörper auf. Dazu steht ein Repositionssystem zur Verfügung. An den transpedikulären Schrauben wird der Hebel des Repositionssystems fixiert. Mit

dieser Konstruktion wird eine vollständige kontrollierte Aufrichtung des zerstörten Wirbelkörpers gewährleistet. Bei der kombinierten ventro-dorsalen Vorgehensweise dürfen sich die Schrauben der verschiedenen Systeme nicht berühren.



Abb. 4.21: SOCON - bisegmentale Fixierung

Bei den in vitro Untersuchungen wurde die Reposition mittels pressfit eingebrachtem Knochenspan erreicht. Die Wirbelkörperhöhe muss die ursprünglichen Abmessungen annehmen.

4.5 Statistische Auswertung

Zur **statistischen Auswertung** der Daten mittels der Statistik-Software SPSS (Version 10.0 für Windows) wurde der Wilcoxon Exact Test verwendet. Um signifikante Änderungen der Bewegungsumfänge zwischen den einzelnen Testschritten zu ermitteln, wurden die maximalen Winkeländerungen der einzelnen Präparate gegeneinander getestet. Der Test wurde für jeden Testschritt und zusätzlich für die Schritte 4 und 6, jeweils für Flexion/Extension, Seitneigung und Torsion durchgeführt. Auf Grund der mono- und bisegmentalen Stabilisierungsverfahren wurde sowohl der Gesamtbewegungsumfang (T12-L2) der Präparate I-VI als auch die Bewegungen der einzelnen Segmente (T12-L1 und L1-L2) zueinander untersucht.

Das Signifikanzniveau wurde im Vorfeld auf $\alpha = 0,05$ festgelegt. 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 Ergebnisse

5.1 Knochendichtemessung

Die Knochendichte der verwendeten Präparate wurde vor den Versuchen mittels DEXA bestimmt (s. Kap. 4.1). In Abbildung 5.1 bzw. Tabelle 5.1 sind die Z-Scores der sechs Wirbelsäulen aufgetragen. Der Z-Score gibt die Anzahl der Standardabweichungen an, um die der Knochendichtewert eines Individuums vom Durchschnittswert der entsprechenden Bevölkerungsgruppe (kaukasisch oder hispanisch, Alter, Geschlecht) abweicht. Da für die in den Versuchen verwendeten Segmenthöhen T12-L2 keine Referenzwerte der Knochendichte vorliegen, werden die gemessenen Z-Scores für den beim DEXA Verfahren üblichen Bereich von L2-L4 angegeben.

Alle Werte liegen innerhalb der zweifachen Standardabweichung. Dies entspricht 95% der Knochendichtewerte der ausgewählten kaukasischen Bevölkerungsgruppe. Abbildung 5.2 zeigt die Verteilung der Knochendichte innerhalb des Präparates I exemplarisch in Form von Graustufungen. Die höchste Dichte mit hellen Zonen ergibt sich im Bereich der Pedikel. Dunkle Zonen entsprechen niedriger Knochendichte.

Tabelle 5.1: Knochendichte und x-fache Standardabweichung (L2-L4)

Präp. Nr.	K.-dichte [g/cm ²]	Z-Score
I	1,140	1,13
II	0,661	-2,00
III	0,947	-0,35
IV	0,786	-0,55
V	0,818	-1,19
VI	1,106	0,65

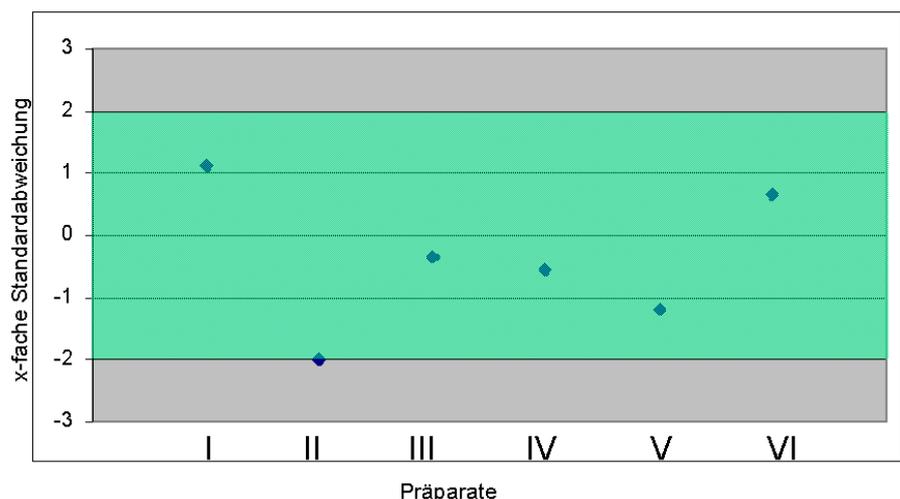


Abb. 5.1: Graphische Darstellung der Knochendichte (DEXA) in Form einer x-fachen Standardabweichung - Segmenthöhe: L2-L4

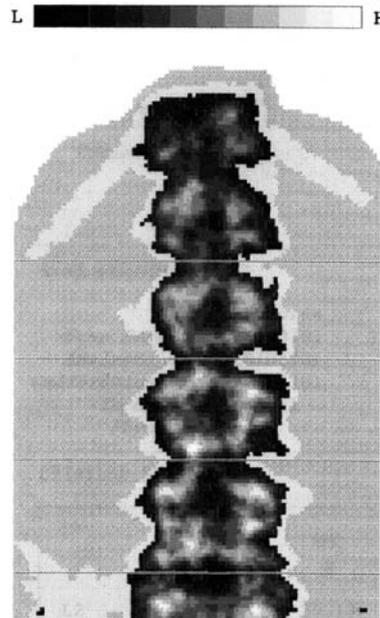


Abb. 5.2: Darstellung der Knochendichte (DEXA): T12-L4 Präparat I

5.2 Bewegungsanalyse

5.2.1 Flexion/Extension

Das Ergebnis soll exemplarisch am Präparat III aufgezeigt werden. Die Bewegungsumfänge der Wirbelkörper zueinander werden in Form relativer Winkelveränderungen angegeben. Die Graphen in Abbildung 5.3, 5.6 und 5.9 zeigen die einzelnen Testschritte (1, 2 etc.) exemplarisch für das Präparat III, in Reihenfolge des oben genannten (Kap. 4.4) Prüfprotokolls. Dabei zeigt Abb. 5.3 die Bewegungen in der Sagittalebene, Abb. 5.6 die maximalen Auslenkungen der Seitneigung und Abb. 5.9 die Torsionsbewegungen. Dargestellt sind die charakteristischen Hysteresekurven (Belastungs/Deformationskurven).

Von der intakten Situation zur **monosegmentalen ventralen Destabilisierung** mit Instrumentierung zwischen T12-L1 steigt der maximale Bewegungsumfang für das Präparat III bei Flexion in allen Segmenten. In der Extensionsbewegung nehmen die maximalen Winkeländerungen in beiden Segmenten ab. Der **bisegmentale Defekt** mit ventraler Versorgung verursacht bei der Flexion **weitere Destabilisierung**.

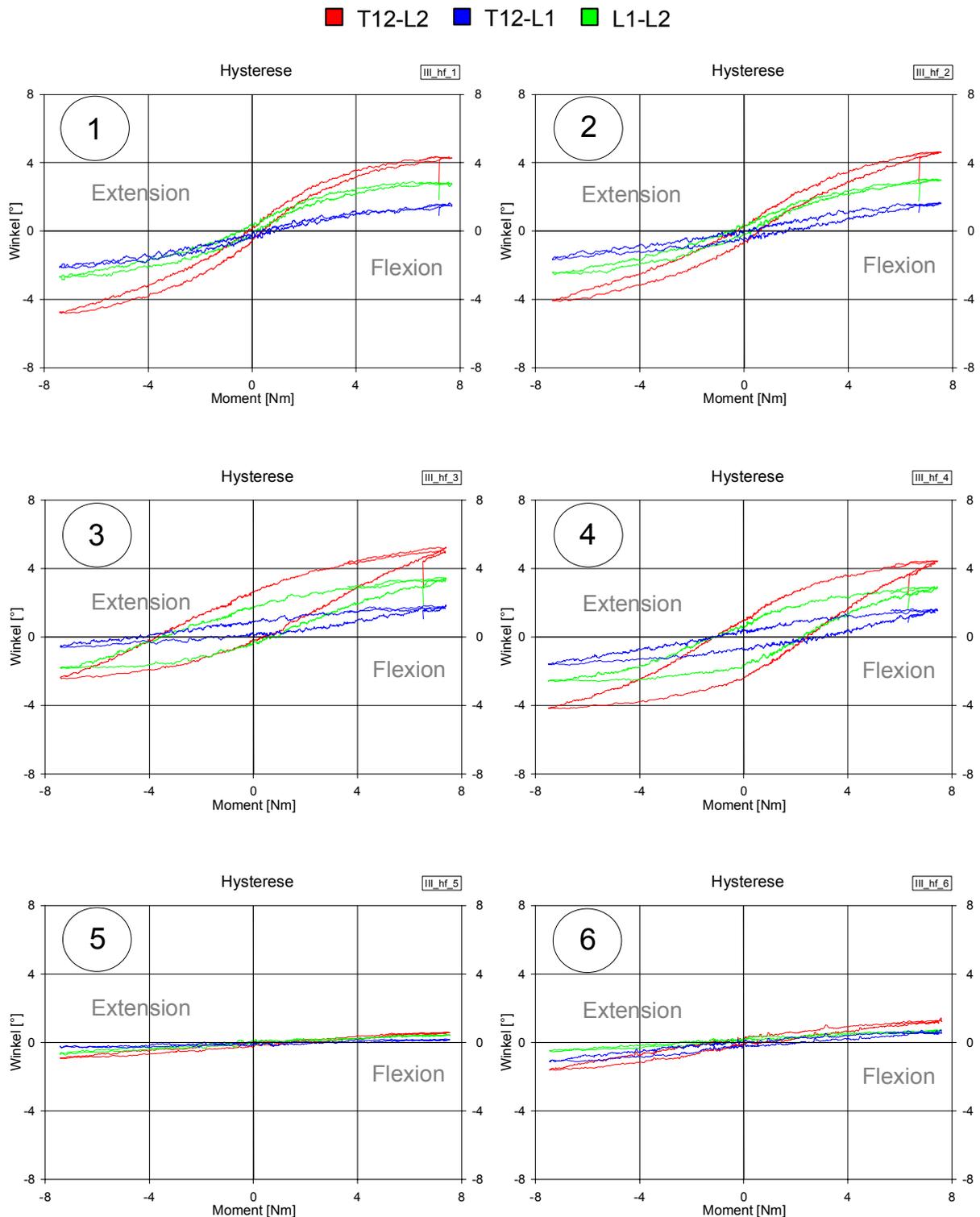


Abb. 5.3: Hysteresekurven der einzelnen Testschritte (1-6) für die Flexions-/Extensionsbewegung - Präparat III

Im Gegensatz dazu wird die Extensionsbewegung im gesamten sowie in den einzelnen Segmenten nach bisegmentaler Versteifung vermindert. Nach dem **Setzen der B-Fraktur** auf Höhe T12-L1 ist eine Abnahme der maximalen

Auslenkung bei Flexion und eine Zunahme der Winkeländerung bei Extension zu verzeichnen. Bei weiterer **bisegmentaler, dorso-ventraler Instrumentierung** nehmen die Bewegungsumfänge sowohl für Extension als auch in der Flexion im gesamten Präparat und in den einzelnen Segmenten ab.

Nach Entfernung des ventralen Systems und damit **rein dorsaler Fixierung** lassen sich im Vergleich zur vorhergehenden dorso-ventralen Stabilisierung bei Flexions- und Extensionsbewegungen im gesamten Präparat und im kranialen Bewegungssegment **größere Bewegungsumfänge** feststellen. Im kaudalen Segment nimmt bei Flexion die Winkeländerung ebenfalls zu, während bei Extension eine Abnahme zu verzeichnen ist.

Die Bewegungsumfänge für das gesamte Präparat III (T12-L2) reichen in der Sagittalebene von $4,9^\circ$ in der Flexion bei bisegmentaler Läsion mit rein ventraler Versorgung und $4,8^\circ$ in der Extension bei intaktem Präparat bis $0,6^\circ$ in der Flexion respektive $0,9^\circ$ in der Extension bei dorso-ventraler bisegmentaler Stabilisierung. Im kaudalen Bewegungssegment (L1-L2) ist der maximale Bewegungsumfang in der Flexionsbewegung für alle Stabilisierungsschritte größer als im angrenzenden kranialen Segment (T12-L1). In der Extensionsbewegung trifft dies für die Schritte eins bis fünf ebenfalls zu. Bei rein dorsaler Instrumentierung zeigt sich für die Extension eine umgekehrte Situation. Die Bewegung im kranialen Bewegungssegment (T12-L1) ist höher als kaudal.

Bei zunehmender Stabilisierung wird der charakteristische Verlauf der Hysteresekurven mit sichtbarer Reduktion der neutralen Zone zunehmend durch flachere Kurven ersetzt, die den **Verlust des viskoelastischen Verhaltens** der intakten Bewegungssegmente widerspiegeln (s. Abb. 5.3).

Signifikanzen und mediane Winkeländerung

In den **Abbildungen** 5.4, 5.7 und 5.10 sind die maximalen Bewegungsumfänge (Ordinate) über den einzelnen Testschritten (Abszisse), laut oben genannten Prüfprotokoll (Kap. 4.4) in Form von Box-Plot-Diagrammen für die Präparate I-VI dargestellt. Dabei sind die Segmente T12-L1, L1-L2 sowie das gesamte Präparat T12-L2 gruppiert nach den Testschritten zu sehen. Jeder einzelne Box Plot weist den Median, 25- und 75-Perzentil sowie Maximal- und Minimalwert auf. Liegt der Maximal- oder Minimalwert zwischen 1,5- und 3-fach über bzw. unter dem 75- bzw. 25-Perzentil, so ist er mit O und dem entsprechenden Präparat gekennzeichnet. Ist

dieser Wert größer als 3, so ist dieser mit * und dem entsprechenden Präparat dargestellt. Die Präparate II und IV sind während des letzten Testschrittes (ausschließlich dorsale bisegmentale Instrumentierung) jeweils während der Flexions- bzw. Extensionsbewegung aus der Einbettung herausgebrochen, so dass für die rein dorsale Instrumentierung mit SOCON die Daten der beiden Präparate für die Flexions- Extensionsbewegung nicht vorliegen.

Für den Vergleich der Testschritte untereinander werden die Medianwerte herangezogen. Diese sind in den nachfolgenden Tabellen 5.2, 5.3 und 5.4 aufgeführt. Darin enthalten ist die zusätzliche Information über die Zu- oder Abnahme der maximalen Bewegungsumfänge, sowie, falls vorhanden, eine Kennzeichnung über Signifikanzen mit dem zugehörigen p-Wert.

Die monosegmentale Versteifung zwischen T12 und L1 erzeugt in T12-L2 eine **signifikante Verringerung** der ROM gegenüber den intakten Präparaten. Es ergeben sich 15,7° im intakten Zustand und 13,2° nach monosegmentaler Stabilisierung. Im instrumentierten Segment (T12 und L1) nimmt die ROM signifikant um 2,3° ebenfalls ab. Im kaudalen nicht stabilisierten Segment nimmt der Bewegungsumfang um 0,4° zu.

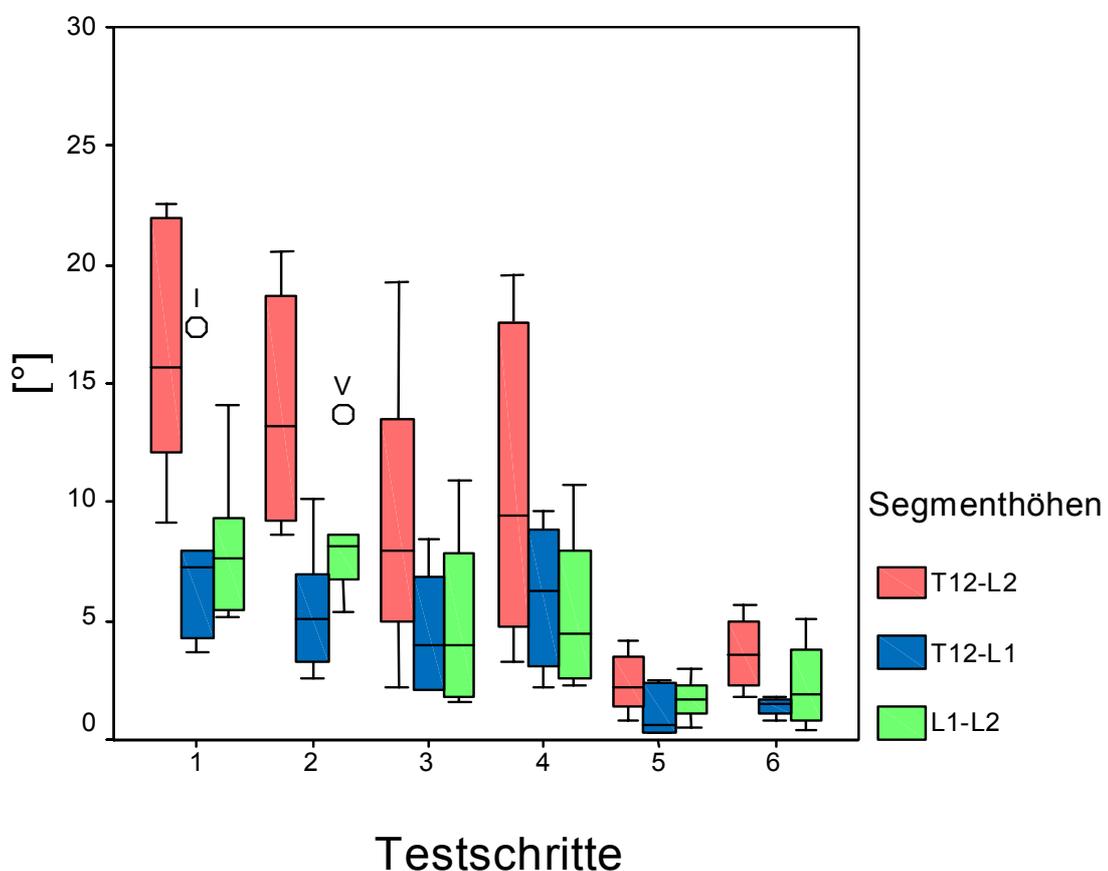


Abb. 5.4: Box-Plot-Darstellung der Testschritte für die Flexion-/Extension

Die bisegmentale ventrale Stabilisierung **versteift die Präparate** zwischen T12 und L2 um 40% (von 13,2° auf 8°). In den einzelnen Segmenten sinkt die Beweglichkeit ebenfalls von 5,0° auf 4,0° in T12-L1 bzw. von 8,1° auf 4,0° in L1-L2. Nach Simulation einer **B-Fraktur** zwischen den Wirbelkörpern T12 und L1 werden die Präparate in ihrer Gesamtheit (T12-L2) um 19% (von 8,0° auf 9,5°), im Segment T12-L1 signifikant um 58% bzw. zwischen L1-L2 um 13% **laxer** (T12-L1 von 4,0° auf 6,3°, L1-L2 von 4,0° auf 4,5°).

