

Aus dem Universitätsklinikum Münster

Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie

Direktor: Univ.- Prof. Dr. med. Michael J. Raschke

---

**Entwicklung, Evaluation und Anwendung einer 3D  
Bewegungsanalyse in Kombination mit einem  
robotergestützten Wirbelsäulenprüfstand und  
deren Bedeutung für klinische Fragestellungen**

HABILITATIONSSCHRIFT

zur

Erlangung der **venia legendi**

für das Fach Orthopädie und Unfallchirurgie

der Hohen Medizinischen Fakultät

der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von

Dr. med. René Hartensuer

Münster 2015

Dekan: Univ.- Prof. Dr. med. Dr. h.c. Wilhelm Schmitz

**Meiner Frau Marion  
und meinen Kindern Jakob, Lina und Emma  
in Liebe und tiefer Dankbarkeit gewidmet.**

## Inhaltsverzeichnis

<b>INHALTSVERZEICHNIS .....</b>	<b>3</b>
<b>VERZEICHNIS DER ABKÜRZUNGEN.....</b>	<b>5</b>
<b>BIBLIOGRAPHISCHE BESCHREIBUNG .....</b>	<b>6</b>
<b>EINLEITUNG.....</b>	<b>7</b>
KONVENTIONEN FÜR EINEN WIRBELSÄULENPRÜFSTAND .....	11
BIOMECHANISCHE PARAMETER .....	15
<i>Neutrale Zone (NZ)</i> .....	15
<i>Elastische Zone (EZ)</i> .....	15
<i>Neutralposition:</i> .....	15
<i>Bewegungsausmaß (Range of Motion, ROM):</i> .....	16
<i>Steifigkeit der Neutralen Zone (NZs):</i> .....	16
<i>Steifigkeit der Elastischen Zone (Ezs):</i> .....	16
<i>Instabilität:</i> .....	16
PRINZIPIELL EXISTIEREN ZWEI ETABLIERTE TESTPROTOKOLLE: .....	17
BEWEGUNGSANALYSE, PRINZIPIEN UND ANWENDUNG IN DER BIOMECHANISCHEN	
WIRBELSÄULENFORSCHUNG .....	20
<i>Akustische Systeme:</i> .....	20
<i>Optische Systeme:</i> .....	21
<i>Referenzierung der Koordinatensysteme</i> .....	23
FINITE HELIKALE AXSEN (FHA) .....	24
MÖGLICHKEITEN UND GRENZEN DER BEANTWORTUNG VON KLINISCHEN	
FRAGESTELLUNGEN IM KINEMATISCHEN MODEL .....	27
ZIELSETZUNG DER EIGENEN ARBEITEN .....	28
<b>MATERIALIEN UND METHODEN .....</b>	<b>30</b>
<i>Präparate</i> .....	30
<i>Prüfstand</i> .....	30
<i>Bewegungsanalyse</i> .....	31
<i>Einbettung</i> .....	31
<i>Methode und Algorithmus zur Verwendung von individuellen</i> <i>morphologischen CT-Daten anstelle anatomischer Landmarken bei der</i> <i>Referenzierung der Koordinatensysteme</i> .....	34
<i>Verarbeitung und Auswertung der Rohdaten</i> .....	37
<i>Implementierung einer Rumpflastsimulation für den</i> <i>robotergestützten Prüfstand</i> .....	38
TECHNISCHE EVALUATION UND VALIDIERUNG DES PRÜFSTANDES .....	41
BIOMECHANISCHE EVALUATION UND VALIDIERUNG DES PRÜFSTANDES .....	42
MONOSEGMENTALE ANWENDUNG DES PRÜFSTANDES MIT KLINISCHER	
FRAGESTELLUNG .....	43
<i>Besonderheiten und Anpassungen des Prüfstandes für die</i> <i>monosegmentale Testung</i> .....	44
<i>Testprotokoll und Randomisierung</i> .....	47
<i>Datenaufbereitung und Auswertung</i> .....	48
MULTISEGMENTALE ANWENDUNG DES PRÜFSTANDES MIT INNOVATIVER	
KLINISCHER FRAGESTELLUNG .....	49
<i>Studien Design</i> .....	49
<i>Präparation und Einbettung</i> .....	51

## Inhaltsverzeichnis

<i>Kinematisches Testprotokoll</i> .....	52
<i>Statistische Auswertung</i> .....	54
ANWENDUNG DES PRÜFSTANDES ZUR EVALUATION INNOVATIVER EXPERIMENTELLER FRAGESTELLUNG [86] .....	55
<b>ERGEBNISSE</b> .....	<b>58</b>
TECHNISCHE EVALUATION UND VALIDIERUNG DES PRÜFSTANDES .....	58
BIOMECHANISCHE EVALUATION UND VALIDIERUNG DES PRÜFSTANDES .....	59
REFERENZIERUNG DER LOKALEN KOORDINATENSYSTEME ANHAND INDIVIDUELLER SCHNITTBILDGEBUNG .....	62
MONOSEGMENTALE ANWENDUNG DES PRÜFSTANDES MIT KLINISCHER FRAGESTELLUNG .....	63
MULTISEGMENTALE ANWENDUNG DES PRÜFSTANDES MIT KLINISCHER FRAGESTELLUNG .....	69
<i>Kinematik des Zielsegmentes L3 – L4:</i> .....	69
<i>Einfluss auf die angrenzenden Segmente L2/3 und L4/5:</i> .....	75
<i>Druckverteilung</i> .....	75
FINITE HELIKALE ACHSEN .....	79
<i>Berechnung von Finite Helikale Achsen (FHA) aus Daten der     Validierungsstudie [85]</i> .....	79
<i>Möglichkeit der Darstellung der FHAs nach anatomischer Korrelation     mit dem spezifischen 3D-CT-Datensatz</i> .....	81
ANWENDUNG DES PRÜFSTANDES ZUR EVALUATION INNOVATIVER EXPERIMENTELLER FRAGESTELLUNG [86] .....	83
<b>DISKUSSION</b> .....	<b>85</b>
TECHNISCHE VALIDIERUNG DES PRÜFSTANDES .....	85
BIOMECHANISCHE VALIDIERUNG DES PRÜFSTANDES .....	86
KORREKTUR DER KOORDINATENSYSTEME ANHAND INDIVIDUELLER BILDMORPHOLOGISCHER PARAMETER .....	90
MONOSEGMENTALE ANWENDUNG DES PRÜFSTANDES MIT KLINISCHER FRAGESTELLUNG .....	91
<i>Limitationen</i> .....	93
<i>Ausblick für die Klinik</i> .....	93
MULTISEGMENTALE ANWENDUNG DES PRÜFSTANDES MIT KLINISCHER FRAGESTELLUNG .....	94
ANWENDUNG DES PRÜFSTANDES ZUR EVALUATION INNOVATIVER EXPERIMENTELLER FRAGESTELLUNG .....	98
<i>Limitationen</i> .....	100
<i>Fazit</i> .....	100
FINITE HELIKALE ACHSEN .....	101
KORRELATION DER INDIVIDUELLEN ANATOMIE MIT DER OPTISCHEN BEWEGUNGSANALYSE .....	103
<b>SCHLUSSBETRACHTUNG</b> .....	<b>104</b>
<b>LITERATUR</b> .....	<b>106</b>
<b>ABBILDUNGEN</b> .....	<b>118</b>
<b>TABELLEN</b> .....	<b>120</b>
<b>DANKSAGUNG</b> .....	<b>121</b>
<b>LEBENS LAUF</b> .....	<b>123</b>

## Verzeichnis der Abkürzungen

3D	Dreidimensional
ASD	Anschlußdegeneration, "Adjacent Segment Disease"
BMD	Knochendichte, "Bone Mineral Density"
CoR	Rotationszentrum, "Center of Rotation"
CSOptotrak	Koordinatensystem der Optischen Bewegungsanalyse
CT	Computertomographie
DoF	Freiheitsgrad, "Degree of Freedom"
EZ	Elastische Zone
EZs	Steifigkeit in der Elastischen Zone
F	Kraft, "Force"
F abs	absoluter Translationsfehler
F rel	relativer Translationsfehler
FDA	Lebensmittelüberwachungs- und Arzneimittelzulassungsbehörde der Vereinigten Staaten, "U.S. Food and Drug Administration"
FHA	Finite Helikale Achse
FM	Finite Modelle
FSU	Bewegungssegment "Functional Spinal Unit"
FW	Facet Wedge
IMF	Innovative Medizinische Forschung
ISB	International Society of Biomechanics
M	Moment
Mx	Moment in x-Richtung (Seitliche Neigung)
My	Moment in y-Richtung (Extension oder Flexion)
Mz	Moment in z-Richtung (Rotation)
NDI	Northern Digital
NZ	Neutrale Zone
NZs	Steifigkeit in der Neutralen Zone
ProC	Prototyp Cage (Patente: US 8'551'173, US 8'940'052 und EP 2'237'748)
Proc.	Prozess
PS	Pedikelschraube
Q1, Q3	erstes und drittes Quartil
qCT	Quantitative Computertomographie
R	Rotation
RB	Rigid Body
RoM	Bewegungsausmaß, "Range of Motion"
STC	Standardization and Terminology Committee
SynC	SynCage LR (S), Standardfusionscage von DePuy Synthes Spine
T	Translation
TLS	Translamina Schraube
WWU	Westfälische Wilhelms-Universität Münster

## **Bibliographische Beschreibung**

**Titel der Arbeit:** Entwicklung, Evaluation und Anwendung einer 3D Bewegungsanalyse in Kombination mit einem robotergestützten Wirbelsäulenprüfstand und deren Bedeutung für klinische Fragestellungen

Habilitationsschrift

Münster, 23.09.15

Autor: Dr. med. René Hartensuer

Seitenzahl:	125
Anzahl der Abbildungen:	49
Anzahl der Tabellen:	4
Anzahl der Literaturstellen:	124
Anzahl der eigenen zitierten Arbeiten:	7

## Einleitung

Die physiologische Bewegung der Wirbelsäule ist ein komplexes Zusammenspiel von verschiedenen Bewegungsarten und Bewegungsqualitäten.

Insgesamt setzt sich jede Bewegung der Wirbelsäule aus sechs Freiheitsgraden zusammen. Dieses Zusammenspiel von translatorischen und rotatorischen Komponenten wird als gekoppelte Bewegung definiert und ist von den individuellen anatomischen Gegebenheiten beeinflusst [1].

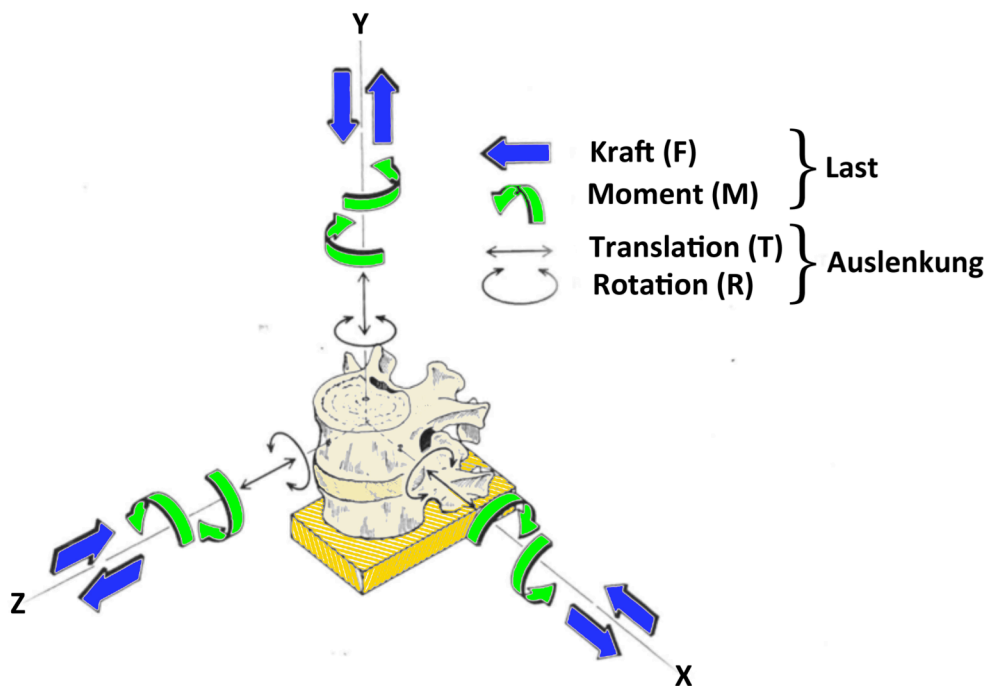


Abbildung 1: Schematische Darstellung der entsprechenden Freiheitsgrade und Bewegungen eines Wirbelsäulenbewegungssegmentes (FSU) nach White und Panjabi [1].



## Einleitung

Da das komplette Erfassen dieser gekoppelten Bewegungen bis heute zu komplex ist, sind verschiedene Konventionen getroffen worden, um zumindest einen Teilaspekt experimentell abbilden und erfassen zu können. Eine direkte Übertragung der experimentell gewonnenen Daten auf die tatsächlichen Gegebenheiten *in vivo* sind jedoch nur mit sehr großen Einschränkungen möglich [2].

Dennoch bieten die im folgenden dargestellten Empfehlungen [3] eine Basis zur vereinheitlichten Untersuchung zumindest des passiven Bewegungsapparates *in vitro* dar:

Zwei benachbarte Wirbelkörper mit der dazugehörigen Bandscheibe und intaktem Bandapparat werden als Bewegungssegment (Functional Spinal Unit, FSU) bezeichnet. Die FSU gilt als kleinste funktionelle Einheit der Wirbelsäule.

Für die Testung wurde ein orthogonales rechtshändisches dreidimensionales Koordinatensystem definiert.

Diese Konvention gilt als Standard und wurde vom Standardization and Terminology Committee (STC) der International Society of Biomechanics (ISB) nochmals entsprechend definiert [4].

Hieraus ergeben sich die folgenden Achsen: „X“ nach vorne oder ventral, „Y“ nach links und „Z“ nach oben bzw. kranial (Abbildung 1).