Tabelle 5.2: Vergleich der Medianwerte mit Darstellung über Zu- (↑) oder Abnahme (↓) der ROM, Signifikanzen (★) und p-Werte für die Flexions/Extensionsbewegung

Testschritte	Flexion/Extension					
	T12-L2		T12-L1		L1-L2	
intakt (1)	p= 0,031	★	p= 0,031	★	p= 0,688	
	15,7		7,3		7,7	
macs-mono (2)	13,2	↓	5,0	↓	8,1	↑
macs-mono (2)	p= 0,094		p= 0,313		p= 0,094	
	13,2		5,0		8,1	
macs-bi (3)	8,0	↓	4,0	↓	4,0	↓
macs-bi (3)	p= 0,063		p= 0,031	★	p= 0,438	
	8,0		4,0		4,0	
B-Fraktur (4)	9,5	↑	6,3	↑	4,5	↑
B-Fraktur (4)	p= 0,031	★	p= 0,031	★	p= 0,031	★
	9,5	↓	6,3	↓	4,5	↓
macs-socon (5)	2,2		0,6		1,7	
macs-socon (5)	p= 0,125		p= 0,500		p= 0,625	
	2,2		0,6		1,7	
Socon (6)	3,6	↑	1,5	↑	1,9	↑
B-Faktur (4)	p= 0,125		p= 0,125		p= 0,125	
	9,5	↓	6,3	↓	4,5	↓
Socon (6)	3,6		1,5		1,9	

Eine zusätzliche bisegmentale **dorsale Stabilisierung** mit SOCON **versteift** die Präparate wiederum. Die Änderung der ROM ist sowohl für die Präparate in ihrer Gesamtheit (T12-L2 von 9,5° auf 2,2°), als auch zwischen T12-L1 (von 6,3° auf 0,6°) und L1-L2 (von 4,5° auf 1,7°) signifikant. Nach Entfernung der ventralen Instrumentierung steigt der maximale Bewegungsumfang für die Segmente T12-L2 im Median von 2,2° auf 3,6° um 64%. In den Einzelsegmenten ist ebenfalls eine

Steigerung der ROM erkennbar. Vergleicht man jeweils die alleinige Stabilisierung mit macs_{TL} und SOCON nach B-Fraktur (Testschritte 4 mit 6), so ergibt sich in allen Segmenten eine stärkere Einschränkung der Bewegungsumfänge bei rein dorsaler Versorgung. Es resultieren zwischen T12-L2 eine Abnahme um 62% von 9,5° auf 3,6°, zwischen L1-L2 von 4,5° auf 1,9°, was einer Versteifung um 58% entspricht. Im Segment T12-L1 ist die dorsale Instrumentierung mit SOCON gegenüber dem ventralen macs_{TL} System mit einer medianen Winkeländerung von 6,3° auf 1,5° ein um 76% steiferes Konstrukt. Sowohl bi- als auch monosegmental konnte für den direkten Vergleich der Implantate keine signifikante Änderung der ROM ermittelt werden.

Seitenvergleich

Da die Präparate bei der ventralen Instrumentierung von der rechten Seite versorgt wurden, zeigt der Seitenvergleich in Abhängigkeit von der betrachteten Bewegungsrichtung Unterschiede in den maximalen Auslenkungen. Die Beweglichkeit der Segmente wurde für Flexions-Extensionsbewegungen, Lateralflexion links/rechts und Torsion links/rechts für alle Testschritte bisegmental ausgewertet.

In den Abbildungen 5.5, 5.8 und 5.11 sind die Mittelwerte der Bewegungsumfänge (Abszisse) von T12-L2 für Flexion/Extension, Seitneigung und Torsion in Form von Balkendiagrammen über den Testschritten (Ordinate) dargestellt.

Für die Bewegungen in der Sagittalebene ergibt sich folgende Situation: bis auf die dorso-ventrale und rein dorsale Instrumentierung sind die Bewegungsumfänge der Flexion im Vergleich zur Extension größer (s. Abb. 5.5). Die monosegmentale ventrale Stabilisierung versteift das Präparat in der Extension stärker als in der Flexion. Im Vergleich zum intakten Zustand resultiert eine Verringerung der ROM in der Flexion um 11% bzw. 17% in der Extension. Bei zusätzlicher bisegmentaler Instrumentierung verringern sich die Bewegungsumfänge um weitere 24% in der Flexion und um 34% in der Extension. Nach Simulierung einer B-Fraktur nimmt die Beweglichkeit bei der Extension stärker zu als bei der Flexion. Bei dorso-ventraler Stabilisierung nehmen die Bewegungsumfänge um weitere 59% respektive 44% für Flexion bzw. Extension ab. Im letzten Schritt nehmen die ROMs um 12% bzw. 11% zu (s. Abb. 5.5).

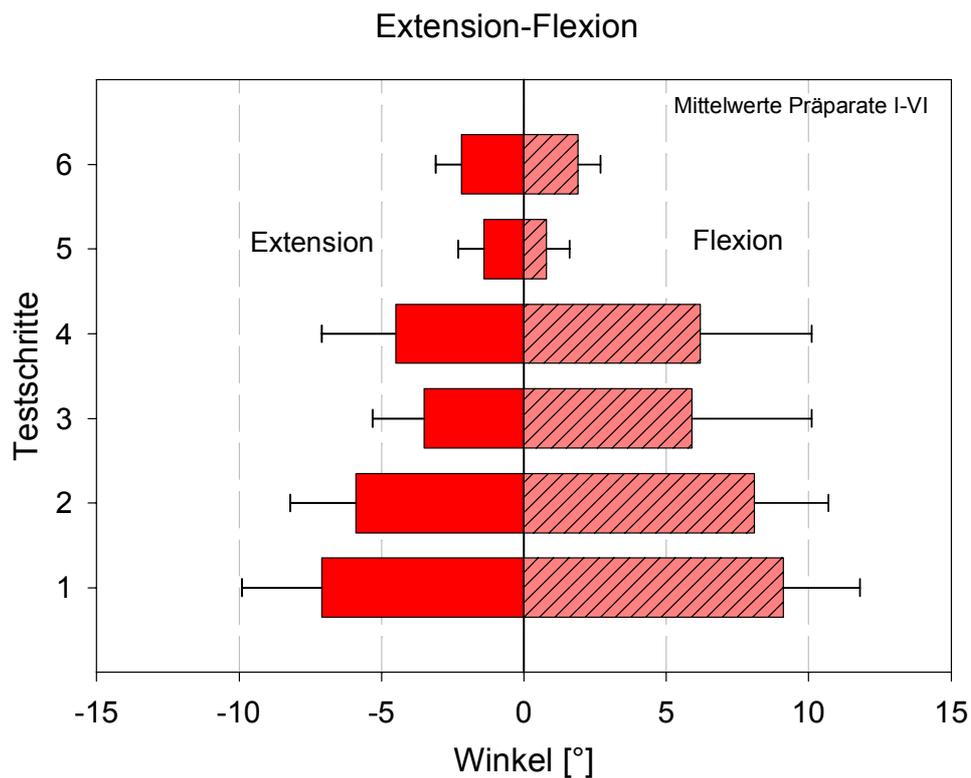


Abb. 5.5: Vergleich der Bewegungsumfänge der einzelnen Testschritte (T12-L2) in der Flexion/Extensionsbewegung

5.2.2 Lateralflexion

In Abbildung 5.6 sind die Hysteresekurven der lateralen Biegung exemplarisch für das Präparat III dargestellt. **Auf der Seite der ventralen Instrumentierung** (rechts) verursacht die monosegmentale Stabilisierung relativ zum intakten Zustand eine **Abnahme der Beweglichkeit** im gesamten Präparat und in den beiden Einzelsegmenten. Nach links nimmt der Gesamtbewegungsumfang und die Winkeländerung im stabilisierten kranialen Segment ab. Im kaudalen nicht geschädigten Segment steigt die maximale Auslenkung. Bei bisegmentaler ventraler Instrumentierung nimmt der Bewegungsumfang auf allen Ebenen der stabilisierten, rechten Seite ab. Zur linken Seite steigt der Bewegungsumfang im kranialen Segment an, wohingegen im kaudalen zuvor nicht stabilisierten Segment eine starke Einschränkung der Bewegung zu verzeichnen ist. Im Gesamtpräparat resultiert in der Summe nach bisegmentaler ventraler Versorgung eine Zunahme der Rigidität.

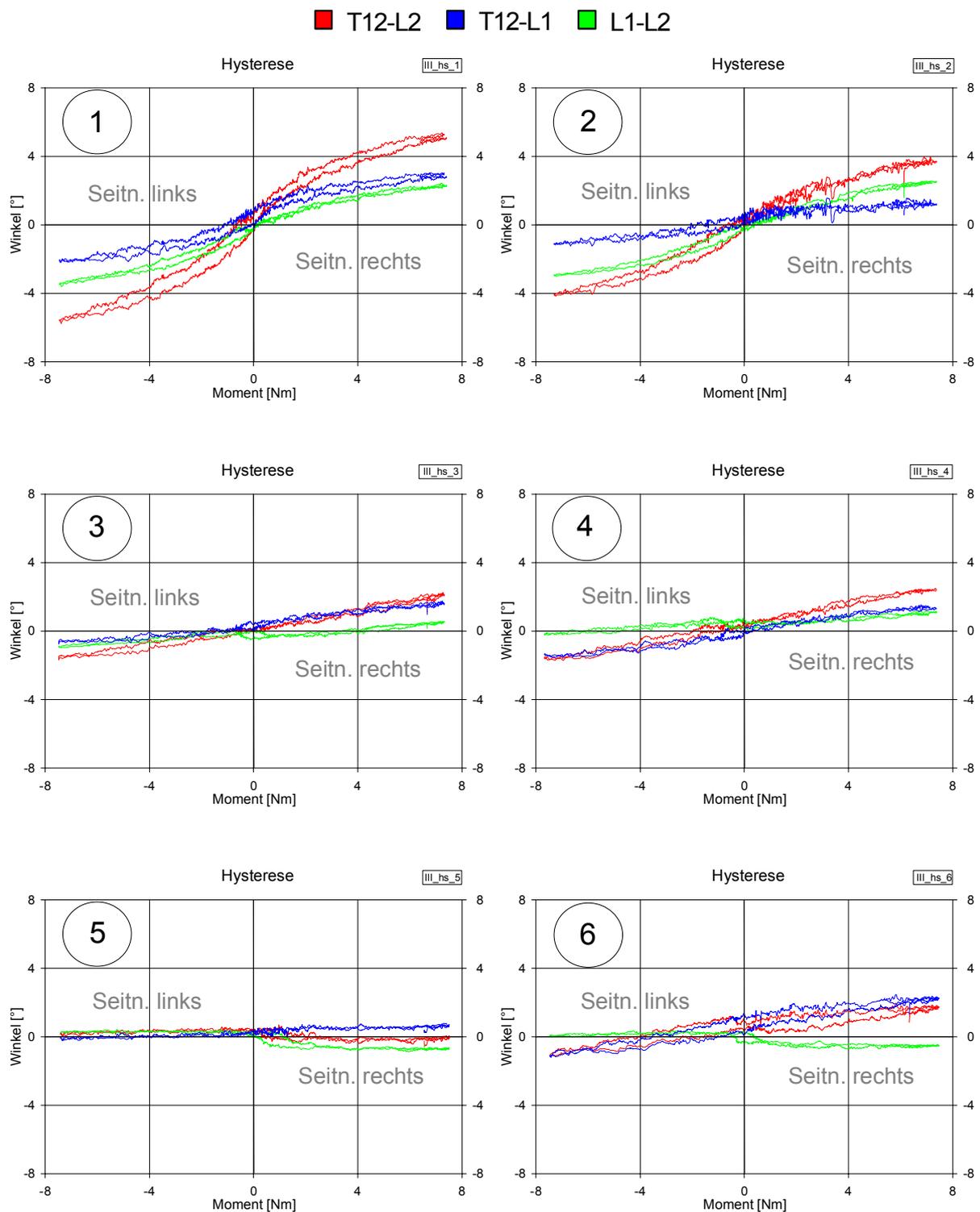


Abb. 5.6: Hysteresekurven der einzelnen Testschritte (1-6) für die Seitneigung, links/rechts - Präparat III

Die Destabilisierung durch Setzen einer B-Fraktur zwischen T12 und L1 verursacht eine Zunahme der Bewegung zur linken Seite im gesamten Präparat und im kaudalen Segment, sowie zur rechten Seite im kranialen Bewegungssegment. Zur

stabilisierten Seite bleibt der Gesamtbewegungsumfang gleich und im kaudalen, von der B-Fraktur nicht betroffenen Segment ist eine Bewegungsabnahme zu verzeichnen. Bei kombinierter dorso-ventraler Instrumentierung ist eine Abnahme der Auslenkungen in allen betrachteten Bereichen außer auf der rechten Seite im kaudalen Segment zu verzeichnen. Die rein dorsale Stabilisierung mit ventraler Destabilisierung durch Demontage des macs_{TL} Systems hat eine Zunahme der Bewegung zu beiden Seiten zur Folge. Die maximalen Auslenkungen betragen für das intakte Präparat III zur linken Seite 5,3° und 5,6° zur rechten Seite. Die maximale kombiniert dorso-ventrale Stabilisierung ergibt eine Winkeländerung von 0° links bzw. 0,2° rechts in der bisegmentalen Betrachtung.

Signifikanzen und mediane Winkeländerung

Nach monosegmentaler Läsion zwischen T12 und L1 und monosegmentaler Stabilisierung rechts mit macs_{TL} ist die ROM gegenüber dem intakten Präparat sowohl auf mono- als auch auf bisegmentaler Ebene erniedrigt, wobei die Abnahme der Beweglichkeit zwischen T12-L1 (von 7,4° auf 3,9°) als signifikant angegeben werden kann.

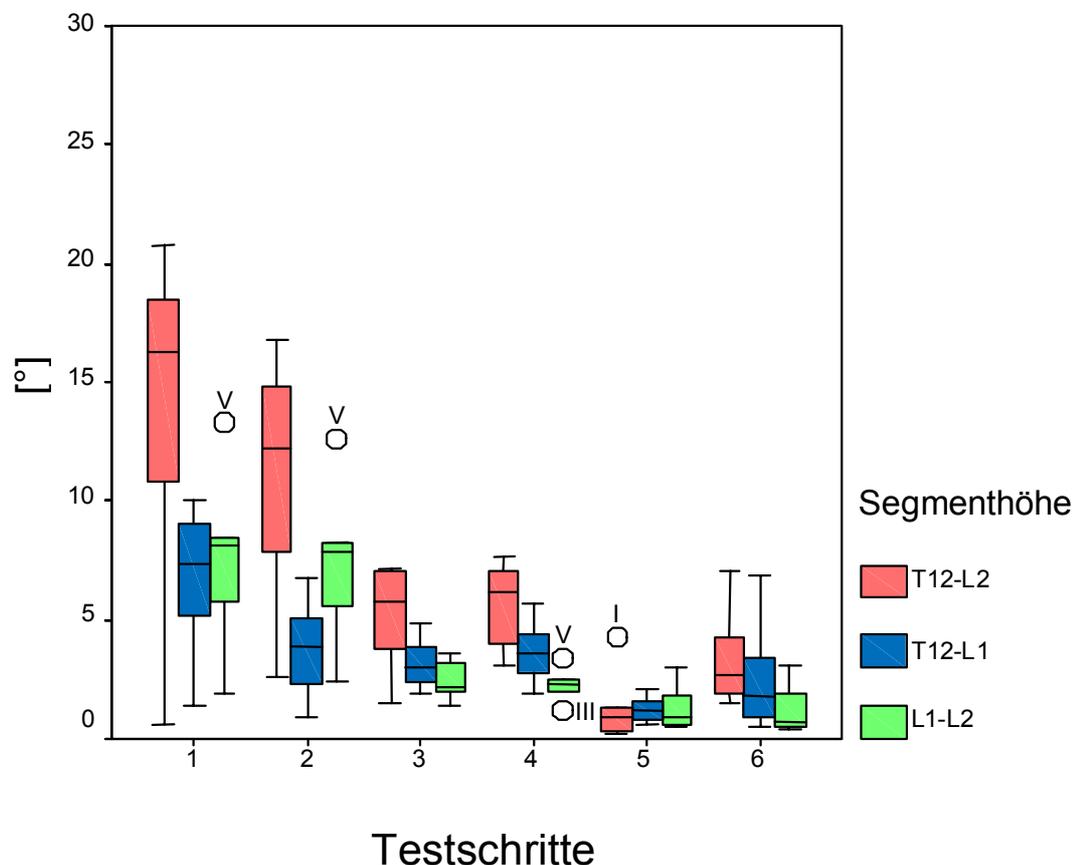


Abb. 5.7: Box-Plot-Darstellung der Testschritte für die Seitneigung

Nach bisegmentaler ventraler Stabilisierung rechts mit macs_{TL} werden die Präparate weiter versteift. Die Reduktion der Bewegungsumfänge liegt zwischen T12 und L2 bei 53% (von 12,3° auf 5,8°), zwischen T12-L1 und L1-L2 bei 23% (von 3,9° auf 3,0°) bzw. 72% (von 7,9° auf 2,2°), wobei die Versteifung im gesamten Präparat und im kaudalen Segment signifikant ist. Nach Simulation einer B-Fraktur zwischen den Wirbelkörpern T12 und L1 resultiert im Gesamtpräparat eine Steigerung der Bewegung von 5,8° nach 6,1°, was einer Zunahme von 5% entspricht. Im kranialen Segment ist eine Erhöhung der Bewegung um 0,6° zu verzeichnen. Eine zusätzliche bisegmentale Stabilisierung mit SOCON versteift die Präparate wiederum auf allen Ebenen. Die Änderung der ROM ist zwischen T12-L1 (von 3,6° auf 1,2°) signifikant (s. Abb. 5.7, Tab. 5.3).