Konsekutiv ist die Transversalebene der Wirbelsäule als „x-y“ Ebene, die Sagittalebene als „x-z“ Ebene und die Frontalebene als „y-z“ Ebene definiert. Diese Definition basiert auf der Industrienorm ISO 2631 (VDI 2057) und wurde bereits 1994 von der Scoliosis Research Society übernommen [5].

## *Einleitung*

Die so definierten Ebenen sind die Basis der Darstellung verschiedener Bewegungen und deren Messung.

Weiter wird zwischen einem globalen und einem lokalen Koordinatensystem unterschieden.

Unter globalem Koordinatensystem ist ein Koordinatensystem definiert, dass für den gesamten Prüfstand Gültigkeit hat.

Der Ursprung des globalen Koordinatensystems muss klar definiert sein. In Anlehnung an die Empfehlungen von White und Panjabi [1] ist dieser bei allen Versuchen in die Deckplatte des kaudalen eingebetteten Wirbelkörpers gelegt. Das Präparat soll so orientiert werden, dass die x-y-z Achsen des Koordinatensystems mit der anatomischen Orientierung des aufrecht eingebetteten Wirbelkörpers übereinstimmen.

In einem globalen Koordinatensystem können beliebig viele lokale Koordinatensysteme definiert werden. Hierbei sollte der Ursprung in einem biomechanisch relevanten Punkt im Wirbelkörper liegen. Da hierbei unterschiedliche Ursprünge definiert werden können, muss der gewählte Punkt angegeben werden.

Unabhängig von der applizierten Belastung kann die resultierende Belastung mittels drei Kräften (F) und drei Momenten (M), welche auf einen definierten Punkt einwirken, beschrieben werden. Die resultierende Auslenkung setzt sich aus Translation (T) und Rotation (R) zusammen (Abbildung 1).

Mit der korrekten Orientierung des Koordinatensystems, resultieren die Belastungsmodalitäten mit den folgenden definierten Richtungen:

- Seitliche Neigung nach rechts und links ergibt ein reines Moment in +/- Mx Richtung

## Einleitung

- Flexion und Extension sind als reine Momente in +/-  $M_y$  Richtung definiert
- Axiale Rotation nach links und rechts resultieren in einem reinen Moment in +/-  $M_z$  Richtung
- Anterior-/posteriore Scherkräfte sind als Kräfte in +/-  $F_x$  Richtung definiert
- Links/rechts Scherkräfte werden als Kräfte in +/-  $F_y$  Richtung dargestellt
- Distraktions-/Kompressionskräfte als Kräfte in +/-  $F_z$  Richtung definiert

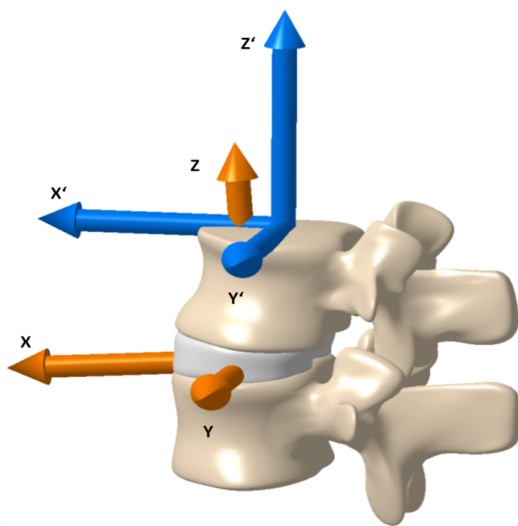
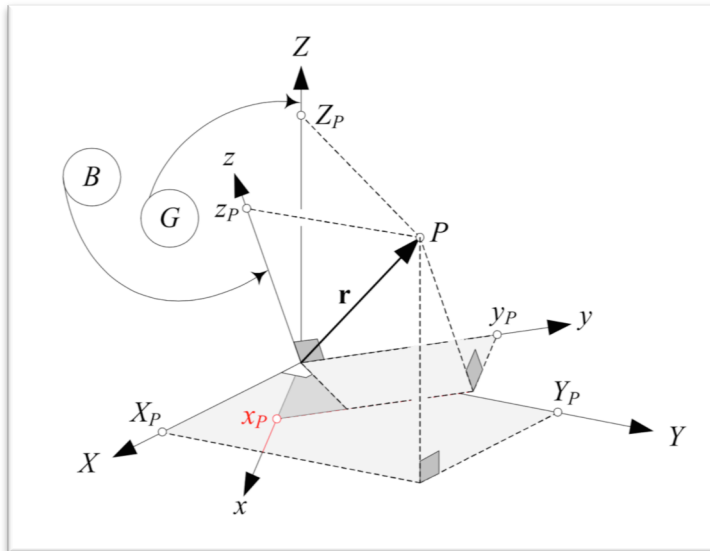


Abbildung 2: Raumorientierung für Lagebeziehungen der Koordinatensysteme der einzelnen Wirbelkörper mit Darstellung der entsprechenden Eulerschen Winkel.

Diese Auslenkung kann sowohl für das gesamte Präparat als auch für ein Konstrukt oder Bewegungssegment beobachtet werden (Abbildung 2). Hierbei wird die Bewegung eines Wirbelkörpers in Relation zu einer anderen als „relative Bewegung“ bezeichnet. Diese relative Bewegung wird durch eine Transformation des lokalen Koordinatensystems dargestellt und erfasst (Abbildung 3).



**Abbildung 3: Schematische Darstellung der Rotation eines Körpers in einem kartesischen Koordinatensystem.**

Der rotierte Körper (B) rotiert um einen fixen Punkt des globalen Koordinatensystem (G) [6].

*Mit freundlicher Genehmigung von Springer Science and Business Media.*

Die Bewegung in der gleichen Richtung, in der die Belastung appliziert wird, bezeichnet man als primäre Bewegung. Resultierende Bewegungen in andere Richtungen werden als gekoppelte Bewegungen bezeichnet.

In einem so definierten Koordinatensystem können die entsprechenden Eulerschen Winkel in den bekannten unabhängigen Bewegungsrichtungen Flexion – Extension, seitliche Neigung und axiale Rotation dargestellt werden.

Diese Erfassung der einzelnen Vektoren mit einem klar definierten Ursprung (Ortsvektor) lässt eine Transformation der Vektoren (lokalen) Koordinatensystem in ein anderes (globales) Koordinatensystem zu.

### ***Konventionen für einen Wirbelsäulenprüfstand***

Zur Harmonisierung und zum Erreichen einer mehr oder weniger guten Vergleichbarkeit der Ergebnisse verschiedener Arbeitsgruppen wurden folgende Anforderungen an einen Wirbelsäulenprüfstand definiert [3]:

- Das Präparat soll in der Lage sein, sich frei in allen sechs Freiheitsgraden bewegen zu können.