Tabelle 5.3: Vergleich der Medianwerte mit Darstellung über Zu- (↑) oder Abnahme (↓) der ROM, Signifikanzen (*) und p-Werte für die Seitneigung

Testschritte	Seitneigung					
	T12-L2		T12-L1		L1-L2	
intakt (1)	p= 0,063		p= 0,031	*	p= 0,281	
	16,3	↓	7,4	↓	8,2	↓
macs-mono (2)	12,3		3,9		7,9	
macs-mono (2)	p= 0,031	*	p= 0,313		p= 0,031	*
	12,3	↓	3,9	↓	7,9	↓
macs-bi (3)	5,8		3,0		2,2	
macs-bi (3)	p= 0,313		p= 0,156		p= 1,000	
	5,8	↑	3,0	↑	2,2	-
B-Fraktur (4)	6,1		3,6		2,2	
B-Fraktur (4)	p= 0,063		p= 0,031	*	p= 0,156	
	6,1	↓	3,6	↓	2,2	↓
macs-socon (5)	0,9		1,2		0,9	
macs-socon (5)	p= 0,063		p= 0,313		p= 0,688	
	0,9	↑	1,2	↑	0,9	↓
Socon (6)	2,7		1,8		0,7	
B-Faktur (4)	p= 0,219		p= 0,344		p= 0,063	
	6,1	↓	3,6	↓	2,2	↓
Socon (6)	2,7		1,8		0,7	

Die Entfernung der ventralen Instrumentierung steigert den maximalen Bewegungsumfang für die Segmente T12-L2 von $0,9^\circ$ auf $2,7^\circ$ um 200%, sowie zwischen T12-L1 von $1,2^\circ$ auf $1,8^\circ$ um 50%. Im Bewegungssegment L1-L2 nimmt der maximale Bewegungsumfang um 22% ab (von $0,9^\circ$ auf $0,7^\circ$). Vergleicht man die Testschritte 4 und 6, jeweils alleinige Stabilisierung mit macs_{TL} und SOCON nach B-Fraktur, so ergibt sich zwischen T12-L2 sowie T12-L1 eine ROM-Abnahme um 56% (von $6,1^\circ$ auf $2,7^\circ$) respektive 50% (von $3,6^\circ$ auf $1,8^\circ$). Im Segment L1-L2 ist die dorsale Instrumentierung mit SOCON gegenüber dem ventralen macs_{TL} System um 68% steifer (s. Abb. 5.7, Tab. 5.3).

Seitenvergleich

Bei monosegmentaler ventraler Instrumentierung der Präparate auf der rechten Seite nimmt der Bewegungsumfang bei Seitneigung zur rechten Seite stärker ab als zur nicht versorgten linken Seite.

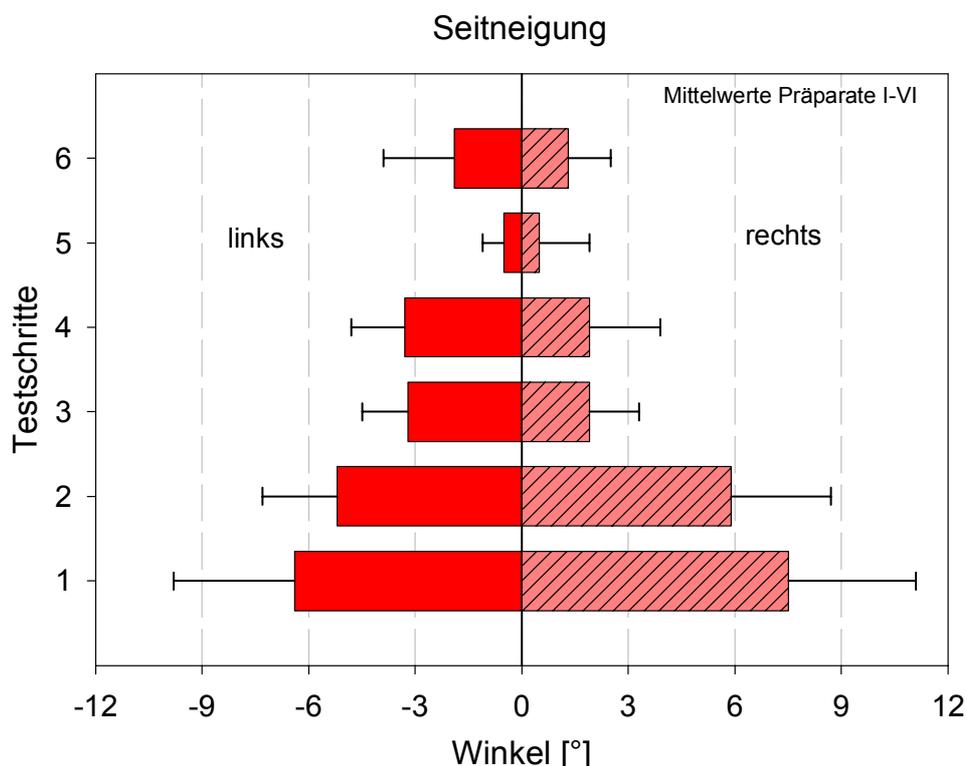


Abb. 5.8: Vergleich der Bewegungsumfänge der einzelnen Testschritte (T12-L2) in der Lateralflexion rechts/links

Die prozentuale Änderung beträgt relativ zum nicht versorgten Präparat 21% nach rechts bzw. 19% nach links. Der Unterschied in der Bewegungseinschränkung ist mit

2% gering. Die bisegmentale Versorgung mit macs_{TL} erzeugt im Präparat bei Seitneigung nach rechts relativ eine höhere Stabilisierung als bei Lateralflexion nach links. Durch die bisegmentale Instrumentierung wird die Beweglichkeit im Vergleich zum intakten Zustand nach rechts um 75% respektive 50% nach links eingeschränkt. Nach der simulierten B-Fraktur mit Destruktion des rechten kranialen Zwischenwirbelgelenkes, ist im Vergleich zum bisegmental instrumentierten Präparat ohne B-Fraktur, nach links eine geringe Zunahme des Bewegungsumfanges um 1% zu verzeichnen. Nach rechts ist keine Änderung festzustellen. Die zusätzliche transpedikuläre Stabilisierung wirkt sich auf beide Bewegungsrichtungen aus. Zur ventral nicht instrumentierten linken Seite nimmt die Beweglichkeit stärker (Abnahme um 43% im Vergleich zur ventralen Versorgung mit B-Fraktur) ab als nach rechts (Abnahme um 19%). Nach ausschließlich dorsaler Instrumentierung nehmen die maximalen Winkeländerungen im Vergleich zur dorso-ventralen Instrumentierung in beiden Bewegungsrichtungen zu, wobei nach links eine stärkere Zunahme (um 21%) als nach rechts (um 11%) zu verzeichnen ist (s. Abb. 5.8).

5.2.3 Torsion

Der monosegmentale Defekt mit ventraler Stabilisierung verursacht bei der Torsionsprüfung sowohl im gesamten Präparat III als auch im kranialen Bewegungssegment eine Zunahme der Bewegungsumfänge. Im kaudalen Segment nimmt die Rotationsbewegung nach links ab und ändert sich in entgegengesetzter Bewegungsrichtung nicht. Die bisegmentale Destabilisierung mit ventraler Instrumentierung verursacht auf allen Ebenen des Präparates bei der Rechtsrotation eine größere Beweglichkeit als der monosegmentale Defekt. Nach links ergibt sich eine geringe Bewegungsabnahme im gesamten respektive im kranialen Segment und eine Bewegungszunahme in kaudalen Anteil. Nach der simulierten B-Fraktur nehmen die maximalen Bewegungsumfänge in allen betrachteten Segmenten und Bewegungsrichtungen bis auf das kaudale während der Linksrotation zu.

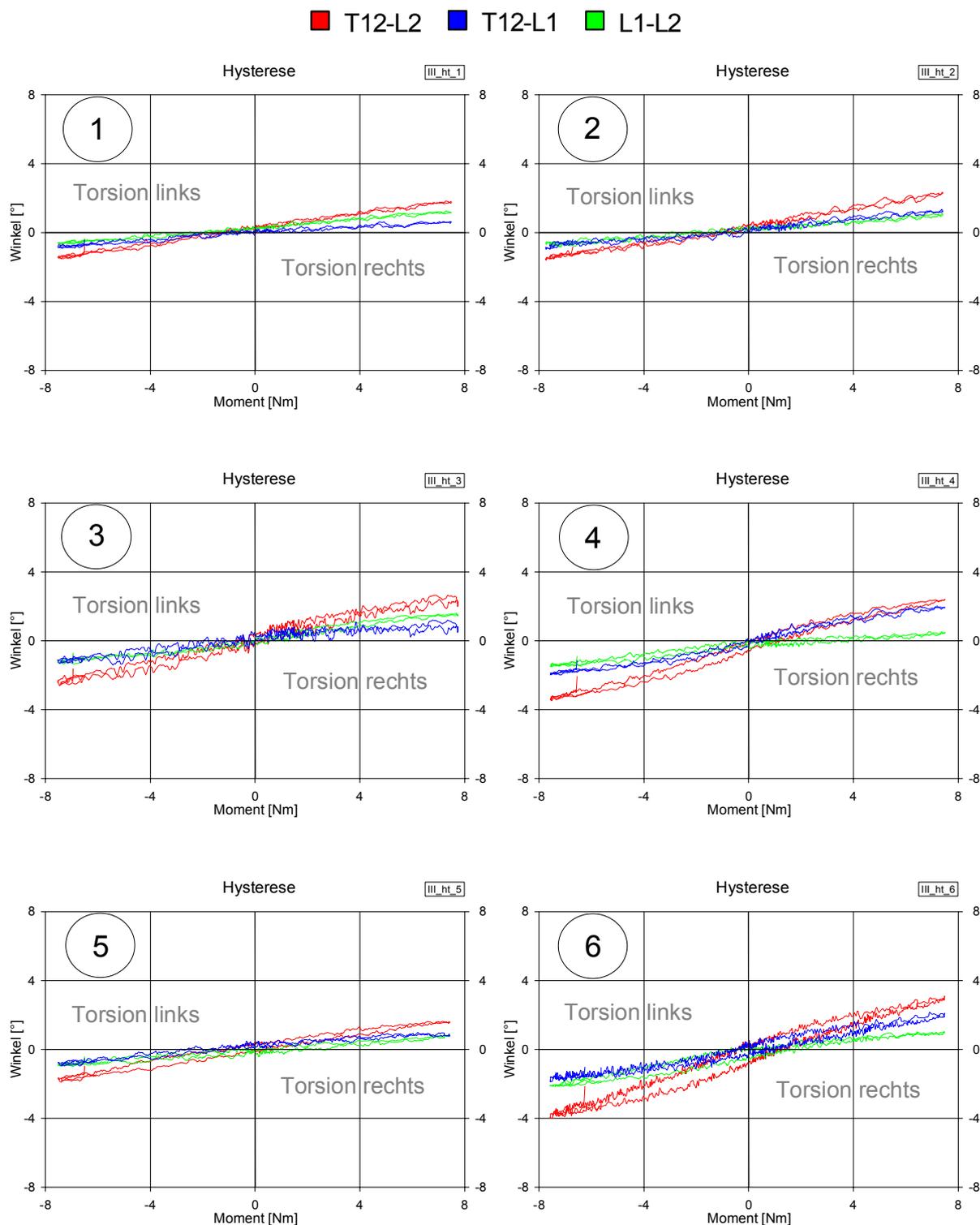


Abb. 5.9: Hysteresekurven der einzelnen Testschritte (1-6) für Torsionsbewegungen links/rechts - Präparat III

Die dorso-ventrale Stabilisierung versteift das Präparat auf allen Ebenen bis auf das kaudale Segment während der Linkstorsion weiter. Die rein dorsale Instrumentierung ergibt bei beiden Bewegungsrichtungen und auf allen Ebenen eine Zunahme der maximalen Bewegungsumfänge.

Signifikanzen und mediane Winkeländerung

Der erste Instrumentierungsschritt mit monosegmentaler Läsion zwischen T12-L1 und anschließender Stabilisierung rechts mit macs_{TL} erzeugt eine niedrigere ROM gegenüber den intakten Präparaten. Es resultiert eine Versteifung von 5,4° auf 5,2° im Gesamtpräparat bzw. von 3,6° auf 2,4° im kranialen Abschnitt. Lediglich im nicht versorgten Segment L1-L2 erhöht sich der maximale Bewegungsumfang von 2,5° auf 3,1° um 24%.

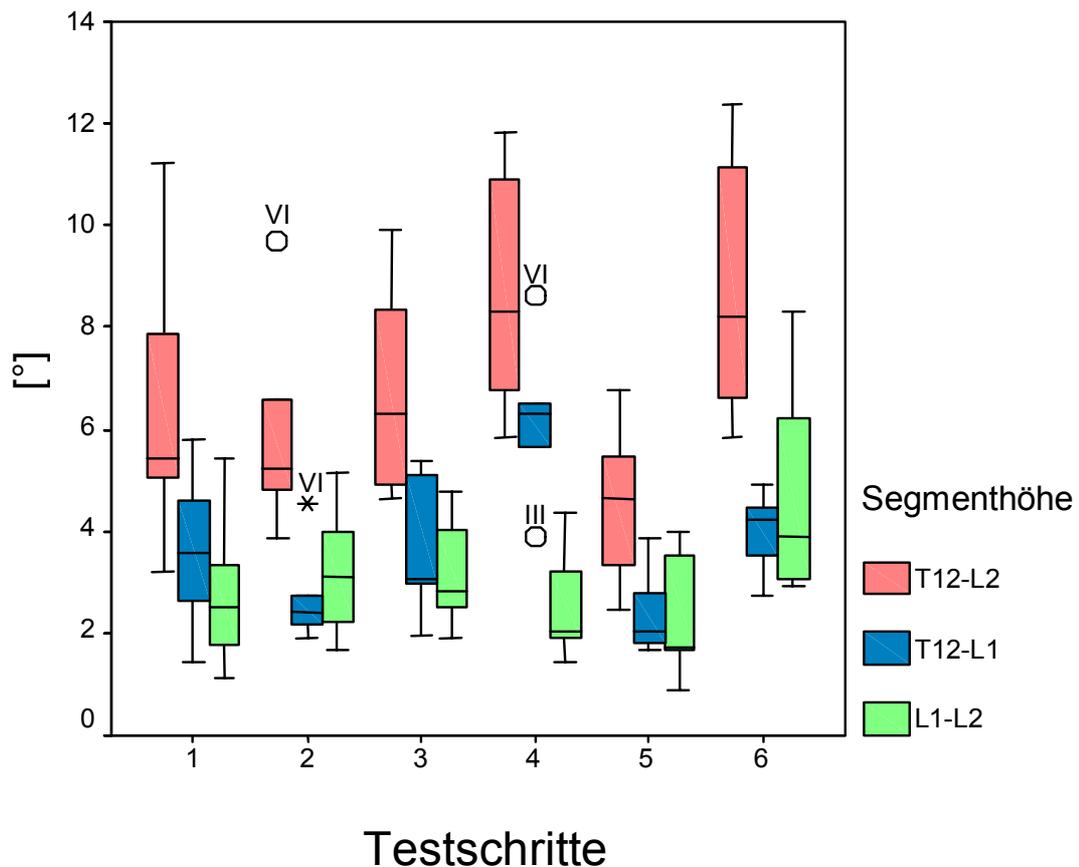


Abb. 5.10: Box-Plot-Darstellung der Testschritte für die Torsion

Die bisegmentale Läsion mit zugehöriger bisegmentaler Stabilisierung rechts mit macs_{TL} erhöht die ROM der Präparate in den Segmenthöhen T12-L2 und T12-L1 um 21% (von 5,2° auf 6,3°) bzw. 30% (von 2,4° auf 3,1°). Im Gegensatz dazu versteift das Präparat im vorher nicht versorgten Segment L1-L2 um 0,3° (von 3,1° nach 2,8°). Nach Simulation einer B-Fraktur zwischen den Wirbelkörpern T12 und L1 werden die Präparate in ihrer Gesamtheit (T12-L2), sowie zwischen T12-L1 um 32% (von 6,3° auf 8,3°) respektive 103% (von 3,1° auf 6,3°) signifikant laxer. Die ROM der Segmenthöhe L1-L2 wird dagegen zwischen diesen beiden Testschritten um 29% von 2,8° nach 2,0° reduziert (s. Abb. 5.10, Tab. 5.4).

Tabelle 5.4: Vergleich der Medianwerte mit Darstellung über ROM - Zu- (↑) oder Abnahme (↓), Signifikanzen (★) und p-Werte für die Torsion

Testschritte	Torsion					
	T12-L2		T12-L1		L1-L2	
intakt (1)	p= 0,313		p= 0,156		p= 0,313	
	5,4	↓	3,6	↓	2,5	↑
macs-mono (2)	5,2		2,4		3,1	
macs-mono (2)	p= 0,313		p= 0,063		p= 0,844	
	5,2	↑	2,4	↑	3,1	↓
macs-bi (3)	6,3		3,1		2,8	
macs-bi (3)	p= 0,031	★	p= 0,031	★	p= 0,063	
	6,3	↑	3,1	↑	2,8	↓
B-Fraktur (4)	8,3		6,3		2,0	
B-Fraktur (4)	p= 0,031	★	p= 0,031	★	p= 0,313	
	8,3	↓	6,3	↓	2,0	↓
macs-socon (5)	4,6		2,1		1,7	
macs-socon (5)	p= 0,031	★	p= 0,031	★	p= 0,031	★
	4,6	↑	2,1	↑	1,7	↑
Socon (6)	8,2		4,2		3,9	
B-Faktur (4)	p= 1,000		p= 0,031	★	p= 0,031	★
	8,3	↓	6,3	↓	2,0	↑
Socon (6)	8,2		4,2		3,9	

Eine zusätzliche bisegmentale Stabilisierung mit SOCON versteift die Präparate auf allen Ebenen. Die Änderung der ROM ist sowohl für die Präparate in ihrer Gesamtheit (Abnahme von 8,3° auf 4,6°), als auch zwischen T12-L1 (Reduzierung von 6,3° nach 2,1°), signifikant. Nach Entfernung der ventralen Instrumentierung steigen die ROM aller betrachteten Segmente signifikant an. Es ergeben sich Winkeländerungen von: 4,6° auf 8,2° im Gesamtpräparat, von 2,1° auf 4,2° im kranialen bzw. von 1,7 auf 3,9° im kaudalen Segment. Vergleicht man die Testschritte 4 und 6, jeweils alleinige Stabilisierung mit macs_{TL} und SOCON nach B-Fraktur, so ergibt sich zwischen T12-L2 sowie T12-L1 eine ROM-Abnahme um 1% respektive 33%, wobei letzteres signifikant ist. Im Segment L1-L2 ist macs_{TL} gegenüber SOCON ein signifikant steiferes Konstrukt (s. Abb. 5.8, Tab. 5.4).

Seitenvergleich

Bei monosegmentaler ventraler Instrumentierung nimmt der maximale Bewegungsumfang nach rechts geringfügig um 1% zu, bzw. um 14% bei Torsion nach links ab. Im Gegensatz zu den anderen Bewegungsrichtungen (Flexion/Extension und Seitneigung) wird das Präparat mit bisegmentaler Läsion und Instrumentierung im Vergleich zur monosegmentalen ventralen Versorgung laxer. Nach rechts um 20%, nach links um 8%. Die B-Fraktur destabilisiert das Präparat weiter um 29% in Linksrotation respektive 32% bei Rechtstorsion.