## Einleitung

- Der Prüfstand soll in der Lage sein, alle sechs Belastungsmodalitäten unabhängig von einander testen zu können. Dies schließt Flexions-/Extensionsmomente, seitliche Neigung nach rechts und links und axiale Kompression sowie Scherkräfte in der sagittalen und frontalen Ebene ein.
- Weiter sollten alle diese Belastungsmodalitäten kombinierbar sein.
- Die Belastung sollte kontinuierlich und schrittweise erfolgen.
- Das Präparat soll kontinuierlich in einer positiven und negativen Auslenkung getestet werden (z.B. vorwärts-rückwärts oder rechts-links). Hieraus ergibt sich eine komplette Belastungs-Deformationskurve, welche den gesamten Bewegungsumfang in der vorgegebenen Richtung abbildet.
- Das Präparat wird einer definierten Anzahl an kompletten Bewegungen, sog. Prä-Zyklen, unterworfen. Erst nach diesen Zyklen beginnt die eigentliche Messung. Dies erhöht die Reproduzierbarkeit von biomechanischen Ergebnissen und mindert viscoelastische Effekte der Präparate.

Diese Konventionen bilden die Grundlage für zahlreiche biomechanische Fragestellungen [7].

Hierbei konnten unter anderem wichtige Erkenntnisse zu Instabilitäten [8-10], Trauma [11,12], rigider Fixierungsmethoden [3,8,13-15] sowie dynamischer Stabilisierungssysteme gewonnen werden [16-18] .

Allerdings findet sich hierbei trotz der definierten Anforderungen eine hohe Varianz an der technischen Umsetzung von Versuchsaufbauten.

Diese variieren u.a. erheblich und reichen von manuellem Anhängen von Gewichten an einen definierten Hebelarm [9], über elektromagnetische [19] und schrittmotorgesteuerte Antriebe [20,21] bis hin zu Testaufbauten, die über pneumatische Steuerungen und Seilzüge realisiert wurden [22] (Tabelle 1).

## *Einleitung*

Auch die verwendeten Momente sind nicht einheitlich, so dass ein direkter qualitativer Vergleich der einzelnen Studien nur mit Einschränkungen erfolgen kann (Tabelle 1 und 4).

## Einleitung

**Tabelle 1: Auswahl unterschiedlicher Testaufbauten zur kinematischen Wirbelsäulentestung**

Arbeitsgruppe	Antrieb	Verwendete Methode	Messung	axiale Vorlast
Wilke et al. [20]	Schrittmotoren / pneumatisch	Flexibilitätsmethode $\pm 7,5\text{Nm}$ Reine Momente	Kraftmessdose	
Chung et al. [23]	Schrittmotoren	Flexibilitätsmethode 8 bis 10Nm Reine Momente	Kraftmessdose Speckle Displacement Instrumentation	200N
Abumi et al. [8]	pneumatisch Seilzüge	Flexibilitätsmethode 8Nm Reine Momente	fotographische Analyse	200N
Busscher et al. [19]	elektromagnetisch (Zwick)	Steifigkeitsmethode 0,5° limitiert auf 4Nm	Kraftmessdose Optisches Meßsystem (Optotrak)	Präkonditionierung mit Vorlast Test ohne Vorlast
Panjabi et al. [22]	pneumatisch Seilzüge	Flexibilitätsmethode bis 15Nm	fotographische Analyse	150N
Beaubien et al. [24]	Schrittmotoren , hydraulisch	7,5Nm Rampenprotokoll 0.32Nm/sec	Kraftmessdose passive optische Bewegungsanalyse (VICON)	100N
Goel et al. [9]	schrittweises Anhängen von Gewichten	6,9Nm	manuelles Ausmessen der Auslenkung/Rotation	keine

### **Biomechanische Parameter**

Eine Übersicht der im Folgenden erläuterten biomechanischen Parameter ist in der Last-Deformations-Kurve in Abbildung 4 dargestellt.

#### **Neutrale Zone (NZ)**

Der Begriff der Neutralen Zone wurde von Panjabi eingeführt und soll ein Maß für die Labilität des Präparates darstellen. Sie beschreibt den Bewegungsumfang, in dem sich das Präparat ohne applizierte Belastung frei bewegen kann. Allerdings ist die Neutrale Zone zur Charakterisierung mechanischer Eigenschaften von Strukturen des Haltungs- und Bewegungsapparates nicht unumstritten [25]. Die Kritik basiert maßgeblich auf der Beobachtung, dass die Größe der Neutralen Zone von den Versuchsbedingungen abhängt. Sie hängt maßgeblich vom Maximalwert der zuvor wirkenden Belastung ab [26]. Dennoch stellt die Neutrale Zone einen wichtigen Parameter in der biomechanischen Wirbelsäulenforschung dar. Ihr wird insofern eine klinische Bedeutung zugemessen, dass eine Vergrößerung der Neutralen Zone mit einer Zunahme an Instabilität korreliert wird. Diese muss dann durch den aktiven Bewegungsapparat oder durch kompensatorische Veränderungen, wie z.B. Ausbildung von Spondylophyten, oder durch operative Maßnahmen ausgeglichen werden [27].

#### **Elastische Zone (EZ)**

Die Deformation gemessen vom Ende der Neutralen Zone bis zum Punkt der maximalen Belastung ist als Elastische Zone definiert. Hierbei erfolgt die Bewegung gegen den Widerstand des passiven Bewegungsapparates, der letztendlich auch die Grenzen der physiologischen Bewegung bedingt.

#### **Neutralposition:**

Die resultierende Hysteresekurve beinhaltet zwei Punkte, an denen eine gewisse Deformierung, aber keine Belastung stattfindend (Schnittpunkt mit der Y-Achse). Diese Punkte resultieren aus den beiden gegenläufigen



## Einleitung

Bewegungen (z.B. Extension/Flexion). Die Neutralposition ist als berechnete Mitte zwischen diesen beiden Punkten definiert.

### **Bewegungsausmaß (Range of Motion, ROM):**

Das Bewegungsausmaß beschreibt die Summe aus Neutraler Zone und Elastischer Zone in einer Bewegungsrichtung (z.B. Flexion). Dieses wird im Model maßgeblich durch den passiven Bewegungsapparat bestimmt. Hierbei sind einzelne Strukturen wie z.B. Facettengelenke, der posteriore Bandapparat oder die Bandscheiben für die verschiedenen Bewegungsmodalitäten von unterschiedlicher Bedeutung [28].

### **Steifigkeit der Neutralen Zone (NZs):**

Die Steifigkeit charakterisiert die relative Laxizität eines Präparates oder eines Konstrukts. Sie ist als Quotient der Belastung durch die Deformation definiert. Da die Last-Deformationskurve keine lineare Beziehung aufweist, muss definiert werden, zwischen welchen Punkten die Stetigkeit berechnet wurde.

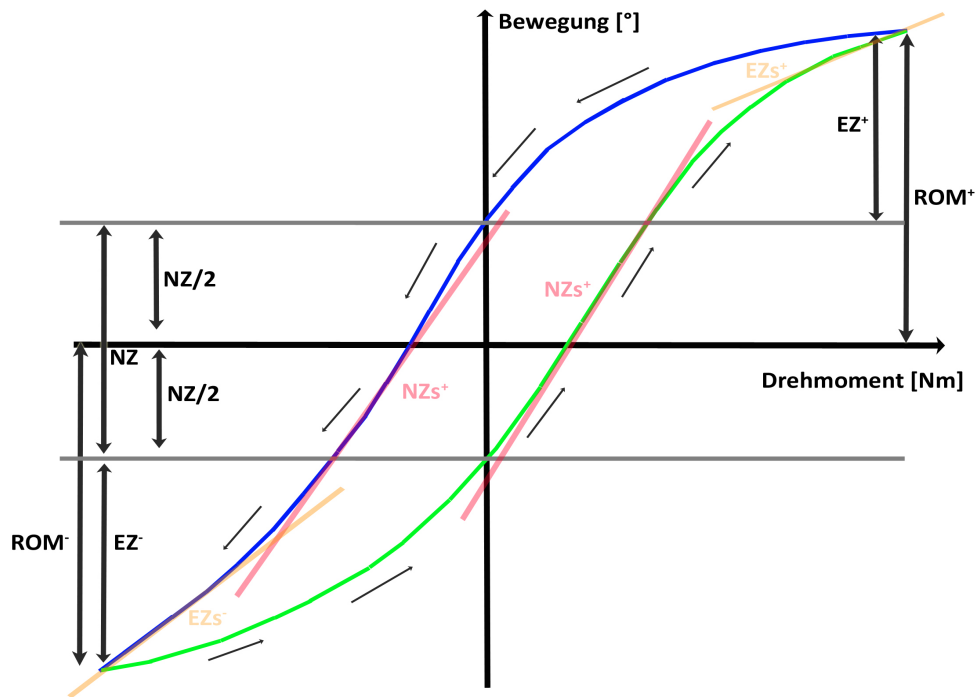
### **Steifigkeit der Elastischen Zone (EZS):**

Die Steifigkeit der Elastischen Zone charakterisiert die elastische Deformation des Präparats oder Konstrukts und ist Ausdruck der Elastizität des Präparats oder eines Konstrukts.

### **Instabilität:**

Als instabil wird eine signifikante Zunahme des Bewegungsumfangs oder der Neutralen Zone im Vergleich zum intakten Zustand bezeichnet.

In der Klinik hingegen ist der Begriff der Instabilität nicht klar definiert. Dies macht die direkte Übertragbarkeit in die Klinik nur mit Einschränkungen möglich.



**Abbildung 3: Last-Deformationskurve des 3. Zyklus mit den typischen Parametern (RoM, EZ, NZ, NZs, EZs).** Positive Bewegungen (grün) sind per definitionem Seitliche Neigung nach rechts (+Mx), Flexion (+My) oder axiale Rotation nach links (+Mz). Negative Bewegungen (blau) dagegen sind für Seitliche Neigung nach links (-Mx), Extension (-My) oder axiale Rotation nach rechts (-Mz) definiert.

**Prinzipiell existieren zwei etablierte Testprotokolle:**

Zum einen kann ein definiertes Moment eingeleitet und die Auslenkung in entsprechend definierter Richtung gemessen werden. Dieses Prinzip nennt man "**Flexibilitätsmethode**". Zum anderen kann eine gewisse Auslenkung erzeugt und die hierfür benötigte Kraft bzw. das notwendige Moment gemessen werden. Dies nennt man „**Steifigkeitsmethode**“.

Um eine Verfälschung der resultierenden Werte zu vermeiden wurde von Panjabi 1988 [22] das Prinzip der Reinen Momente propagiert und von verschiedenen Gruppen als Goldstandard übernommen [3,29]. Dieses Moment wirkt in allen Segmenten des Präparats gleich und bleibt auch bei einer Deformierung des Präparats konstant.

## Einleitung

Dies setzt jedoch voraus, dass ein Versuchsaufbau sicherstellen muss, dass die eingeleiteten Momente isoliert in der gewünschten Ebene wirken. Durch diese Konvention wird eine gewisse Vergleichbarkeit verschiedenster Versuchsaufbauten möglich, da Komplexbewegungen wie bereits beschrieben, bis heute nicht valide quantifizierbar sind.

Ein Großteil dieser Aufbauten konzentrieren sich auf den passiven Bewegungs- und Stützapparat der Wirbelsäule [30]. Einige Arbeitsgruppen simulieren mutmaßliche Muskelkräfte als zusätzlich resultierende Kraftvektoren [20,31].

Eine Kombination beider dargestellter Methoden bietet die sogenannte „**Hybridmethode**“. Hierbei wird prinzipiell zunächst im intakten Zustand mittels der Flexibilitätsmethode die quasi „natürliche Bewegung“ registriert. Diese kann dann für verschiedene Fragestellungen nachempfunden werden. Allerdings gibt es bezüglich der technischen Umsetzung verschiedenste unterschiedliche Ansätze [30,32-34].

Hierbei liegt die technische Herausforderung darin, dass sichergestellt werden muss, dass tatsächlich die gleiche Bewegung repetiert wird.

Viele der o.g. Prüfstände sind Eigenentwicklungen der einzelnen Arbeitsgruppen. Auf die schwierigen Vergleichbarkeiten ist bereits eingegangen worden.

Hierbei haben sich in der Vergangenheit robotergestützte Testaufbauten, welche mit einem Kraft- /Momentensensor ausgestattet sind als hilfreich erwiesen. Mit einem robotergestützten Testaufbau lassen sich sowohl die „klassischen“ Protokolle der Reinen Momente durchführen als auch kombinierte sowie komplexe Bewegungsabläufe repetitiv durchführen [34,35].

Prinzipiell lassen sich diese robotergestützten Testaufbauten in parallele- und serielle Aufbauten unterteilen.

Parallele Roboter für die biomechanische Wirbelsäulenforschung haben den Vorteil, dass der Testaufbau prinzipiell rigider, kraftvoller und präziser sein soll. Allerdings ist die Verwendbarkeit auf einen kleinen Arbeitsraum reduziert, die Kalibrierung und Steuerung schwierig und somit die Flexibilität deutlich

## *Einleitung*

eingeschränkt [36]. Die andere Alternative bilden sog. serielle Aufbauten. Auch hier konnte die Anwendbarkeit als Wirbelsäulenprüfstand nachgewiesen werden [37].

Für beide Robotertypen (parallel und seriell) konnte für verschiedene Gelenke [38-41] als auch für die Wirbelsäule [33,35,42] erfolgreich biomechanische Fragestellungen, z.T. mit direktem klinischen Bezug bearbeitet und beantwortet werden [43].

Der zur Verfügung stehende Kuka Roboter (KUKA/KR125, Kuka Augsburg, Deutschland) wurde für die Wirbelsäule angepasst und einsprechend für die thorakolumbale Wirbelsäule modifiziert und weiterentwickelt [35].

In Folge wurde eine Ausweitung des Testaufbaus auf die Halswirbelsäule angestrebt. Im Rahmen eines vom der Medizinischen Fakultät der Westfälischen Wilhelms Universität Münster, Innovative Medizinische Forschung (IMF, HA 2 1 08 08) geförderten Projektes erfolgte die Übertragung des erfolgreichen Testaufbaus in die Halswirbelsäule. Hierbei konnte gezeigt werden, dass es mit zunehmender ventraler Schwächung des passiven Bewegungsapparates zu einer Zunahme des Bewegungsumfanges (RoM) kommt. Eine Validierung des Prüfstandes für die Halswirbelsäule ist Gegenstand aktueller Projekte der Arbeitsgruppe.