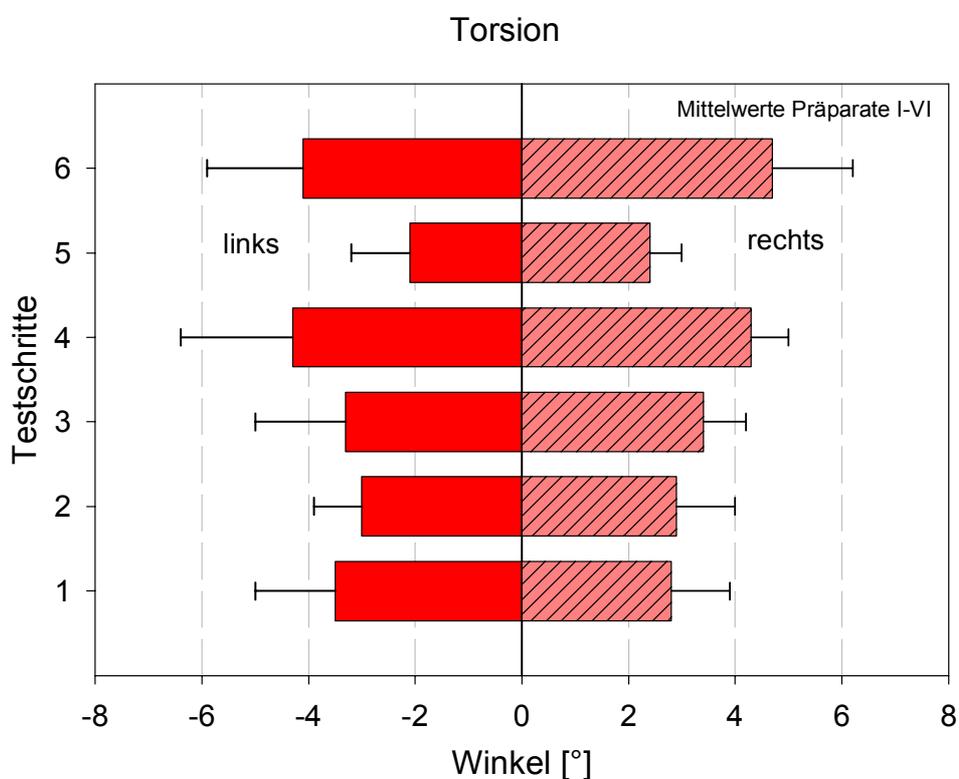


Abb. 5.11: Vergleich der Bewegungsumfänge der einzelnen Testschritte (T12-L2) für die Torsionsbewegung mit bzw. gegen Uhrzeigersinn

Die prozentuale Versteifung des gesamten Präparates ist bei der dorso-ventralen Instrumentierung und Torsion nach rechts höher als bei gegensinniger Rotation. Der Destabilisierungsschritt durch Entnahme des ventralen macs_{TL} Systems verursacht bei Rechtsrotation stärkere Bewegungszunahme als in Gegenrichtung (s. Abb. 5.11).

5.2 Zusammenfassung der Ergebnisse

Flexion/Extension

Bei einer Flexions/Extensionsbewegung kommt es im Vergleich zur intakten Situation nach monosegmentaler Stabilisierung auf Höhe von T12-L1 zu einer signifikanten **Verminderung der Bewegung** im gesamten Präparat und insbesondere im instrumentierten Segment. Die Reduzierung der ROM beruht auf der **Instrumentierung** mit dem winkelstabilen Implantatsystem und auf der Implantation des autologen trikortikalen, unter „pressfit“ eingebrachten Knochenspanns aus dem Beckenkamm. Im kaudalen Segment ist eine geringe **Zunahme** der Bewegungsfreiheit zu verzeichnen. Die Zunahme kann durch eine **kompensatorische Verlagerung** der Bewegung auf das nicht stabilisierte Segment erklärt werden [Langrana 1998 S. 178].

Nach bisegmentaler Versorgung versteift das Präparat sowohl auf bi- als auch auf monosegmentaler Ebene weiter. Es kommt zu einer starken Verminderung des Bewegungsumfanges im zuvor nicht instrumentierten kaudalen Segment. Die Implantation des längeren Knochenspannes und des längeren Implantates wirkt sich auf das bereits monosegmental versorgte kraniale Segment mit **weiterer Abnahme** der ROM aus. Aufgrund der im vierten Schritt gesetzten B-Fraktur erhöht sich wegen der **fehlenden Stabilisierung** durch Gelenk und Bandapparat sowohl im gesamten Präparat als auch in den beiden Einzelsegmenten die Beweglichkeit. Nach der kombiniert dorso-ventralen Versorgung ist der Bewegungsumfang durch die doppelte Stabilisierung auf allen Ebenen maximal reduziert. Es resultiert auf allen Segmenthöhen eine signifikante Einschränkung der Bewegungsfreiheit. Bei Entfernung des ventralen Implantates steigen die Bewegungsumfänge auf Grund der fehlenden ventralen Versorgung wieder an. Der direkte Vergleich der beiden Implantatsysteme, ergibt in allen Segmenten bei Bewegung in sagittaler Richtung ein höheres Maß an Stabilität nach rein dorsaler Versorgung.

Vergleicht man die mittleren Winkeländerungen für die einzelnen Bewegungsrichtungen (Flexion vs. Extension), so ergibt sich im Gesamtpräparat für die **Flexion** aller Testschritte, außer der kombiniert dorso-ventralen und rein dorsalen Instrumentierung, ein **höherer Bewegungsumfang** als für die Extension. Da in der intakten Wirbelsäule ebenfalls die maximalen Auslenkungen der Flexion die der

Extension überwiegen, sind diese Bewegungscharakteristika auch nach Instrumentierung zu erwarten. Der eingebrachte Knochenspan mit ventraler Versorgung, versteift das Präparat in der Extension, relativ zum intakten Zustand, mehr als in der Flexion. Durch die ventrale Läsion ist ein Teil der Bandscheiben und des stabilisierenden Bandapparates nicht mehr intakt und das Präparat kann im letzten Testschritt mit rein dorsaler und fehlender ventraler Instrumentierung in der Extension weiter aufklappen als der maximale Bewegungsumfang in der Flexion.

Seitneigung

Auch in der Lateralflexion kommt es durch den stabilisierenden Einfluss der ventralen Instrumentierung und des Knochenspanes bei monosegmentaler Instrumentierung zu einer Verminderung der ROM im Gesamtpräparat welche im kranialen Segment signifikant ist. Im Gegensatz zur Bewegung in der Sagittalebene, wo die ROM des kaudalen Segmentes nach Instrumentierung erhöht ist, wirkt sich die kraniale Stabilisierung auf das nicht instrumentierte kaudale Segment mit einer geringen Verminderung der ROM aus. Die bisegmentale Instrumentierung mit Knochenspan verursacht in allen betrachteten Segmenten, wie oben bei der Bewegung in der Sagittalebene beschrieben, weitere Versteifung. Im Gesamtpräparat und im kaudalen Segment kann die Versteifung als signifikant angegeben werden. Die Verminderung der ROM wirkt sich stark auf das kaudale zuvor nicht instrumentierte Segment aus. Die höhere Beweglichkeit im gesamten Präparat und im kranialen Segment nach der B-Fraktur wird durch den zerstörten Pedikel und Ligamente verursacht. Im kaudalen Segment bleibt die Bewegung auf Grund des intakten Bandapparates und der Pedikel identisch zur rein ventral versorgten bisegmentalen A-Fraktur. Nach kombinierter Versorgung ist wegen der maximalen Stabilisierung der Bewegungsumfang am geringsten. Zwischen T12-L1 resultiert eine signifikante ROM Abnahme. Durch die anschließende Destabilisierung nach Entfernen des ventralen Implantates nehmen die Bewegungsumfänge wegen fehlender Stabilität der ventralen Säule im Gesamtpräparat und im kranialen Segment zu. Wie bei der oben beschriebenen Bewegung in der Sagittalebene ergibt sich in der Frontalebene für den Fixateur interne ein rigideres Konstrukt als das untersuchte ventrale System.

Auf Grund der asymmetrischen ventralen Instrumentierung sind bei der Seitneigung Unterschiede im Bewegungsverhalten nach rechts und links zu verzeichnen. Die stärkere Einschränkung der rechten Seitneigung nach mono- bzw. bisegmentaler

Stabilisierung resultiert aus der rechtsseitigen Instrumentierung und dem eingebrachten Knochenspan, der die Beweglichkeit zur instrumentierten Seite deutlich einschränkt. Nach der gesetzten B-Fraktur kann das Präparat im vierten Testschritt auf Grund der Defektsituation mit verminderter Stabilität des disco-ligamentären Apparates auf der rechten Seite nach links aufklappen, wobei die Zunahme der Winkeländerung gering ausfällt. Nach zusätzlicher Stabilisierung mit dem Fixateur interne nimmt auf der ventral nicht instrumentierten linken Seite der Bewegungsumfang stärker ab als rechts. Da auf der linken Seite vor der dorsalen Instrumentierung keine Stabilisierung der Segmente vorhanden war, wirkt sich das Fixateur interne-System auf die Seitneigung nach links stärker aus als nach rechts. Die hohe Rigidität des Stabsystems wird durch die Aufnahme von Zugkräften der kontralateralen und Druckkräfte der ipsilateralen Systeme vermittelt. Im letzten Testschritt fällt die ventrale Stabilisierung weg, so dass nach links eine stärkere Zunahme der Bewegung zu verzeichnen ist. Zur rechten Seite wirkt der Knochenspan und die intakten disco-ligamentären Strukturen der linken Seite bewegungslimitierend.

Torsion

Bei der Torsion resultiert nach monosegmentaler Instrumentierung im gesamten Präparat eine Verminderung der ROM. Wie bei der Seitneigung und Flexion/Extension reduziert sich der Bewegungsumfang im stabilisierten Segment. Im kaudalen Segment ist die ROM kompensatorisch erhöht. Nach bisegmentaler Läsion erhöht sich die ROM des gesamten Präparates. Durch den großen Defekt ist die Gesamtstabilität des Präparates trotz Stabilisierung im Vergleich zum intakten Präparat erniedrigt. Der **Knochenspan** hat auf die Torsionssteifigkeit des gesamten Präparates **keinen stabilisierenden Einfluss**. Das ventrale System erbringt bezüglich der ROM nach der Läsion nicht das Niveau des intakten Zustandes. Die Destabilisierung im kranialen Segment wirkt sich mit signifikant erhöhter Beweglichkeit im kranialen Segment und im Gesamtpräparat auf die Bewegungsumfänge aus. Im Gegensatz dazu versteift das Präparat im kaudalen Segment. Eine mögliche Erklärung für die Bewegungseinschränkung bietet der nach mehreren Bewegungszyklen besser sitzende Knochenspan und die intakten Band- bzw. Pedikelstrukturen im kaudalen Abschnitt. Wie bei den anderen Bewegungsrichtungen reduziert die dorso-ventrale Stabilisierung den

Bewegungsumfang maximal. Die Bewegungseinschränkung kann für das Gesamtpräparat und für T12-L1 als signifikant angegeben werden. Nach Entfernen des winkelstabilen ventralen Systems wird die Stabilität nur noch vom dorsalen System, dem Knochenspan und den noch intakten discoligamentären Strukturen gewährleistet, so dass auf allen Ebenen des Präparates eine signifikante Zunahme der Bewegung beobachtet wird. Im Vergleich der Instrumentierungen ergibt sich im Gesamtpräparat und im kranialen Segment für das dorsale System eine größere Bewegungseinschränkung. Für die Segmenthöhe L1-L2 stellt die alleinige ventrale Versorgung die rigidere Konstruktion dar.

In der Torsionsbewegung resultiert durch die mono- bzw. bisegmentale ventrale Instrumentierung eine geringe Einschränkung der Bewegung nach links. Der Defekt auf der rechten Seite lässt eine höhere Bewegung der Präparates nach rechts zu. Durch die Zerstörung des rechten kranialen Gelenkes mit stabilisierenden Bandstrukturen wird eine Destabilisierung in beiden Bewegungsrichtungen erzeugt. Die Zunahme nach rechts ist höher als in Gegenrichtung. Die dorso-ventrale Stabilisierung reduziert die Bewegung nach rechts stärker als in Gegenrichtung. Eine mögliche Erklärung bietet die doppelte Stabilisierung rechts und der „pressfit“ eingebrachte bisegmentale Knochenspan, der die ursprünglich viskoelastischen Bandscheibenstrukturen der rechten Seite durch kortikalen Lamellenknochen ersetzt. Bei rein dorsaler Versorgung steigen die Bewegungsumfänge nach rechts stärker an als nach links. Nach Entfernung der stabilisierenden rechten ventralen Instrumentierung ergibt sich bei Rechtsrotation ein laxeres Präparat.

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. Um die physiologische Belastungs- und Bewegungssituation zu klären, werden **telemetrische in vivo Messungen** mit intradiscalen Druckaufnehmern [Wilke 1999 S. 756-757] und modifiziertem Fixateur interne zur Ermittlung post operativer Belastungssituationen durchgeführt [Rohlmann 1995 S. 2683-2684, 1999 S. 451-452]. Jedoch ist die Durchführbarkeit auf Grund ethischer Vertretbarkeit und technischer Probleme, sowie der Risiken bei invasiven Eingriffen am Probanden begrenzt. Die Interpretation der Resultate von in vivo Versuchen ist von den gewählten Versuchsbedingungen abhängig.

Messungen an Implantaten [Rohlmann 1995 S. 2685-2689, 1999 S. 454-456] erlauben nur Aussagen über die postoperativ veränderten Kräfteverhältnisse, die auf das beobachtete Implantat wirken, nicht aber über auftretende Belastungen der intakten Wirbelsäule oder Relativbewegungen innerhalb der Segmente.

Druckmessungen innerhalb der Bandscheiben [Nachemson 1964 S. 1077-1087, 1966b S. 108-117, Wilke 1999 S. 757-759] liefern lediglich Daten über die Kräfteverhältnisse innerhalb eines Bewegungssegmentes. Bestimmung der intraabdominal auftretenden Drücke geben ebenfalls Hinweise auf die Belastungssituation [Davis 1981 S. 90-91, Schultz 1982 S. 714, Stubbs 1981 S. 83-87]. Da die Anzahl der Probanden meist gering ist, müssen die Ergebnisse auf Grund interindividueller Unterschiede bei in vivo Untersuchungen kritisch betrachtet werden, bieten aber die einzige Möglichkeit, Informationen über die in vivo Belastung zu erhalten.

Bei **Untersuchungen von Implantaten** können in vitro Versuche an isolierten humanen oder tierischen Präparaten (s. Tab. 6.1) Auskunft über die Primärstabilität der Implantate geben. Langzeitversuche mit dynamischer Testung der Implantate an künstlichen Wirbelmodellen wie z.B. im Korpektomiemodell nach ISO/DIS 12189-2, ermöglichen die Testung der Implantate bis zum Bauteilversagen oder Erreichen der Dauerfestigkeit (5×10^6 Zyklen) [Grupp 2002 S. 406-408]. Dabei weichen aber die

Aussagemöglichkeiten gegenüber der Stabilität des Gesamtsystems Implantat/Gewebe stark von realen in vivo Bedingungen ab.

Bei Einbeziehung von **Wirbelsäulenpräparaten** mit Hinblick auf die klinische Belastungssituation ergeben sich verschiedene Prüfverfahren (human oder tierisch, mono-, bi-, oder polysegmental) sowie Belastungsarten (reine Momente mit oder ohne Muskelkraftsimulation, Momente mit kombinierter Axiallast oder Scherkraftsimulation). Auf Grund der komplexen physiologischen Lastverhältnisse in der Wirbelsäule müssen diese in Form von Modellversuchen jeweils erheblich vereinfacht werden. Verschiedene Prüfparameter müssen dabei – wie in dem vorliegenden Projekt - je nach Fragestellung ausgewählt werden. An isolierten Wirbelsäulenpräparaten bzw. -modellen werden Belastbarkeit, Stabilität und Steifigkeit der Implantate untersucht, wobei die Steifigkeitsuntersuchungen nicht destruktiv erfolgen können (zerstörungsfreie Testung). Entscheidend ist dabei die Fähigkeit eines Implantates, den verletzten Wirbelsäulenabschnitten – in der vorliegenden Arbeit T12-L2 - adäquate multidirektionale Stabilität zu gewährleisten [Panjabi 1991 S. 106].

Für in vitro Modelle stehen Präparate zur Verfügung, die auf knöchernen und ligamentären Strukturen reduziert sind und meist ohne Einfluss von Muskelkräften getestet wurden (s. Tab. 6.1). Der Vorteil **humaner Präparate** liegt auf Grund der Anatomie und Biomechanik in der besseren **Vergleichbarkeit** mit der in vivo Situation. **Tierische Präparate** sind leichter verfügbar und weisen **weniger interindividuelle Unterschiede** (z.B. Alter, Knochendichte, Geschlecht) auf. Untersuchungen in der Literatur beschränken sich überwiegend auf Kalbs-, Schaf- oder Schweinewirbelsäulen (s. Tab. 6.1). Die in der Literatur beschriebenen Experimente werden in der Regel mit einzelnen Bewegungssegmenten, bisegmentalen, polysegmentalen oder kompletten Präparaten durchgeführt (s. Tab. 6.1). Da sich die Bänder über mehrere Wirbelkörper erstrecken, werden bei Testung monosegmentaler Präparate unweigerlich Fasern des vorderen und hinteren Längsbandes sowie der Ligg. supraspinalia durchtrennt, wodurch eine höhere Flexibilität der Präparate resultiert. Bei polysegmentalen Präparaten sind die Bandstrukturen erhalten, jedoch ergibt sich insgesamt eine geringere Stabilität des Gesamtpräparates als bei mono- oder bisegmentalen Untersuchungen [Wilke 1996 S. 50-51]. Da bei polysegmentalen Präparaten das gezielte Einleiten von

Momenten aufwendiger und fehleranfälliger ist, wählten wir bei vorliegender Untersuchung im Hinblick auf die Stabilisierung des thorakolumbalen Übergangs bissegmentale Präparate.

Da die Simulation von physiologischen Muskelkräften in vitro auf Grund der bereits erwähnten Komplexität schwierig zu realisieren ist, sind in der Literatur meistens Belastungsmodelle (vgl. oben) **ohne Muskelkraftsimulation** angegeben (s. Tab. 6.1). Da die zusätzliche Simulation von Muskelzügen sehr aufwendig ist und bezüglich der Fragestellung der vorliegenden Arbeit keine essentielle zusätzliche Information hätte liefern können, wurde auf diesen Aspekt verzichtet.

Die Auswirkung verschiedener Implantate auf die Bewegungsumfänge der Wirbelsäule werden mit denen intakter Präparate verglichen, wobei die Steifigkeit der versorgten Präparate nicht über die Qualität der Implantate im Hinblick auf das Langzeitverhalten Auskunft gibt. Um eine Aussage über das Langzeitverhalten treffen zu können, sind kontrollierte Patientenstudien notwendig.

Statt der Messung von komplexen Bewegungsmustern, erfolgt bei den üblichen Modellen - im Sinne der Reproduzierbarkeit - die Prüfung in den **Hauptbewegungsebenen**. Es ergeben sich üblicherweise - wie auch in der vorliegenden Arbeit - Flexion/Extension in der Sagittalebene, Lateralflexion nach rechts und links in der Frontalebene und axiale Rotation nach rechts und links in der Transversalebene [Arand 2000 (S. 312), Bastian et al. 1999b (S. 716-17), Knop et al. 2001 (S. 984-86), Oxland 1992 (S. 573-74), Panjabi et al. 1994a (S. 413-14)].

Neben den Bewegungscharakteristika der instrumentierten Wirbelsäulen werden die **Verankerungsstabilität** der Schrauben mittels Ausriss Versuchen [Kääb 1998 S. 1216, Schwitalle 1997 S. 217-219] und die Kompressionsstabilität der knöchernen Wirbel-Strukturen mittels Druckversuchen ermittelt [Brinckmann 1989 S. 2-12, Konermann 1999 S. 224-225, Plaue 1974 S. 870-872].

Außer tierischen und humanen Präparaten werden mathematische Modelle zur Simulation von Belastungen erstellt [Goel 1993 S. 1532-1536, Kasra 1992 S. 94-96, Shirazi-Adl 1986 S. 333-338]. Die Komplexität der Simulationen wird deutlich, wenn man die Ansätze von Bergmann (2005) betrachtet, die mit dreidimensionalen Finite-Elemente-Modellen der Lendenwirbelsäule bestehend aus 54.000 Volumeneinheiten mit mehr als 185.000 Freiheitsgraden gearbeitet haben. Das dreidimensionale

nichtlineare Modell wird z.B. dafür benutzt, um den Einfluss der Lage eines Knochenspanns auf die Intersegmentalbewegung zu untersuchen [Bergmann 2005].

Die Ergebnisse der in vitro Untersuchungen hängen von der Qualität der verwendeten Präparate ab. **Degenerative Veränderungen** wie Osteoporose oder Risse im Anulus fibrosus beeinflussen die **Bewegungsumfänge** der Segmente. Mit stärkerer Degeneration nimmt die ROM bei Seitneigung und axialer Rotation zu [Krismer 2000 S. 2020]. Daher ist die präoperative Einschätzung der Knochenqualität mittels quantitativer CT oder DEXA - wie hier in Kapitel 4.1 beschrieben - notwendig [Schwitalle 1997 S. 220].

Die **Behandlung der Präparate** im Vorfeld und während der Versuche ist ebenfalls ein Faktor, der die Reproduzierbarkeit der Experimente beeinflusst [Wilke 1998 S. 148, 151-152]. Bei der Präparierung wurde hier auf Erhalt aller Bandstrukturen geachtet.

Eine Veränderung des biomechanischen Verhaltens durch Einfrieren und Auftauen kann nach Dhillon et al. 2001 (S. 883) ausgeschlossen werden, so dass das hier praktizierte, zweimalige Einfrieren aller Präparate in der Auswertung vernachlässigt werden kann.

Des Weiteren werden die maximalen Bewegungsumfänge durch die Höhe der verwendeten **Biege- bzw. Drehmomente** beeinflusst. Je nach Forschungsgruppe und Segmenthöhe - bei den vorliegenden Untersuchungen 7,5 Nm in Höhe T12-L2 - variieren die Werte zwischen 1 und 10 Nm [Wilke 1996 S. 11, 1998 S. 153] (Tabelle 6.2).

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.

Tabelle 6.1: In vitro Wirbelsäulenuntersuchungen

		ohne Muskelkraftsimulation			mit Muskelkraftsimulation bzw. axialer Vorlast	
	monosegm.	bisegm.	polysegm.	bi-/polysegm.		
Mensch	1978: Lin (S.41-45) 1987: Edwards (S. 35-36) 1991: Janevic (S. 228-230) 1998: Kääb (S. 1216) 2000: Cripton (S. 1559) 2000: Krismer (S. 2020-2021)	1992: Oxland (S. 573) 1994b: Panjabi (S. 578) 1993: Nolte (S. 21) 1995: Steffen (S. 131)	1988: Ferguson (S. 453-454) 1989: Abumi (S. 1250) 1989: Yamamoto (S. 1256) 1990: Mann (S. 470-472) 1993: Vazquez-Seoane (S. 947) 1994: James (S. 1732-1733) 1994a: Panjabi (S. 414) 1994: Stempel (S. 344) 1994: Shono (S. 1712) 1995: Weinholfer (S. 527) 1997: Cunningham (S. 2656) 1999b: Bastian (S. 716) 1999: Hitchon (S. 213) 2001: Grant (S. 890)	1995: Wilke (S. 192-195) 1996: Wilke (S. 23-26) 2002: Vahldiek (S. 509) 2005: Schreiber (S. 198-199)		
Tier	1992: Zimmermann (S. 213)	1997a: Wilke (S. 2365)	1991: Nagel (S. 553) 1995: An (S. 1980) 1996: Wilke (S. 27-28) 1997: Lim (S. 262) 2001b: Wilke (S. 610)	1992: Wittenberg (S.122) 1993: Gurwitz (S. 977-81) 2005: Flamme (E353-E355)		

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 knöcherne und disco-ligamentäre Strukturen werden erhalten
- meist keine Simulation von Muskelkräften
- zwangsfreie Fixierung der Präparate
- Bewegungen sind auf die Hauptbewegungsrichtungen reduziert
- Belastungen sind innerhalb einer Versuchsreihe immer gleich
- reine Momente oder Kombination mit axialer Belastung
- reproduzierbare Defekte (z.B. Frakturen mittels chirurgischem Eingriff) um an die pathophysiologische Situationen anzunähern

Im vorliegenden Prüfstand sind alle oben genannten Vereinfachungen schrittweise realisiert worden. Reine Momenteinleitung bei in vitro Untersuchungen bedeutet eine starke Vereinfachung der in vivo Situation, stellt aber ein **reproduzierbares Modell** mit der Möglichkeit des validierten Vergleichs von Stabilisationstechniken dar.

Der Ansatz **kombinierter Axial- und Momentbelastung** steht bei der in vitro Testung im Gegensatz zur Einleitung **reiner Momente**. Abhängig von der Bewegungsrichtung gibt es verschiedene Konzepte zur Einleitung der axialen Vorlasten. Die **statischen Vorlasten**, deren Wirkungslinie axial zur Wirbelsäule ausgerichtet ist, und damit im Präparat kein zusätzliches Moment induziert, bewirken eine **Segmentversteifung** und die ROM verringert sich. Ist die Wirkungslinie der Vorlast nicht axial zur Wirbelsäule ausgerichtet, vergrößert sich die ROM wegen der resultierenden induzierten Momentbelastung und der vergrößerten Scherkräfte. Aufgrund dieser Erkenntnisse schlagen Cripton et al. 2000 (S. 1568) eine Lasteinbringung vor, bei der im gesamten Bewegungsablauf die Last axial zur Wirbelkörperendplatte ausgerichtet ist. Dies gilt für Flexions/Extensionsbewegung, Seitneigung und Torsion. Welche Lastsituation am ehesten der physiologischen Situation entspricht, ist noch nicht geklärt [Cripton 2000 S. 1567].

Da die Komplexität des Prüfstandes durch die Vorlast erhöht wird und die optimale Lasteinbringung noch nicht geklärt ist, wurde im Rahmen unseres Prüfverfahrens neben einer geringen variablen Vorlast von max. 20 N (0 – 20 N) auf eine ständige hohe axiale Last verzichtet. Eine signifikante Änderung der ROM auf Grund axialer

Vorlast tritt erst bei Lasten über 150 N [Yamamoto 1989 S. 1257] bzw. 200 N auf [Cripton 2000 S. 1563], so dass mit den maximal auftretenden Axiallasten von 20 N im realisierten Prüfstand keine Änderungen der ROM zu erwarten waren.

Bei Untersuchungen der Wirksamkeit von Implantaten muss die simulierte Defektsituation reproduzierbare Ergebnisse liefern. Simulierte Trümmerfrakturen mit plötzlich auftretenden hohen axialen Kräften ergeben kaum reproduzierbare Verletzungen. Die Messwerte haben entsprechend hohe Streuungen. Um die **Reproduzierbarkeit** der Läsionen zu gewährleisten, wurde hier die Präparation über **definierte chirurgische Eingriffe** mittels oszillierender Säge oder Meißel entsprechend der Empfehlungen von Ferguson et al. 1988 (S. 455) und Panjabi et al. 1991 (S. 108) durchgeführt.

6.2 Prüfvorrichtung

Wie im Kapitel 4 erwähnt, musste für die vorliegende Arbeit auf der Basis der einschlägigen Literatur eine **komplette Prüfvorrichtung** entwickelt werden.

Im vorliegenden Belastungssimulator wird die **Momentbelastung** durch Krafteinleitung über einen **Hebelarm** erreicht. Durch die Verwendung eines langen Hebelarmes ergibt sich eine Lastsituation mit quasi reinen Momenten. Die dabei auftretende max. axiale Komponente von 20,0 N simuliert nicht die physiologisch auftretenden Kräfte und ist im Vergleich zu den Werten, bei denen sich eine Änderung der ROM ergibt, gering (s. Kap. 6.1). Bei der Validierung des Prüfaufbaus mit verschiedenen max. Axiallasten (16,3 N, 20,0 N, 32,6 N), bedingt durch Änderung der Hebelarmlänge, konnte keine signifikante Veränderung der ROM in Abhängigkeit der Lasten ermittelt werden [Schreiber 2001 S. 66]. Aus den Ergebnissen kann geschlossen werden, dass der Aufbau mit geringer axialer Kraftkomponente reproduzierbare Daten bei Testung von Wirbelsäulensegmenten liefert.

In den durchgeführten Versuchen zur Primärstabilität von Wirbelsäulenimplantaten wurden ausschließlich Präparate mit Knochendichtewerten verwendet, deren Z-scores sich innerhalb der zweifachen Standardabweichung befanden. Trotzdem ergeben sich **Differenzen**, die bei der Instrumentierung und Testung Einfluss auf das Knochenlager und damit die **maximalen Bewegungsumfänge** haben. Des Weiteren ergeben sich bei der operativen Versorgung der Läsion, trotz Anwendung der Implantatsysteme durch einen erfahrenen Operateur, interindividuelle Unterschiede

mit unterschiedlichen Defekt- und Knochenspangrößen, die sich auf die ROM auswirken können. Auch beim Setzen der B-Fraktur sind Unterschiede zwischen den Präparaten nicht zu vermeiden.

Neben den interindividuellen Unterschieden, die sich auf die Ergebnisse auswirken, ergeben sich Fehlerquellen, die der Prüfaufbau beinhaltet. Es ergeben sich folgende Faktoren, die Einfluss auf ROM haben können:

- Differenzen bei der Mittelpunktbestimmung an den Deckplatten der Wirbelkörper und bei der Präparateinbettung
- Vermessung des Kalibrationskubus, Kamerapositionen und Kalibrierung des Raumes
- Nullstellung der Präparate im lastfreien Zustand ist nicht für jedes Präparat exakt identisch
- die maximalen Momentbelastungen werden manuell angefahren, so dass sich bei jedem Versuch geringe Unterschiede der maximalen Auslenkung ergeben können
- die Genauigkeit der Winkelberechnung hängt von der Markergröße und Entfernung der Punkte zu einander ab; je kleiner die Marker und je länger die von zwei Markern festgelegte Strecke, desto genauer ist die Winkelbestimmung (Strahlensatz)

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

Neben den beschriebenen Schwierigkeiten sind die **Vorteile des Aufbaus**:

- einfacher Aufbau mit zwangsfreier Fixierung der Präparate
- schnelles Wechseln der Präparate und damit Wechseln zwischen Hauptbewegungsebenen leicht möglich
- optimaler operativer Zugang
- Möglichkeit zur Testung unterschiedlicher Segmenthöhen
- Kompensation des Eigengewichtes des kranialen Prüfaufbaus durch ein Gegengewicht
- quasi reine Momentbelastung
- Testung in den Hauptbewegungsebenen ohne Muskelkraftsimulation
- hohe Auflösung der verwendeten Kameras und digitale Bildbearbeitung möglich

- die Bewegungsanalyse kann offline von der Versuchsdurchführung erfolgen
Der Vorteil der **kamerabasierten Bewegungsanalyse** ist, dass im Gegensatz zur Infrarotanalyse oder Ultraschallmessungen visuell **nachvollziehbare Informationen** geliefert werden.

Eine zeitlich von den Versuchen unabhängige Auswertung ist zwar von Vorteil, doch das Verfahren nimmt durch die hohe benötigte Rechnerkapazitäten viel Zeit in Anspruch, was sicherlich einen entscheidenden Nachteil des Verfahrens darstellt.

6.3 Bewertung der Ergebnisse

Das operative Vorgehen bei Wirbelfrakturen wird bis heute kontrovers diskutiert [Been 1999 S. 349, Blauth 1997 S. 174-176, Daniaux 1999 S. 682, Gotzen 1995 S. 79, Ketterl 1997 S. 180, Knop 1997b S. 630, Lim 1997 S. 261, Schultheiss 1997 S. 194, Wawro 1994 S. 114-115, Wenda 1997 S. 184]. Bestimmte klinische Faktoren sollten bei der OP-Planung berücksichtigt werden. Rein dorsale Verfahren mit transpedikulärer Instrumentierung erlauben eine schnelle, effektive und einfach durchführbare Reposition der Fraktur [Bühren 2001 S. 876] mit stabiler Verankerung der Implantate [Krag 1991 S. 85]. Bedingt durch die fehlende ventrale Abstützung zeigt sich aber mitunter ein allmählicher Korrekturverlust oder ein Implantatversagen [Lim 1997 S. 264, McLain 1993 S. 162]. Die meisten Probleme bei transpedikulärer Stabilisierung treten bei Verletzungen der Wirbelkörper L1 und L2 auf [McLain 1993 S. 166].

Eine rein ventral durchgeführte Stabilisierung erlaubt neben der sicheren Dekompression des Spinalkanals eine Entlastung von komprimierten Nervenwurzeln sowie die Wiederherstellung der lasttragenden vorderen Säule [An 1995 S. 1979, Bayley 1991 S. 121]. In biomechanischen Untersuchungen konnte für eine Reihe von ventralen Implantatsystemen eine unzureichende stabilisierende Wirkung auf das betroffene Segment, v.a. bei axialer Rotation, nachgewiesen werden [Vahldiek 2002 S. 511, Wilke 2001b S. 612].

Hingegen berichteten Lim et al. bei zwei modernen ventralen Systemen (University Plate, Kaneda) im Vergleich zum intakten Zustand eine höhere Segment-Stabilität in allen Bewegungsrichtungen [Lim 1997 S. 262]. Bei der Lateralflexion und Torsion zeigte das ventrale Kaneda-System eine höhere Stabilität als die untersuchte dorsale (ISOLA) Instrumentierung [Lim 1997 S. 262].

Anhand der unterschiedlichen Ergebnisse verschiedener Arbeitsgruppen zu Stabilitätsuntersuchungen der instrumentierten Wirbelsäule wird die Komplexität der Entscheidung zu einer adäquaten Vorgehensweise bei Wirbelsäulenstabilisierungen im klinischen Alltag bewusst. Die Notwendigkeit von weiteren Versuchsreihen wird durch die teilweise widersprüchlichen Ergebnisse betont.

Die **zentrale Frage** dieser Untersuchung war, welchen Einfluss eine ventrale endoskopisch durchführbare bzw. dorsale transpedikuläre Instrumentierung bei Frakturen der Wirbelsäule vom Typ A bzw. kombinierter A- und B-Fraktur im Bereich des thorakolumbalen Übergangs auf die Primärstabilität der Fraktur haben. Verglichen wurden dazu die Stabilisierung nach kombinierter A- und B-Fraktur bisegmental-ventral versorgt mit macs_{TL} vs. bisegmental-dorsal versorgt mit SOCON. In **allen Bewegungsebenen** zeigte sich hier eine **höhere Stabilität** für die rein **dorsale Instrumentierung** in Bezug auf das Gesamtpräparat T12-L2, der Segmenthöhe T12-L1 sowie L1-L2. Lediglich bei **axialer Rotationsbelastung** war die Steifigkeit nach rein **ventraler** Stabilisierung im kaudalen Bewegungssegment laut unseren Untersuchungen **höher**.

Es ist anzunehmen, dass auf Grund der Testschrittfolge für die rein dorsale Instrumentierung mit SOCON ein idealisierter Zustand im Bezug auf Sitz und Vorspannung des Knochenspans vorlag und daher eine Überbewertung der stabilisierenden Wirkung von SOCON erfolgte. Eine Klärung dieser Hypothese wäre erst durch eine weitere Versuchsreihe mit umgekehrter Testschrittfolge, d.h. eine Instrumentierung zunächst mit SOCON und im Anschluss mit macs_{TL} zu erreichen. Nach Vahldiek et al. ist die Stabilität einer Wirbelsäulenversteifung stark von der Schrauben-Knochen-Verbindung (screw bone interface) abhängig. Da diese bei transpedikulärer Verankerung größer ist als bei ventraler Versorgung, resultiert durch das dorsale System eine rigidere Verbindung der Wirbelkörper [Vahldiek 2002 S. 512].

Die Primärstabilität des untersuchten Fixateur interne ist zwar höher als die rein ventrale Stabilisierung, jedoch kann über die erwünschte Spondylodese keine Aussage getroffen werden. In der Anfangsphase der Heilung muss das Implantat einen Großteil der auftretenden Lasten übernehmen, welche im weiteren Verlauf bei knöcherner Durchbauung teilweise von der Wirbelsäule wieder übernommen werden. Verläuft die knöcherner Durchbauung unzureichend, kann es in Folge der erhöhten Implantatbelastung zu Materialversagen kommen [Panjabi 1991 S. 106]. Nach

Untersuchungen von Wilke et al. 2001a (S. 639-640), kommt es auch nach erfolgreicher Spondylodese im Implantat (hier Fixateur interne) zu Belastungen, die mit der Lastsituation direkt post operativ vergleichbar sind.

Für eine rein ventrale Instrumentierung mit dem entwickelten macs_{TL} System nach A-Frakturen sprechen die echte Winkelstabilität durch die vier-Punkt-Verankerung der Rahmenplatte und die Möglichkeit zur Reposition von Fehlstellungen über das Implantat. Damit übernimmt das Implantat Aufgaben, die über eine bloße Halte- und Überbrückungsfunktion von Frakturen hinausgehen. Bei Mitverletzungen der dorsalen Säule (Typ B- oder C-Verletzung), die primär dorsal stabilisiert werden, kann durch die zusätzliche ventrale, winkelstabile Instrumentierung eine frühe Entfernung des dorsalen Implantates erfolgen [Beisse 2002 S. 421-422].

Die untersuchte ventrale Instrumentierung gewährleistet eine geringere post operative Primärstabilität als das dorsale Stabilisierungssystem. Dennoch verleiht es der frakturierten Wirbelsäule ein höheres Maß an Stabilität als im intakten Zustand und kann bei **isolierten Verletzungen der ventralen Säule vom Typ A** auf Grund der **Winkelstabilität** eine für die Frakturheilung nötige Stabilität gewährleisten [Beisse 2002 S. 420]. Weitere **Vorteile** des untersuchten ventralen Implantates sind:

- minimalinvasive Implantierbarkeit und dadurch geringeres Operationstrauma
- niedrige Bauhöhe, glatte Oberfläche und Anpassung an das Wirbelsäulenprofil
- freie Positionierbarkeit der Schrauben

Aussagen über das Langzeitverhalten der untersuchten Instrumentierungen und deren klinische Ergebnisse können nur an Hand von Patientenstudien getroffen werden.