Eine Fragestellung, welche aus der klinischen Routine bereits ins biomechanische Labor transferiert werden konnte, ist die Frage nach der Primärstabilität moderner augmentierter Wirbelsäulenversorgungen von traumatischen Frakturen bei Osteoporose. Hierbei zeigte sich, dass durch eine Augmentation des in einem Frakturmodell erzeugten inkompletten Berstungsbruches [44] die Primärstabilität gegenüber der isolierten dorsalen Instrumentierung nicht weiter gesteigert werden konnte. Allerdings konnten Veränderungen der Stetigkeit nachgewiesen werden, was für die Klinik wiederum einen Effekt haben könnte. Diese Beobachtung [43] bestätigt und ergänzt die wenigen bisherigen diesbezüglichen biomechanischen Erkenntnisse [45].

## *Einleitung*

Für diese Fragestellungen kam ein multisegmentales Präparat zum Einsatz. Für den zur Verfügung stehenden robotergestützten Prüfstand kann zwar gemäß den dargestellten Konventionen von Panjabi et al. davon ausgegangen werden, dass auf jedes Segment das gleiche „Reine Moment“ wirkt, es kann aber nur eine Aussage über die Gesamtauslenkung des Präparats gemacht werden. Segmentale Bewegungen oder sogar sich im multisegmentalen Präparat neutralisierende segmentale Bewegungen in einer anderen Ebene entgehen dem rein Kraft-Moment-Sensor-kontrollierten Versuchsaufbau. Zur Bewertung der Kinematik in den einzelnen Bewegungssegmenten muss diese Bewegung für jedes Bewegungssegment isoliert als dreidimensionale Bewegung im Raum registriert und im Kontext der Gesamtbewegung bewertet werden. Auf diese Weise lassen sich z.B. Aussagen über den Effekt auf Anschlußsegmente, Bewegung im Zielsegment sowie Bewegungsachsen in zeitlicher Auflösung über die Bewegung bestimmen.

Gerade der Einfluss auf die Anschlußsegmente ist in den letzten Jahren in den Fokus der klinischen Bewertung vieler Versorgungsstrategien gerückt.

Eine Möglichkeit der Erfassung von segmentalen dreidimensionalen Bewegungen bietet die sogenannte Bewegungsanalyse oder das „motion capturing“.

### ***Bewegungsanalyse, Prinzipien und Anwendung in der biomechanischen Wirbelsäulenforschung***

Zur Registrierung von Bewegungen im Raum stehen verschiedene technische Möglichkeiten zur Verfügung.

#### **Akustische Systeme:**

Akustische Systeme basieren auf der Registrierung von unterschiedlichen Laufzeiten von Ultraschallpulsen. Die Marker dienen hierbei als Transmitter. Die hiervon ausgesendeten Ultraschallwellen werden von Mikrofonen aufgenommen. Entsprechend der unterschiedlichen Laufzeiten der Ultraschallimpulse kann eine räumliche Auflösung der Marker errechnet

## Einleitung

werden. Diese Methode ist vor allem für akustische Störungen anfällig. Da sich diese Störungen ebenfalls im Ultraschallbereich befinden können und somit möglicherweise dem menschlichen Gehör nicht zugänglich sind, muss hier eine potentielle Störung durch den biomechanischen Prüfstand selbst als potentielle Fehlerquelle in Betracht gezogen werden.

### Optische Systeme:

Allen optischen Systemen ist die Verwendung von infrarotem Licht gemein. Hierbei werden für jedes Objekt 3 Marker benötigt. Dies erlaubt die Beschreibung einer definierten Stellung im Raum. Das Licht der Marker kann dann durch eine Kamera registriert und die Position der Marker, bzw. des korrespondierenden Objektes dargestellt werden. Für die Darstellung einer segmentalen Bewegung werden also pro Wirbelkörper je 3 Marker benötigt.

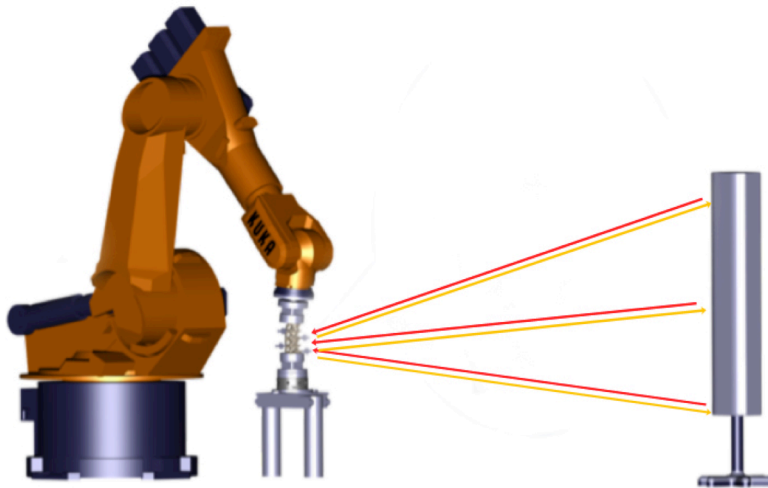
Die Marker können passiv oder aktiv Licht zur Kamera senden.

Bei den passiven optischen Systemen wird das Licht von der Kamera ausgesendet und von der Oberfläche der Marker reflektiert. Das reflektierte Licht wiederum kann dann von der Kamera registriert werden (Abbildung 5). Diese Methode hat den entscheidenden Vorteil, dass die Marker selbst unabhängig von der Stromversorgung sind und die Qualität der Licht-Emission entscheidend von der Reflexionsfähigkeit der Oberfläche der Marker abhängt. Passive Systeme sind daher bei der intraoperativen Navigation weit verbreitet (Abbildung 6), da keine externe Stromversorgung der in situ befindlichen Marker notwendig ist.

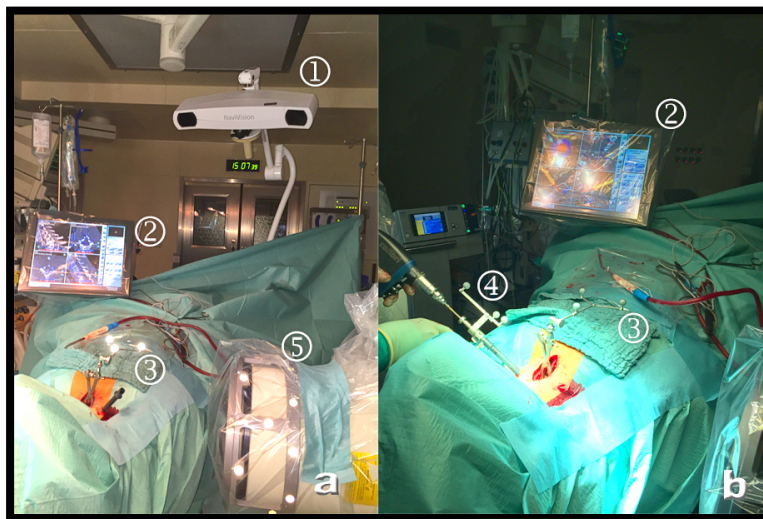
Hierbei ist es möglich, intraoperative 2D und 3D Bildgebung [46-49], als auch präoperative CT- [47,50] sowie sogar MRT-Bildgebung [51] zur intraoperativen muskuloskeletalen Navigation zu verwenden.