6.4 Vergleich der Ergebnisse mit Literaturdaten

Andere Untersucher verwenden an humanen Präparaten je nach Fragestellung unterschiedliche Versuchsansätze (Tabelle 6.2). 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 (Tabelle 6.3). Betrachtet man die Ergebnisse der intakten Präparate, so ergeben sich wertvolle Hinweise beim direkten Vergleich der Resultate nach operativer Versorgung [Knop 2001 S. 989-990].

Für die **Flexion** werden bei intaktem, bisegmentalen Präparat im Schrifftum Werte von $4,0^{\circ}$ - $8,6^{\circ}$, für die Extension $2,7^{\circ}$ - $8,2^{\circ}$ angegeben [Abumi et al. 1989 S. 1254, Arand et al. 2000 S. 313, Bastian et al. 1999b S. 717, Hitchon et al. 1999 S. 215, Knop et al. 2001 S. 989-92, Panjabi et al. 1994b S. 581-82, Valdhiek et al. 1998 S. 547]. In der eigenen Versuchsreihe betragen die mittleren Winkeländerungen bei bisegmentalem Präparat in der Flexionsbewegung $9,1^{\circ}$ und in der Extension $7,1^{\circ}$. Damit liegen die Ergebnisse der Untersuchung für die Flexion leicht über den aus der Literatur gewonnenen Werte. In der Extension entsprechen die Werte den Literaturdaten. Betrachtet man die monosegmentalen Ergebnisse, ergibt sich folgendes Bild. Yamamoto et al. (S. 1259) ermittelten 1989 in allen Bewegungsrichtungen größere Auslenkungen der Präparate auf der Segmenthöhe L1-L2 als bei der hier durchgeführten Versuchsreihe, wobei die maximale Belastung bei Yamamoto et al. 10 Nm betrug und damit eine höhere Auslenkung der Präparate resultiert. Im Gegensatz dazu fanden Oxland et al. 1992 (S. 575-77) für T12-L1 in axialer Rotation, Flexion und Extension ein geringeres Bewegungsmaß als die ermittelten Werte des intakten Präparates. Bei Panjabi et al. 1994a (S. 415-18) ergeben sich für L1-L2 in der Seitneigung und Extension höhere, in der Flexion niedrigere und in der Torsion – je nach Bewegungsrichtung - sowohl niedrigere als auch höhere Werte (s. Tab. 6.3).

In der **Seitneigung** erstrecken sich die gemessenen Winkeländerungen anderer Arbeitsgruppen am intakten Präparat für die bisegmentale Messung von $3,5^{\circ}$ - $8,0^{\circ}$ [Abumi et al. 1989 S. 1254, Arand et al. 2000 S. 313, Bastian et al. 1999b S. 717, Hitchon et al. 1999 S. 215, Knop et al. 2001 S. 989-92, Panjabi et al. 1994b S. 581-82, Valdhiek et al. 1998 S. 547, 2002 S. 511]. Mit Werten von $7,5^{\circ}$ nach rechts bzw. $6,4^{\circ}$ nach links liegen die Ergebnisse der Lateralflexion im aus der Literatur gewonnenen Intervall.

Tabelle 6.2: Rahmenbedingungen von Versuchsreihen zur Stabilitätsuntersuchung humaner Wirbelsäulenpräparate

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 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	-
Bastian et al. 1999b (S. 716-17)	T10-L3	Intakt ; Diskektomie T12-L1; dorsale Instrumentierung bisegmental ; Fixateur interne mit/ohne QV	±10 Nm	kontinuierlich	?
Hitchon et al. 1999 (S. 213- 14)	T9-L3	Intakt ; Korpektomie L1; Diskotomie T12-L1/L1-L2; Bisegmentale Versorgung durch 2 ventrale Plattensysteme ; Holzblock als Wirbelkörpersatz	±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 oder distrahierbarer Ersatz	±7,5 Nm	Kontinuierlich 0,3 Nm/s	-
Oxland et al. 1992 (S. 573-74)	T11-L1	Messung nur am intakten Präparat	±7,5 Nm	Schritte von 2,5 Nm	-
Panjabi et al. 1994a (S. 413-14)	L1-S1	Messung nur am intakten Präparat	±10 Nm	Schritte von 2,0 Nm	?
Panjabi et al. 1994b (S. 578-80)	T11-L1 T12-L2	Intakt ; Berstungsfraktur ; keine Instrumentierung	±7,5 Nm	Schritte von 2,5 Nm	?
Valdhiek et al. 1998 (S. 543-44)	T12-L4	Intakt ; Korpektomie L2 ; Karbonfaser-cage als Wirbelkörpersatz; bisegmentale Stabilisierung: dorsal, ventral, kombiniert dorso-ventral	±7,5 Nm	Schritte von 2,5 Nm	100 N
Yamamoto et al. 1989 (S. 1256-58)	L1-S1	Messung nur am intakten Präparat	±10 Nm	Schritte von 2,5 Nm	50/100/150 N
Eigene Versuchsreihe	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

Tabelle 6.3: Ergebnisse von Versuchsreihen zur Stabilitätsuntersuchung humaner Wirbelsäulenpräparate (kursive Werte sind aus Graphiken entnommen)

Autor	Messung	Stabilisierung	Flexion [°]	Extension [°]	Seitneigung [°]	Torsion [°]
Abumi et al. 1989 (S. 1254)	T12-L1	Intakt	4,0	2,7	3,5	1,3
		Kaneda mit QV und Knochenspan (ventrales System)	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)	Bisegmental?	Intakt	6,1	3,9	5,8(links)/5,3(rights)	2,3(links)/3,0(rights)
		Fixateur interne	1,3	2,1	1,3/1,2	2,2/2,6
		Universal spine system (USS)	1,2	2,2	1,2/1,4	1,7/1,8
Bastian et al. 1999b (S. 717)	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
Hitchon et al. 1999 (S. 215)	T12-L2	Intakt	6,0	6,0	6,0/6,0	2,0/2,0
		Kaneda SR	6,5	4,4	2,5/2,0	2,5/3,0
		ATLP (ventrales System)	3,5	9,3	4,0/3,0	3,0/5,0
Knop et al. 2001 (S. 989-92)	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
Oxland et al. 1992 (S. 575-77)	T11-L1	Nur intakt (Werte beispielhaft für T12-L1 angegeben)	2,9	3,9	3,7	1,2
Panjabi et al. 1994a (S. 415-18)	L1-S1	Nur intakt (Werte beispielhaft für L1-L2 angegeben)	4,5	4,1	3,8/4,8	1,3/1,5
Panjabi et al. 1994b (S. 581-82)	T11-L1	Intakt	7,9	6,8	8,0	2,9
	T12-L2	Berstungsfraktur T12 oder L1	17,6	12,4	21,3	11,7

Tabelle 6.3: Ergebnisse von Versuchsreihen zur Stabilitätsuntersuchung humaner Wirbelsäulenpräparate

Autor	Messung	Stabilisierung	Flexion [°]	Extension [°]	Seitneigung [°]	Torsion [°]
Valdhiak et al. 1998 (S. 547), 2002 (S. 511)	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
		Kombination BWM – ventral (1 St.) mit Fixateur interne	0,8	1,3	2,1	2,0
		Kombination BWM – ventral (2 St.) mit Fixateur interne	0,8	0,9	1,6	1,6
Yamamoto et al. 1989 (S. 1259)	L1-S1	Nur intakt (Werte beispielhaft für L1-L2 angegeben)	5,8	4,3	4,7/5,2	2,6/2,0
		Intakt	9,1	7,1	6,4/7,5	3,5/2,8
Eigene Versuchsreihe (Mittelwerte)	T12-L2	Monosegmental ventral stabilisiert	8,1	5,9	5,2/5,9	3,0/2,9
		Bisegmental ventral stabilisiert	5,9	3,5	3,2/1,9	3,3/3,4
		Zustand nach B-Fraktur	6,2	4,5	3,3/1,9	4,3/4,3
		Bisegmental dorso-ventral versorgt	0,8	1,4	0,5/0,5	2,1/2,4
		Bisegmental dorsal versorgt	1,9	2,2	1,9/1,3	4,0/4,7
		Intakt	4,0	4,0	2,7/3,6	2,0/1,6
	L1-L2	Intakt	5,1	3,1	3,6/4,0	1,5/1,3

Für die **Torsionsbewegung** gelten entsprechend die Literaturwerte: $1,2^{\circ}$ - $3,0^{\circ}$ [Abumi et al. 1989 S. 1254, Arand et al. 2000 S. 313, Bastian et al. 1999b S. 717, Hitchon et al. 1999 S. 215, Knop et al. 2001 S. 989-92, Panjabi et al. 1994b S. 581-82, Valdhiek et al. 1998 S. 547]. Auch hier liegen die Werte der eigenen Versuche mit $2,8^{\circ}$ nach rechts und $3,5^{\circ}$ nach links knapp über bzw. im angegebenen Bereich.

Beim Vergleich von ventralen und dorsalen Stabilisierungssystemen stützen die Daten der Literatur die gewonnenen Werte der eigenen Versuchsreihe, wobei die **dorsalen Systeme** jeweils ein **rigideres Konstrukt** darstellen als die ventralen [Abumi 1989 S. 1254, Glazer 1996 S. 1211, Knop 2001 S. 989-92, Lim 1997 S. 262, Valdhiek 1998 S. 547, 2002 S. 511, Wilke et al. 2001b S. 610-613].

Die von Abumi et al. 1989 (S. 1254) untersuchten humanen Präparate wiesen bei **dorsaler** Instrumentierung (Fixateur externe) in **allen untersuchten Bewegungsrichtungen** eine **höhere Primärstabilität** als die betrachteten ventralen Systeme (Kaneda, Harrington) auf (s. Tabelle 6.3). Glazer et al. beschrieben 1996 (S. 1211) bei dorsaler Fixierung ebenfalls eine höhere Stabilität als bei entsprechender ventraler Vorgehensweise.

Knop et al. 2001 (S. 989-92) ermittelten im **thorakolumbalen Übergang** bei **dorsaler Fixierung** (USS) und Wirbelkörperersatz in Form von distrahierbarem Implantat (Synex) oder Cage (Moss) **geringere Bewegungsumfänge** im Vergleich zur ventralen Vorgehensweise mit Ventrofix als Stabilisierungssystem (s. Tab 6.3).

Ebenso waren die Bewegungsumfänge nach Valdhiek et al. 1998 (S. 547) bei dorsaler Instrumentierung mittels Fixateur interne (BWM dorsal oder DFS) geringer als bei ventraler Vorgehensweise mit BWM (ventrales Stabsystem). Die geringsten Winkeländerungen traten nach kombiniert dorso-ventraler Versorgung auf (s. Tabelle 6.3).

Wilke et al. 2001b (S. 610-613) untersuchten an Kalbswirbelsäulen im thorakolumbalen Übergang ventrale (Kaneda classic, Kaneda SR, USS 1 rod, USS 2 rod) und dorsale (USS fracture system, AO Fixateur interne) Stabilisierungssysteme nach Korpektomie von T13 und Simulierung eines Knochenspans durch einen Holzblock. Bei Flexion, Extension und Seitneigung wurden die **Bewegungsumfänge** durch die **transpedikulären Stabilisierungen weiter verringert als durch die ventralen Versteifungen**. Lediglich die Torsion zeigte bei ventraler Stabilisierung eine geringere ROM und damit höhere Primärstabilität als die dorsalen Systeme. Im

Gegensatz zur hier vorliegenden Versuchsreihe mit Teilkorpektomie und zum Großteil erhaltenen discoligamentären Strukturen, wurde bei Wilke et al. 2001b (S. 610) eine komplette Korpektomie gesetzt und dadurch eine höhere Beweglichkeit in der Extension mit dorsaler Stabilisierung beobachtet. Des weiteren wurden die Versuche an Kalbswirbelsäulen durchgeführt, so dass ein absoluter Vergleich der ermittelten Werte nicht möglich ist. Die Tendenz der Ergebnisse ist im Hinblick auf die Primärstabilität auf humane Resultate übertragbar.

Lim et al. 1997 (S. 262) zeigten ebenfalls am Kalbsmodell, dass bei Flexions- und Extensionsbewegungen mit ausschließlich **ventraler Instrumentierung** (Kaneda, University Plate) und Knochenspan **die ROM im Vergleich zur transpedikulären Stabilisierung (ISOLA) höhere Werte** annimmt. Bei Seitneigung und Torsion lagen die ROM-Werte der dorsalen Stabilisierung zwischen den zwei getesteten ventralen Stabilisierungssystemen.

Wie bereits oben erwähnt, weichen die Versuchsbedingungen der eigenen Untersuchungen von den Rahmenbedingungen der anderen Autoren ab, so dass ein absoluter Vergleich der Werte wenig aussagekräftig ist. Von den in Tabelle 6.3 aufgeführten Arbeitsgruppen konnte jedoch ein mit unseren Ergebnissen übereinstimmendes Resultat der **stabileren dorsalen Versorgung** von ausgewählten Wirbelkörperfrakturen im thorakolumbalen Übergang bzw. der Lendenwirbelsäule festgestellt werden.

6.5 Postoperative Veränderungen an Implantaten und Wirbelsäule

Die hier betrachteten Modelle sind aus dem Gesamtsystem des lebenden humanen Organismus herausgelöst. Da der Einfluss angrenzender vitaler Strukturen vernachlässigt wird, ergeben sich **in vitro** veränderte Belastungssituationen der Segmente.

In vivo kann es **langfristig** durch die ventralen Implantate bedingt durch eine verminderte Kompressionsbelastung des autologen Knochentransplantats zu verstärkten konsekutiven **lokalen osteoporotischen Veränderungen** kommen [Harris 1996 S. 1492]. Der Einfluss verschiedener Stabilisierungsverfahren auf die biomechanischen Eigenschaften der Bandscheiben ist durch in vitro Experimente untersucht worden [Cunningham 1997 S. 2656-2659, Weinhoffer 1995 S. 527-528]. Die Studien belegen, dass sich der Druck in der Bandscheibe kranial zur

Stabilisierung bei allen Bewegungs- und Belastungssituationen im Vergleich zum intakten Präparat erhöht [Weinhoffer 1995 S. 528-530].

In der Bandscheibe des fixierten Segmentes ändern sich die Druckverhältnisse je nach Bewegung und Stabilisierungssystem. Cunningham et al. beobachteten 1997 (S. 2659-60) mit dorsaler Stabilisierung und axialer Belastung bei Flexion und Extension eine Druckabnahme, die in letzterem Fall aber nicht signifikant unterschiedlich war.

Die unterschiedliche Auswirkung von ventraler und dorsaler Stabilisierung auf die intradiscalen Drücke des **fixierten Bewegungssegmentes** konnte von Abe et al. 1999 (S. 241-244) gezeigt werden. Bei ventraler Instrumentierung kommt es in der Flexionsbewegung mit gleichzeitiger Axiallast zu einer **Druckabnahme** während eine Extensionsbewegung zur **Druckzunahme** führt. Bei dorsaler Stabilisierung sind die Verhältnisse **umgekehrt**. Eine Lateralflexion mit ventraler Instrumentierung führt bei ipsilateraler Neigung zu einer Druckabnahme während die kontralaterale Bewegung eine Zunahme zur Folge hat [Abe 1999 S. 246, Weinhoffer 1995 S. 530].

Durch eine dorsale transpedikuläre Stabilisierung kommt es zu einer Verminderung der Reißfestigkeit von Ligg. inter- und supraspinalia, Lig. flavum und Lig. longitudinale posterius. Histologische Veränderungen mit Vakuolenbildung und geänderter Anordnung der kollagenen Fasern zeichnen sich im Lig. interspinale und im Lig. flavum ab [Kotani 1998 S. 675-678].

Eine Instrumentierung mit dem Ziel der Spondylodese von Wirbelsäulensegmenten ist im Gegensatz zur Osteosynthese bei Röhrenknochen erschwert, da immer echte synoviale Gelenke überbrückt werden [Stempel 1994 S. 343].

Der langfristige Erfolg mit zuverlässiger Spondylodese hängt unter anderem vom Implantatdesign ab. Es muss eine hohe Primärstabilität gewährleisten, um eine möglichst frühe Mobilisation zu ermöglichen, aber zugleich dynamische Eigenschaften aufweisen, die ein „load sharing“ zwischen Implantat und Knochen ermöglichen und damit „stress shielding“ vermeiden. Durch „stress shielding“ der knöchernen Strukturen kann es im Extremfall auf Grund erhöhter Belastung zu Ermüdungsbrüchen des Implantates kommen [Stempel 1994 S. 344].

Prinzipiell ist „stress shielding“ bei fixierten Segmenten möglich, doch sowohl in klinischen Studien [Kleiner 1995 S. 95], als auch im Tierexperiment [Johnston 1990 S. 908, 1995 S. 2400] konnte gezeigt werden, dass es bei stabiler Fixation der

betroffenen Segmente langfristig zu **keinem Knochenabbau** durch die im Anfangsstadium der Frakturheilung gewünschte Entlastung des Knochens kommt.

Die genannten Untersuchungen zeigen, dass sich die Stabilisierung eines verletzten Wirbelsäulenabschnittes unabhängig vom gewählten Verfahren auf benachbarte Abschnitte auswirkt.

Die Überlebensdauer eines Implantates muss ausreichen, um der verletzten Wirbelsäule die Möglichkeit zur ossären Heilung zu geben. Nicht nur Stabilität des Implantates, bedingt durch die Materialeigenschaften und Implantatdesign, sondern auch die Heilungseigenschaften der Wirbelsäule (Heilungsgeschwindigkeit, Achsfehler, Stabilität) bedingen die effektive Überlebensdauer des Implantates im Patienten. Je schneller die ossäre Heilung stattfindet, desto schneller nimmt die Belastung des Implantates im Heilungsverlauf ab, wobei es zu **keiner absoluten Entlastung des Implantates** kommt [Wilke 2001a S. 639]. Letztlich kann über den langfristigen Erfolg der klinischen Anwendung von Wirbelsäulenimplantaten nur die Rate des vorzeitigen Implantatversagens durch Implantatbrüche und die Pseudoarthroserate Auskunft geben [Stempel 1994 S. 343-344]. Die Ergebnisse aus in vitro Grundlagenuntersuchungen - wie sie in der durchgeführten Versuchsreihe vorliegen - können als wesentliche Screeningwerte zur Vermeidung späterer Implantatversager dienen.

7 Zusammenfassung

Die **Fragestellung** dieser Untersuchung war, ob A-Frakturen bzw. B-Frakturen im Bereich des thorakolumbalen Übergangs nach ventraler Instrumentierung identische, höhere oder niedrigere Primärstabilität aufweisen als nach dorsaler Versorgung. Exemplarisch wurde dafür das winkelstabile und endoskopisch ventral implantierbare macs_{TL} System mit dem Fixateur interne System SOCON der Firma Aesculap verglichen.

Methode: Es wurden 6 humane, bisegmentale Präparate mit Knochendichtewerten, die innerhalb der 2-fachen Standardabweichung einer kaukasischen Bevölkerungsgruppe lagen im interindividuellen Vergleich getestet. Die Präparate wurden jeweils einer biomechanischen Belastung in den Hauptbewegungsebenen (Flexion/Extension, Seitneigung links/rechts, axialer Rotation links/rechts) unterzogen. Laut Prüfprotokoll wurden die intakten Präparate zuerst, dann mono- bzw. bisegmental (T12-L2) mit dem ventralen macs_{TL} System der Firma Aesculap getestet. Nach Simulation einer B-Fraktur folgte eine kombinierte Stabilisierung mit macs_{TL} und dem Fixateur interne System SOCON, sowie im letzten Schritt die alleinige Stabilisierung mit SOCON nach Entfernung von macs_{TL}. Mittels eines optischen 3-D Bewegungsanalysesystems wurden die relativen Winkeländerungen der Wirbelkörper innerhalb der einzelnen Präparate in den Hauptbewegungsebenen (Frontal-, Sagittal-, Transversalebene) detektiert. Das Ausmaß der maximalen Bewegungsumfänge bei einer Momentbelastung von maximal $\pm 7,5$ Nm ergab dabei die Präparatsteifigkeit.

Ergebnisse: Die monosegmentale ventrale Instrumentierung bedingte eine Abnahme der Bewegungsausmaße (ROM) für alle Bewegungsrichtungen. Nach bisegmentaler ventraler Stabilisierung war bei Flexion/Extension und Seitneigung eine weitere Versteifung durch das ventrale winkelstabile Implantat zu verzeichnen. Lediglich in der Rotationsbewegung bedingte der bisegmentale Defekt eine erhöhte Beweglichkeit. Der zusätzliche Defekt im kranialen Segment führte zu einer Erhöhung der ROM im Gesamtpräparat bei allen Bewegungsrichtungen.

Durch die zusätzliche dorsale Stabilisierung konnte sowohl im gesamten Präparat als auch in den einzelnen Segmenten eine maximale Versteifung beobachtet werden.

Nach Entfernung des ventralen Plattensystems nahm die ROM auf Grund der Instabilität im Gesamtpräparat zu. Beim direkten Vergleich der Stabilisierungssysteme (Schritt 4 und 6) zeigte sich in allen Bewegungsebenen eine höhere Stabilität für die rein dorsale Instrumentierung in Bezug auf das Gesamtpräparat (T12-L2), der Segmenthöhe T12-L1 sowie L1-L2. Lediglich bei axialer Rotationsbelastung war die Steifigkeit nach rein ventraler Stabilisierung in L1-L2 höher.

Fazit: Mit den Ergebnissen der Untersuchung kann eine Aussage über die unmittelbar postoperative Primärstabilität der Implantate getroffen werden.

Bei Typ-B-Verletzungen der thorakolumbalen Wirbelsäule erreicht das geprüfte dorsale System (SOCON) einen besseren Stabilisierungseffekt als das untersuchte ventrale Verfahren (macs_{TL}). Die kombinierte dorso-ventrale Stabilisierung erbringt - bei erheblich höherem operativem Aufwand mit entsprechend größeren Risiken - die maximale Stabilität bei B-Frakturen.

Bei stabilen Typ-A-Verletzungen der vorderen Säule ist, wie in klinischen Untersuchungen bereits festgestellt, die Primärstabilität des endoskopisch und rein ventral implantierbaren, winkelstabilen Systems ausreichend.

8 Literaturverzeichnis

Abe E., Nickel T., Buttermann G.R., Lewis J.L., Transfeldt E.E.: The effect of spinal instrumentation on lumbar intradiscal pressure. *Thoku J Exp Med* 187 (1999) 237-247

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

Adams M. A., Hutton W. C.: Prolapsed intervertebral disc. A hyperflexion injury. *Spine* 7 (1982) 184-191

Adams M. A., Hutton W. C.: Gradual disc prolapse. *Spine* 10 (1985) 524-531

Aesculap AG & Co. KG: Wirbelsäulen Produktkatalog, macs_{TL} Nr. 0 172

Aesculap AG & Co. KG: Wirbelsäulen Produktkatalog, SOCON Nr. 0 066

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

An H.S., Lim T-H., You J-W., Hong J.H., Eck J., McGrady L.: Biomechanical evaluation of anterior thoracolumbar spinal instrumentation. *Spine* 18 (1995) 1979-1983

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.* 129 (1977) 156-64

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

Bastian L., Knop C., Lange U., Blauth.: Transpedikuläre Implantation von Schrauben im Bereich der thoracolumbalen Wirbelsäule Ergebnisse einer Umfrage zur Technik sowie Art und Häufigkeit von komplikationen. *Orthopäde* 28 (1999a) 693-702

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

Bayley J.C., Yuan H.A., Fredrickson B.E.: The syracuse I-plate. *Spine* 16 (1991) [suppl] S. 120-124

Been H.D.: Anterior decompression and stabilization of thoracolumbar burst fractures by the use of the slot-zielke device. *Spine* 16 (1991) 70-77

- 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* 141 (1999) 349-357
- Beisse R., Potulski M., Temme C., Bühren V.: Das endoskopisch kontrollierte Zwerchfellsplitting. Ein minimal-invasiver Zugang zur ventralen Versorgung thorakolumbaler Frakturen der Wirbelsäule. *Unfallchirurg* 101 (1998) 619-627
- Beisse R., Potulski M., Bühren V.: Thorakoskopisch gesteuerte ventrale Plattenspondylodese bei Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule. *Operat Orthop Traumatol* 11 (1999) 51-69
- Beisse R., Potulski M., Bühren V.: Endoscopic techniques for the management of spinal trauma. *Eur J Trauma* 27 (2001) 275-291
- 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
- Beisse R., Mückley T., Schmidt M.H., Hauschild M., Bühren V.: Surgical technique and results of endoscopic anterior spinal canal decompression. *J Neurosurg Spine* (2005) 2:128-136
- Bell G. H., Dunbar O., Beck J. S., and Gibb A.: Variation in strength of vertebrae with age and their relation to osteoporosis. *Calcif Tissue Int* 1 (1967) 75-86
- Bergmann G. (2005): FEM Studien – Wirbelsäule – Modelle – LWS: Modell 3 (<http://www.charite.de/bml/main.php?action=research&bid=105&showres=con&page=1>) Stand: Januar 2006
- 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
- Berrey L.J., Moran M.J., Berg S.W., Steffee A.D.: A morphometric study of human lumbar and selected thoracic vertebrae. *Spine* 12 (1987) 362-367
- Blauth M., Knop C., Bastian L.: Behandlungsstrategie und Ergebnisse bei Frakturen im Bereich der BWS und LWS. *Hefte Unfallchirurgie* 268 (1997) 171-179
- Blauth M., Bastian L., Knop C., Lange U., Tusch G.: Interobserverreliabilität bei der Klassifikation von thorakolumbalen Wirbelsäulenverletzungen. *Orthopäde* 28 (1999) 662-681
- Brinckmann P., Biggemann M., Hilweg D.: Prediction of the compressive strength of human lumbar vertebrae. *Clin Biomech* 4 Suppl 2 (1989) 1-27
- Bühren V., Beisse R., Potulski M.: Minimal-invasive Techniken in der Unfallchirurgie. Minimal-invasive ventrale Spondylodesen bei Verletzungen der Brust- und Lendenwirbelsäule. *Chirurg* 68 (1997) 1076-1084
- Bühren V.: Verletzungen der Brust- und Lendenwirbelsäule. *Chirurg* 72 (2001) 865-879

- 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
- Cripton A P., Bruehlmann S.B., Orr T.E., Oxland T.R., Nolte L-P.: In vitro axial preload application during spine flexibility testing: towards reduced apparatus-related artefacts. *J Biomech* 33 (2000) 1559-1568
- 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
- Daniaux H.: Transpedikuläre Reposition und Spongiosaplastik bei Wirbelkörperbrüchen der unteren Brust- und Lendenwirbelsäule. *Unfallchirurg* 89 (1986) 197-213
- Daniaux H., Lang T., Kathrein A., Seykora P.: Morphologische Spätergebnisse nach dorsaler Fusion und transpedikulärer Spongiosaplastik bei Verletzungen des thorakolumbalen Überganges und der Lendenwirbelsäule. *Hefte Unfallchirurgie* 268 (1997) 190-191
- Daniaux H., Wagner M., Kathrein A., Lang T.: Frakturen des thorakolumbalen Überganges. Die konservative Behandlung. *Orthopäde* 23 (1999) 682-691
- Davis P.R.: The use of intra-abdominal pressure in evaluating stresses on the lumbar spine. *Spine* 6 (1981) 90-92
- Denis F.: The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine* 8 (1983) 817-831
- 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
- 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
- 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
- Feil J., Wörsdörfer O.: Ventrale Stabilisierung im Bereich der Brust- und Lendenwirbelsäule. *Chirurg* 63 (1992) 856-865
- 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
- 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
- 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

- Frick H., Leonhardt H., Starck D.: Dorsale Rumpfwand – Wirbelsäule. In: Allgemeine Anatomie und Spezielle Anatomie I. Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York, 1987, 3. Auflage, 451-476
- 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
- Glazer A.P., Colliou O., Lotz J.C., Bradford D.S.: Biomechanical analysis of lumbosacral fixation. Spine 21 (1996) 1211-1222
- Goel V.K., Kong W., Han J.S., Weinstein J., Gilbertson L.G.: A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles. Spine 18 (1993) 1531-1541
- Gotzen L., Junge A., Koppelberg T., Stiletto R.: Fortschritte in der Fixateur-interne-Stabilisierung von thorakolumbalen Wirbelsäulenverletzungen. Unfallchirurg (1995) 79-86
- Gradinger R., Opitz G., Flock K., Hipp E.: Konservative Behandlung von Wirbelsäulenverletzungen. Fortschr Med 106 (1988) 113-116
- Gradinger R., Mittelmeier W., Plötz W.: Endoprothetischer Wirbelkörperersatz bei Metastasen der Lendenwirbelkörper. Operat Orthop Traumatol 11 (1999) 70-78
- Graichen H., Putz R.: Anatomische und funktionelle Aspekte von Brust- und Lendenwirbelsäule. Orthopäde 28 (1999) 424-431
- Grant J.P., Oxland T.R., Dvorak M.F.: Mapping the structural properties of the lumbosacral vertebral endplates. Spine 26 (2001) 889-896
- Grupp T.M., Beisse R., Potulski M., Marnay T., Beger J., Blömer W.: Mechanische Testung der Implantateigenschaften eines thorakoskopisch implantierbaren ventralen Wirbelsäulenstabilisierungssystems. Vergleichende Betrachtung im Korpektomiemodell nach ISO/DIS 12189-2 und in einem neuartigen synthetischen Modell. Orthopäde 31 (2002) 406-412
- 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
- Hall L.T., Esses S.I., Noble C.P., Kamaric E.: Morphology of the Lumbar Vertebral Endplate. Spine 23 (1998) 1517-1523
- 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
- Hitchon P.W., Goel V.K., Rogge T., Grosland N.M., Torner J.: Biomechanical studies on two anterior thoracolumbar implants in cadaveric spines. Spine 24 (1999) 213-218
- Inoue H.: Three-dimensional architecture of the lumbar intervertebral discs. Spine 6 (1981) 139-146

ISO/DIS 12189-2: Implants for surgery -- Mechanical testing of implantable spinal devices -- Part 2: Static and fatigue test methods for spinal implant assemblies using corporectomy models

Jacobs R.R., Asher M.A., Snider R.K.: Dorso-lumbale Wirbelsäulenfrakturen - eine vergleichende Studie zwischen konservativer und operativer Behandlung bei 100 Patienten. Orthopäde 9 (1980) 45-62

James K.S., Wenger K.H., Schlegel J.D., Dunn H.K.: Biomechanical evaluation of the stability of thoracolumbar burst fractures. Spine 19 (1994) 1731-1740

Janevic J., Ashton-Miller J.A., Schultz A.B.: Large compressive preloads decrease lumbar motion segment flexibility. J Orthop Res 9 (1991) 228-236

Johnston C.E., Ashman R.B., Baird A.M., Allard R.N.: Effect of spinal construct stiffness on early fusion mass incorporation. Experimental study. Spine 15 (1990) 908-912

Johnston C.E., Welch R.D., Baker K.J., Ashman R.B.: Effect of spinal construct stiffness on short segment fusion mass incorporation. Spine 20 (1995) 2400-2407

Kääb 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

Kasra M., Shirazi-Adl A., Drouin G.: Dynamics of human lumbar intervertebral joints. Experimental and finite-element investigations. Spine 17(1992) 93-102

Ketterl R., Leitner A.: Differenziertes Konzept zur Versorgung von instabilen Verletzungen der Brust- und Lendenwirbelsäule. Hefte Unfallchirurgie 268 (1997) 180-184

Kleiner J.B., Odom J.A., Moore M.R., Wilson N.A., Huffer W.E.: The effect of instrumentation on human spinal fusion mass. Spine 20 (1995) 90-97

Kluger P., Gerner H.J.: Das mechanische Prinzip des Fixateur externe zur dorsalen Stabilisierung der Brust- und Lendenwirbelsäule. Unfallchirurgie 12 (1986) 68-79

Knop C., Blauth M., Herlein S., Tscherne H.: Klinische und computertomographische Spätergebnisse nach transpedikulärer Spongiosaplastik. Hefte Unfallchirurgie 268 (1997a) 200-203

Knop C., Blauth M., Bastian L., Lange U., Kesting J., Tscherne H.: Frakturen der thoracolumbalen Wirbelsäule - Spätergebnisse nach dorsaler Instrumentierung und ihre Konsequenzen. Unfallchirurg 100 (1997b) 630-639

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. Unfallchirurg 102 (1999a) 924-935

Knop C., Bastian L., Lange U., Blauth M.: Transpedikuläre Spongiosaplastik am thorakolumbalen Übergang. Klinische, röntgenologische und computertomographische Ergebnisse. Orthopäde 28 (1999b) 703-713

- Knop C., Lange U., Bastian L., Blauth M.: Biomechanische Stabilität mit einem neuen Wirbelkörperersatzimplantat. Dreidimensionale Bewegungsanalyse an instrumentierten humanen Wirbelsäulenpräparaten. *Unfallchirurg* 104 (2001) 984-997
- Knopf W., Peach N., Klötzer R., Meier U., Gertler A.: Der Fixateur externe (F.E.) als definitive Behandlungsmethode für instabile thorakolumbale Wirbelbrüche unter Notfallbedingungen - Technische Modifikation und klinische Erfahrungen. *Beitr Orthop Traumatol* 36 (1989) 96-103
- Kolditz D., Kraemer J., Gowin R.: Wasser- und Elektrolytgehalt der Bandscheiben des Menschen unter wechselnder Belastung. *Z Orthop* 123 (1985) 235-238
- Konermann W., Stubbe F., Link Th., Meier N.: Axiale Bruchfestigkeit von thorakolumbalen Wirbelkörpern - eine experimentelle biomechanische Studie. *Z Orthop* 137 (1999) 223-231
- 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
- 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
- Krag M.H.: Biomechanics of the thoracolumbar spinal fixation. A review. *Spine* 16 (1991) [suppl] S84-S99
- Krismer M., Haid C., Behensky H., Kapfinger P., Landauer F., Rachbauer F.: Motion in lumbar functional spinal units during side bending and axial rotation moments depending on the degree of degeneration. *Spine* 25 (2000) 2020-2027
- Langenberg W.: Morphologie, physiologischer Querschnitt und Kraft des M. erector spinae im Lumbalbereich des Menschen. *Z Anat Entwickl Gesch* 132 (1970) 158-190
- Langrana N.A., Lee C.K.: Lumbosacral spinal fusion: biomechanical and clinical considerations. *Seminars in spine surgery* 10 (1998) 172-181
- Lim T-H., An H.S., Hong J.H., Ahn J.Y., You J.W., Eck J., McGrady L.M.: Biomechanical evaluation of anterior and posterior fixations in an unstable calf spine model. *Spine* 22 (1997): 261-266
- 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
- Lindahl O.: Mechanical properties of dried defatted spongy bone. *Acta Orthop Scand* 47 (1976) 11-19
- Mack M.J., Regan J.J., Bobechko W.P., Acuff T.E.: Application of thoracoscopy for diseases of the spine. *Ann Thorac Surg* 56 (1993) 736-738

- Magerl F.P.: Stabilization of the lower thoracic and lumbar spine with external skeletal fixation. *Clin Orthop* 189 (1984) 125-141
- Magerl F., Aebi, M., Gertzbein, S.D., Harms, J. and Nazarian, S.: A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur Spine J* 3 (1994a) 184-201
- Magerl F., Engelhardt P.: Brust- und Lendenwirbelsäule – Verlaufsformen. In: *Orthopädie in Praxis und Klinik, Spezielle Orthopädie (Wirbelsäule – Thorax - Becken)*. Witt A.N., Rettig H., Schlegel K.F. (Hrsg). Thieme, Stuttgart, New York, 1994b, 3.82-3.132
- Mann K.A., McGowan D.P., Fredrickson B.E., Falahee M., Yuan H.A.: A biomechanical investigation of short segment spinal fixation for burst fractures with varying degrees of posterior disruption. *Spine* 15 (1990) 470-478
- McBroom R.J., Hayes W.C., Edwards W.T., Goldberg R.P., White A.A.: Prediction of vertebral body compressive fracture using quantitative computed tomography. *J Bone Joint Surg Am* 67 (1985) 1206-1213
- McLain R.F., Sparling E., Benson D.R.: Early failure of short-segment pedicle instrumentation for thoracolumbar fractures. *J Bone Joint Surg Am* 75 (1993) 162-167
- 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
- Moll K.J., Moll M.: Leibeswand – Skelettelemente der Wirbelsäule. In: *Anatomie Kurzlehrbuch GK1*. Jungjohann Verlagsgesellschaft., Neckarsulm, Lübeck, Ulm, 1995, 14. Auflage, 327-329
- Nachemson A., Morris J. M.: In vivo measurements of intradiscal pressure. *J Bone Joint Surg Am* 46 (1964) 1077-1092
- Nachemson A.: Electromyographic studies on the vertebral portion of the psoas muscle. *Acta Orthop Scand Suppl* 43 (1966a) 177-190
- Nachemson A.: The load on lumbar discs in different positions of the body. *Clin Orthop* 45 (1966b) 107-122
- Nachemson A., and Evans, J.: Some mechanical properties of the third human lumbar inter-laminar ligament (ligamentum flavum). *J Biomech* 1 (1968) 211-220
- Nachemson A.: The lumbar spine an orthopaedic Challenge. *Spine* 1 (1976) 59-71
- Nachemson A.: Disc pressure measurements. *Spine* 6 (1981) 93-96
- Nagel D.A., Kramers P.C., Rahn B.A., Cordey J., Perren S.M.: A paradigm of delayed union and nonunion in the lumbosacral joint. *Spine* 16 (1991) 553-559
- Netter F.H.: Teil II - Rücken und Rückenmark – Knochen und Bänder. In: *Atlas der Anatomie des Menschen*. Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York, 1997, 2. Auflage, Tafeln 142-147