Die Anwendung der Navigation in der Wirbelsäulenchirurgie ist mittlerweile eine etablierte Technik und in regelhafter klinischer Anwendung [52,53].

## Einleitung



**Abbildung 5: Schematische Darstellung eines passiven optischen Motion-Tracking-Systems**  
Die Kamera (rechts) sendet das infrarote Licht aus (rote Pfeile). Dieses wird von den Markern (links) reflektiert und von der Kamera (rechts) detektiert (gelbe Pfeile).

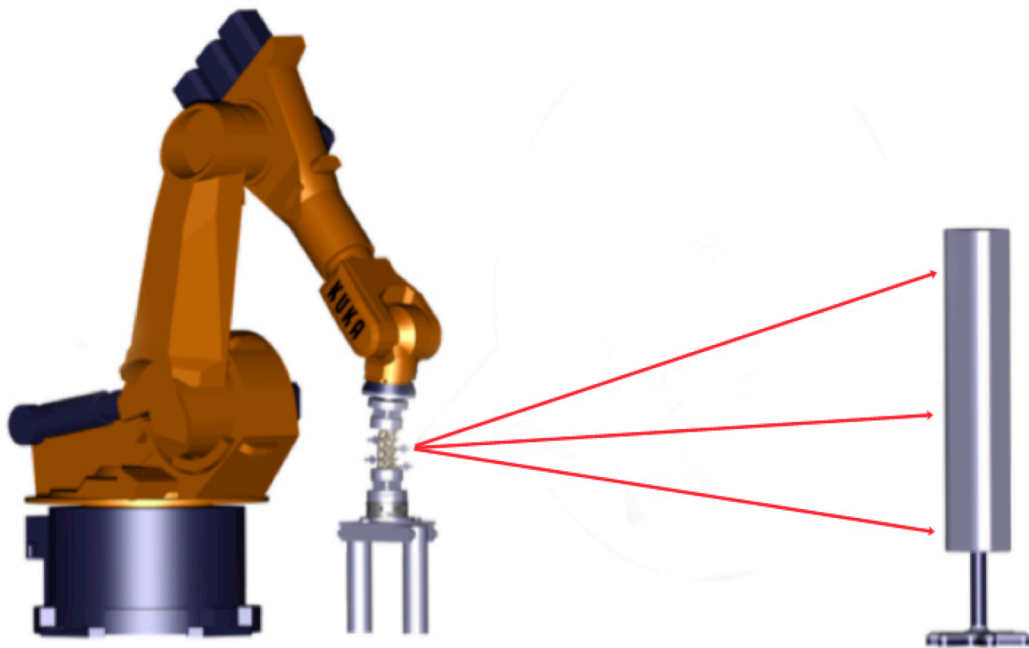


**Abbildung 6: Klinische Anwendung der „passiven Navigation“ in der Wirbelsäulenchirurgie am Beispiel einer subaxialen Pedikelschraubenplatzierung der HWS.**

Darstellung der intraoperativen Anordnung (a) sowie im Detail während einer zervikalen Pedikelschraubeninstrumentierung (b). Das Infrarotlicht wird von der Kameraeinheit (1) ausgesendet, von den verschiedenen Markern (3, 4, 5) reflektiert und wieder registriert. Das entsprechende virtuelle Bild wird auf dem Monitor (2) dargestellt. Die Marker, der am Wirbel befestigten Referenz (3), Marker an der Bohrführung (4) sowie am Bildwandler (5) reflektieren das von der Kamera ausgesendete infrarote Licht. Unter Verwendung eines 3D Bildwandlers (5) ist sowohl die Nutzung von prä-operativen CTs als auch von intraoperativer 3D Bildgebung möglich.

## Einleitung

Bei den aktiven Systemen dienen als Lichtquelle kleine Dioden, die an den jeweiligen Markern angebracht sind. Das von den Marken aktiv ausgesendete infrarote Licht wird von einer hoch auflösenden Kamera registriert (Abbildung 7). Aktive optische Systeme sind robuster gegenüber Störungseinflüssen und wurden für verschiedenste Fragestellungen und Versuchsaufbauten in der biomechanischen Forschung eingesetzt und etabliert [30,54,55].



**Abbildung 7: Schematische Darstellung eines aktiven optischen Motion-Tracking System.**  
*Der Marker (links) sendet infrarotes Licht aus (rote Pfeile), welche von der Kamera (rechts) registriert werden.*

### Referenzierung der Koordinatensysteme

Üblicherweise werden die zunächst virtuellen Koordinatensysteme an die anatomischen Gegebenheiten angepasst und somit dem entsprechenden Wirbel sowie dem gesamten Präparat zugewiesen. Bisher ist es auch in biomechanischen in-vitro Studien üblich, die Registrierung und Referenzierung anhand anatomischen Landmarken durchzuführen. Hierbei werden zunächst die optischen Marker im Wirbelkörper verankert. Mit einer Sonde, welche ebenfalls mit einem optischen Marker versehen ist, lassen sich nun definierte



## *Einleitung*

Punkte an der Oberfläche des Wirbels markieren. Somit kann bei genügender Anzahl und Abstand von Punkten die Orientierung des Wirbelkörpers im Raum berechnet werden.

Diese Methode wird analog klinisch zur intraoperativen Referenzierung von Wirbelkörpern im Rahmen der CT-basierten Navigation verwendet [50].

Sowohl für die klinische Anwendung als auch für die Anwendung im Labor gilt, dass die Darstellungsqualität und Präzision der Orientierung des Wirbels maßgeblich von der Darstellbarkeit der anatomischen Landmarken und dem entsprechend registrierten Punkten abhängt [56].

Im Umkehrschluss ist daher die Referenzierung von Wirbelkörpern anhand anatomischer Landmarken entsprechend fehleranfällig. Ebenso problematisch ist, wenn das Referenzieren während des Testprozesses wiederholt werden muss oder die Landmarken möglicherweise unzugänglich sind.

Dieses Problem könnte mit fixen Referenzierungspunkten, welche der tatsächlichen dreidimensionalen Morphologie sicher zugeordnet werden können, im Labor deutlich verbessert werden. Aus diesem Grunde wurde eine Methode zur Referenzierung anhand individueller Schnittbildgebung entwickelt.

### ***Finite Helikale Achsen (FHA)***

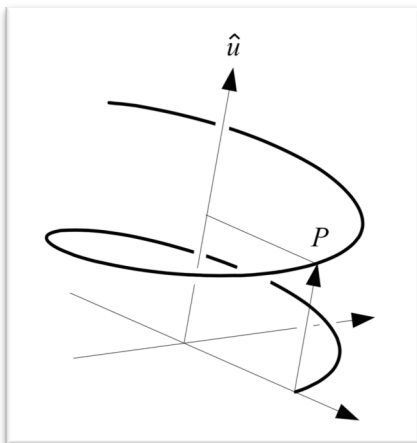
Die Beschreibung der kinematischen Bewegung eines spinalen Bewegungssegmentes anhand definierter Projektionswinkel (Eulersche Winkel) mit den Koordinaten „x,y,z“ gilt als weitestgehend verstanden. Allerdings ist ebenfalls bekannt, dass diese Vereinfachung der spinalen Kinematik die tatsächliche Bewegung bzw. deren Achsen nicht adäquat abbilden kann. Dies gilt vor allem dann, wenn die Bewegungen relativ gering sind.