- Nolte L.-P., Steffen R., Krämer J., Jergas M.: Der Fixateur interne: Eine vergleichende biomechanische Studie verschiedener Systeme. *Akt Traumatol* 23 (1993) 20-26
- Olah A.J.: Metabolische Läsionen – Osteoporose. In: *Allgemeine und spezielle Pathologie*. Riede U.-N., Schaefer H.-E. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York, 1999, 4. Auflage, 1118-1121
- Oxland T.R., Lin R.-M., Panjabi M.M.: Three-dimensional mechanical properties of the thoracolumbar junction. *J Orthop Res* 10 (1992) 573-580
- Panjabi M.M.: Dreidimensionale Testung der Stabilität von Wirbelsäulenimplantaten. *Orthopäde* 20 (1991) 106-111
- Panjabi M.M., Goel V., Oxland T., Takata K., Duranceau J., Krag M., Price M.: Human lumbar vertebrae; quantitative three-dimensional anatomy. *Spine* 17 (1992) 299-306
- Panjabi M.M., Oxland T.R., Yamamoto I., Crisco J.J.: Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *J Bone Joint Surg Am* 76 (1994a) 413-424
- 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
- Pearcy M.J., Bogduk N.: Instantaneous axes of rotation of the lumbar intervertebral joints. *Spine* 13 (1988) 1033-1041
- Plaue R.: Die Mechanik des Wirbelkörperkompressionsbruchs. *Z Orthopädie* 112 (1974) 870-872
- Potulski M., Beisse R., Bühren V.: Die thorakoskopisch gesteuerte Behandlung der „vorderen Säule“. *Orthopäde* 28 (1999) 723-730
- Putz R.: Zur Morphologie und Rotationsmechanik der kleinen Gelenke der Lendenwirbel. *Z Orthop* 114 (1977) 902-912
- Regan J.J., Mack M.J., Picetti G.D.: A technical report on video-assisted thoracoscopy in thoracic spinal surgery. Preliminary description. *Spine* 20 (1995) 831-837
- Regan J.J., Yuan H., McAfee P.C.: Laparoscopic fusion of the lumbar spine: minimally invasive spine surgery. *Spine* 24 (1999) 402-411
- Rico H., Revilla M., Cardenas J.L., Villa L.F., Fraile E., Martín F.J., Arribas I.: Influence of weight and seasonal changes on radiogrammetry and bone densitometry. *Calcif Tissue Int* 54 (1994) 358-388
- Ritzert B.: Mit Psychologie gegen die Rückenschmerz-Epidemie. *Süddeutsche Zeitung* 20.02.2001, V2/14
- Roaf R.: A study of the mechanics of spinal injuries. *J. Bone Joint Surg Br* 42 (1960) 810-823

- Rockoff S. D., Sweet, E. and Bleustein J.: The relative contribution of trabecular cortical bone to the strenght of human lumbar vertebrae. *Calcif Tissue Int* 3 (1969) 163-175
- Rohlmann A., Bergmann G., Graichen F., Mayer H-M.: Telemeterized load measurement using instrumented spinal internal fixators in a patient with degenerative instability. *Spine* 20 (1995) 2683-2689
- Rohlmann A., Bergmann G., Graichen F., Weber U.: Die Belastung des Wirbel-Fixateur-interne. *Orthopäde* 28 (1999) 451-457
- Rosenthal D., Rosenthal R., Simone A.: Removal of a protruded thoracic disc using microsurgical endoscopy. A new technique. *Spine* 19 (1994) 1087-1091
- Roy-Camille R., Saillant G., Marie-Anne S., Mamoudy P.: Behandlung von Wirbelfrakturen und -luxationen am thorakolumbalen Übergang. *Orthpäde* 9 (1980) 63-68
- Schendel M.J., Wood K.B., Buttermann G.L., Lewis J.L., Ogilvie J.W.: Experimental mesurement of ligament force, facet force, and segment motion in the human lumbar spine. *J Biomech* 26 (1993) 427-438
- 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 Suppl 1 (2001) 65-66
- Schreiber U., Bence T., Grupp T., Steinhauser E., Mückley T., Mittelmeier W., Beisse R.: Is a single antero lateral screw-plate fixation for the treatment of spinal fractures in the thoracolumbar junction sufficient? A Biomechanical in vitro Investigation. *Eur Spine J* (2005) 14:197-204
- Schultheiss M., Wilke H-J., Arand M.: Thorakolumbale Berstungsfrakturen: ein biomechanischer Vergleich von ventralen, dorsalen und kombinierten Stabilisierungen. *Hefte Unfallchirurgie* 268 (1997) 194-195
- 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* 64A (1982) 713-720
- 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
- Shirazi-Adl A., Ahmed A.M., Shrivastava S.C.: A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments. *J Biomech* 19 (1986) 331-350
- Shono Y., McAfee PC., Cunningham BW.: Experimental study of thoracolumbar burst fractures. A radiographic and biomechanical analysis of anterior and posterior instrumentation systems. *Spine* 19 (1994) 1711-1722
- 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

- Steffen R., Nolte L.P., Jergas M.: Biomechanische Überlegungen zur Anwendung von Fixateur interne Systemen bei Wirbelsäuleneingriffen. *Z Orthop* 133 (1995) 130-135
- Stempel A., Plitz W., Kühle J., Seidel T., Sukopp C.: Biomechanische Voraussetzungen zur Stabilitätsuntersuchung von Osteosyntheseverfahren an der Wirbelsäule. *Unfallchirurg* 97 (1994) 343-346
- Stubbs D.A.: Trunk stresses in construction and other industrial workers. *Spine* 6 (1981) 83-89
- 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
- Vahldiek M.J., Panjabi M.M.: Stability potential of spinal instrumentations in tumor vertebral body replacement surgery. *Spine* 23 (1998) 543-550
- Vahldiek M., Gossè F., Panjabi M.M.: Stabilität ventraler, dorsaler und kombinierter Spondylodesen beim Wirbelkörperersatz. *Orthopäde* 31 (2002) 508-513
- 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
- Vazquez-Seoane P., Yoo J., Zou D., Fay L.A., Fredrickson B.E., Handal J.C., Yuan H.A., Edwards W.T.: Interference screw fixation of cervical grafts. A combined in vitro biomechanical and in vivo animal study. *Spine* 18 (1993) 946-954
- Wahner H.: Measurements of bone mass and bone density. *Endocrinol Metab Clin North Am* 18 (1989) 995-1012
- Wawro W., Konrad L., Aebi M.: Die monosegmentale Montage des Fixateur interne bei der Behandlung von thorakolumbalen Wirbelfrakturen. *Unfallchirurg* (1994) 114-120
- Weckbach A., Blattert T.: Die thoracolumbale Wirbelsäulenverletzung – Operationsindikation und –zeitpunkt. *Zentralbl Chir* 123 (1998) 930-935
- Wenda K., Hachenberger R., Thiem N.: Postoperatives MR als Entscheidungsgrundlage für eine rein dorsale Instrumentation oder zusätzliches ventrale Fusion bei thorakolumbalen Frakturen. *Hefte Unfallchirurgie* 268 (1997) 184-187
- Weinhoffer S.L., Guyer R.D., Herbert M., Griffith S.L.: Intradiscal pressure measurements above an instrumented fusion. *Spine* 20 (1995) 526-531
- White A. A. and Panjabi, M. M.: *Clinical Biomechanics of the Spine*. J. B. Lippincott Co. Philadelphia, 1990, 2nd edition
- Whitesides T.E.: Traumatic kyphosis of the thoracolumbar spine. *Clin Orthop* 128 (1977) 78-92

- 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
- Wilke H.-J.: Möglichkeiten und Grenzen der biomechanischen in vitro Testung von Wirbelsäulenimplantaten. Habilitationsschrift, Ulm 1996
- Wilke H.-J., Kettler A., Claes L.E.: Are sheep spines a valid biomechanical model for human spines? *Spine* 22 (1997a) 2365-2374
- Wilke H.-J., Krischak S.T., Wenger K., Claes L.: Load-displacement properties of the thoracolumbar calf spine: experimental results and comparison to known human data. *Eur Spine J* 6 (1997b) 129-137
- Wilke H.-J., Wenger K., Claes L.: Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. *Eur Spine J* 7 (1998) 148-154
- 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
- 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? A comparison of in vivo and in vitro load components in an internal fixator. *Spine* 26 (2001a) 636-642
- Wilke H.-J., V., 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
- 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
- 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
- Woitge H.W., Knothe A., Witte K., Schmidt-Gayk H., Ziegler R., Lemmer B., Seibel M.: Circannual rhythms and interactions of vitamin D metabolites, parathyroid hormone, and biochemical markers of skeletal homeostasis: A Prospektive Study. *J Bone Miner Res* 12 (2000) 2443-50
- Yamamoto I., Panjabi M.M., Crisco T., Oxland T.: Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. *Spine* 14 (1989) 1256-1260
- Zimmermann M.C., Vuono-Hawkings 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 Anhang

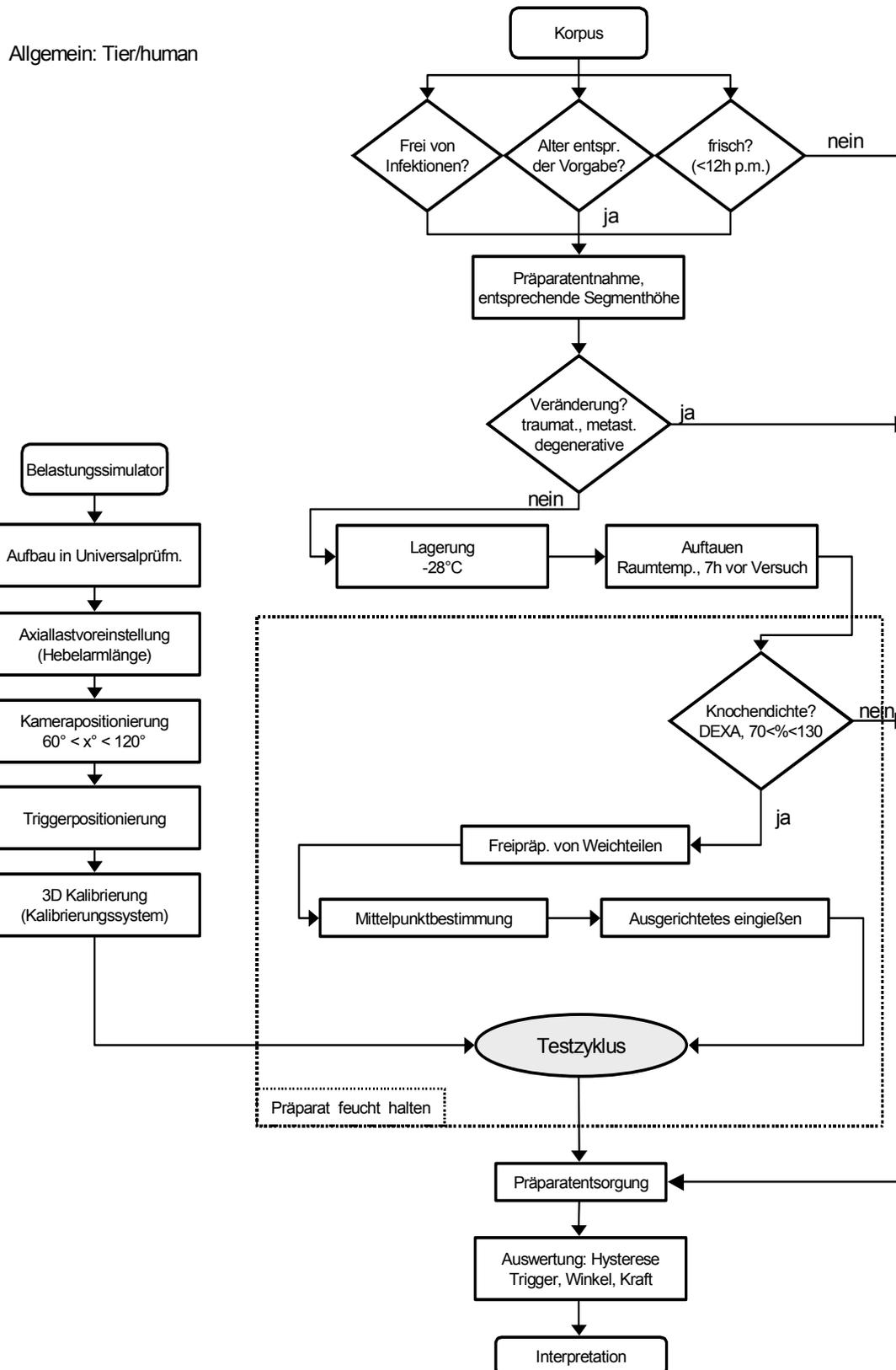


Abb. 9.1: Flussdiagramm des Gesamtablaufes

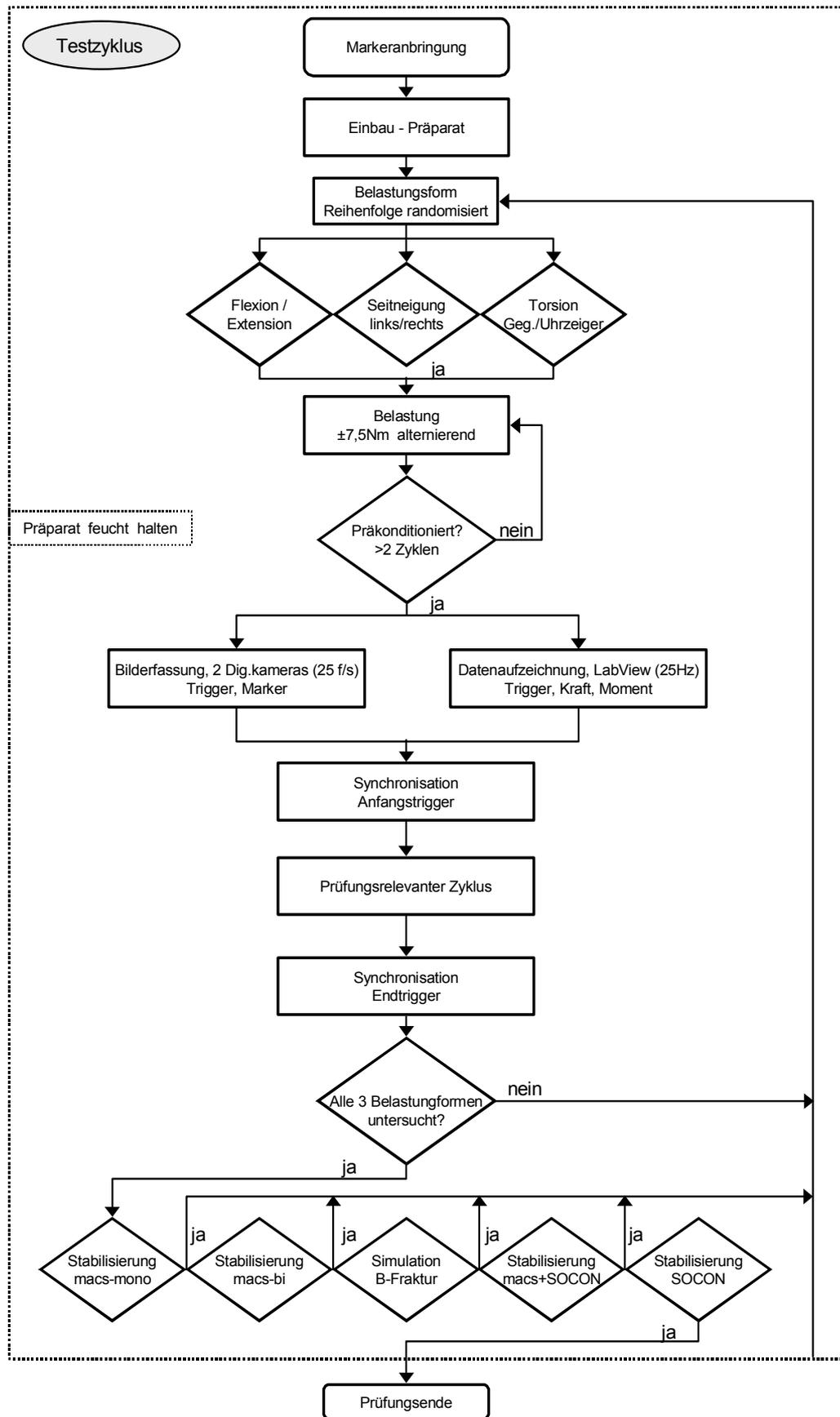


Abb. 9.2: Flussdiagramm des Prüfablaufes

10 Danksagung

Für die Unterstützung, die ich im Rahmen der Ausführung der vorliegenden Arbeit erhalten habe, möchte ich besonders danken:

- Herrn Univ.-Prof. Dr. Reiner Gradinger, für die Nutzungsmöglichkeit der Laboreinrichtungen.
- Herrn Univ.-Prof. Dr. Wolfram Mittelmeier für die Vergabe des Themas und die Unterstützung bei der Ausarbeitung der Dissertationsschrift.
- Herrn Dr.-Ing. Ulrich Schreiber, für die Konstruktion des Prüfstandes einschließlich der Software, die Einarbeitung an den Prüfgeräten sowie die intensive Hilfestellung in weiterführenden technischen Fragen.
- Herrn Prof. Dr. Rudolf Beisse, für die sachgerechte Implantation der Stabilisierungssysteme.
- Herrn Dr.-Ing. Erwin Steinhauser, für wertvolle technische Ratschläge.
- Allen Mitarbeitern der Abteilung für Biomechanik der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der TU München
- Den Herren Dr.-Ing. Thomas Grupp, und Dipl.-Ing. Jens Beger, für die Bereitstellung der genannten Implantatsysteme.
- Herrn Thomas Wiesner, Zivildienstleistender am o.g. Biomechaniklabor, für die wertvolle Mitarbeit bei Durchführung und Auswertung der Versuche.
- Den Werkstätten des Klinikums rechts der Isar und der ZHS, für die Unterstützung bei der Fertigung des Prüfstandes
- Den Herren Dipl.-Math. Andreas Alpers, Dr. Andreas Brieden, Lehrstuhl für Kombinatorische Geometrie, Arbeitsgruppe Angewandte Geometrie & Diskrete Mathematik
- Dipl.-Math. Andreas Huber, Olympiastützpunkt München, Abt. Biomechanik und Trainingswissenschaft
- Den Herren Dr. Michael Hennig sowie Med. Dok. Christoph Klauss, Institut für Medizinische Statistik und Epidemiologie des Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München für ihre freundliche Unterstützung bei der statistischen Auswertung.
- Klemens Burgardt, Lehrstuhl für Bewegungs- und Trainingslehre.
- Meiner Familie – köszönöm.