Eine Besonderheit der spinalen Bewegung ist, dass das jeweilige Rotationszentrum inkonstant ist. Dieser Effekt ist durch die anatomischen

## Einleitung

Voraussetzungen einer FSU (Bänder, Muskulatur und die kombinierte Gelenkführung) bedingt. Betrachtet man nun eine Ebene der Bewegung so wandert das Rotationszentrum im Verlauf der Bewegung. Das Analogon dieses Effektes für eine dreidimensionale Beschreibung ist die sog. Helikale Achse der Bewegung. Diese beschreibt, dass jede Bewegung mittels einer Achse beschrieben werden kann, um den ein Körper eine Rotation sowie eine Translation erfährt (Abbildung 8). Die Beschreibung einer dreidimensionalen Bewegung mittels Helikaler Achse bzw. Schraubachse gilt als eine der präzisesten Methoden und eignen sich besonders für die Darstellung von Bewegungen inhomogener Körper, wie z.B. anatomischer Strukturen [1].

Die Bewegung eines Wirbelkörpers zu einem definierten Zeitpunkt lässt sich präzise mittels einer momentanen Helikalen Achse beschreiben, wenn dieser definiert im Raum geortet werden kann. Dies erfolgt über entsprechende Marker sog. „Rigid Bodies“, welche fix mit dem Wirbelkörper verbunden werden [1,58,60,61].



**Abbildung 8: Schematische Darstellung einer Helikalen Achse.**

Hierbei wird zunächst ein definierter Referenzpunkt (Ortsvektor) benötigt. Jede beliebige Bewegung kann nun unter Angabe der Rotation und Translation entlang einer Achse (Helikale Achse oder Schraubachse) beschrieben werden [6].

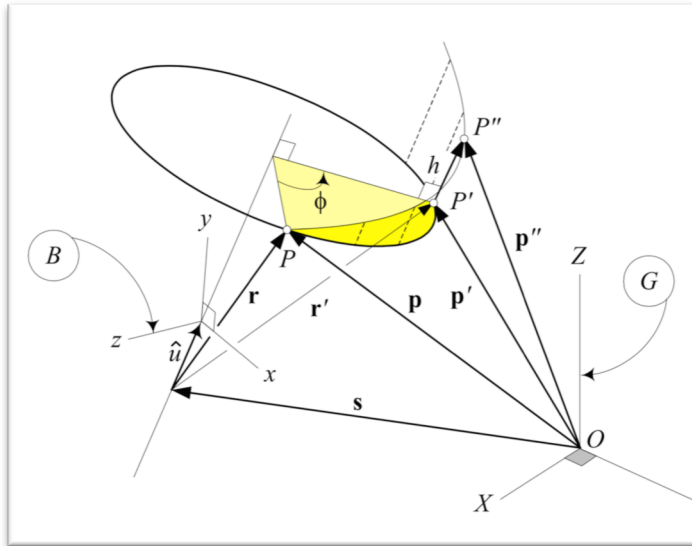
*Mit freundlicher Genehmigung von Springer Science and Business Media.*

Mittels einer Helikalen Achse kann somit eine komplexe dreidimensionale Bewegung zu einem definierten Zeitpunkt vollständig abgebildet werden (Abbildung 9) [6,59].

Da nun eine reale Auflösung der tatsächlichen Bewegungsachsen zu jedem Zeitpunkt der Bewegung nicht sinnvoll ist, werden einzelne Bewegungsabschnitte zu sog. Inkrementen zusammengefasst. Die für diesen

## Einleitung

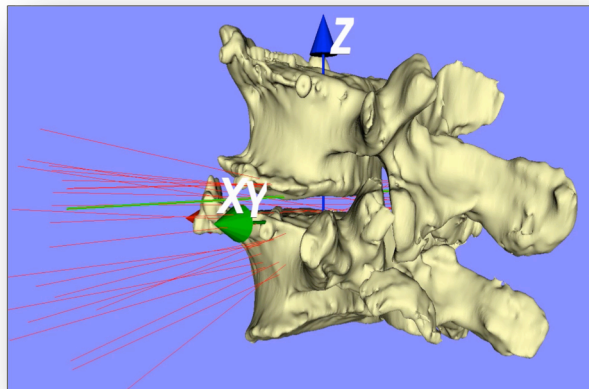
normierten Bewegungsabschnitt bezogen auf das gesamte Bewegungsausmaß berechneten Achsen werden als Finite Helikale Achsen bezeichnet [58,59] (Abbildung 10).



**Abbildung 9: Schematische Darstellung der helikalen Bewegung eines Rigid Body.**

Der Punkt O ist der Ursprung des globalen Koordinatensystems. Der Ortsvektor ( $s$ ) beschreibt die globale Position des Rigid Body's vor der Bewegung. Die Vektoren  $p'$  und  $p''$  sind die Positionen des Punkts P während und nach der helikalen Bewegung (6)

*Mit freundlicher Genehmigung von Springer Science and Business Media.*



**Abbildung 10: Darstellung der Finiten Helikalen Achsen in einem anatomischen Modell.**

Um die dargestellten Achsen findet die Rotation und entlang dieser eine Translation statt. Die berechneten Finiten Helikalen Achsen über die gesamte Bewegung sind rot dargestellt. Die für den aktuellen Bewegungsabschnitt repräsentative Finite Helikale Achse ist grün dargestellt.

Allerdings ist die Berechnung der Finiten Helikalen Achsen im Gegensatz zur konventionellen Darstellung sehr aufwendig und anfällig für Fehler [1,58,62]. Weiter ist die Interpretation der Achsen relativ schwierig und gilt im Gegensatz zur konventionellen Methode mittels Eulerschen Winkeln als noch nicht vollständig verstanden [63]. Da die Implementierung der optischen Bewegungsanalyse in den roboterbasierten Prüfstand die Möglichkeit dieser modernen kinematischen Beschreibung ermöglicht, werden in den einzelnen Studien neben der klassischen etablierten Darstellung additiv Finite Helikale

Achsen berechnet.

### ***Möglichkeiten und Grenzen der Beantwortung von klinischen Fragestellungen im kinematischen Model***

Prinzipiell lassen kinematische Versuchsaufbauten Fragestellungen zur Primärstabilität in Bezug auf Implantate und den passiven Bewegungsapparat zu. Einzelne Arbeitsgruppen versuchen diese Möglichkeiten zu erweitern, indem Muskelkräfte simuliert werden [31,64]. Dennoch kann die Komplexität der Kinematik der Wirbelsäule hierbei nur ansatzweise nachgebildet werden.

Beschränkt man sich nun auf die „klassischen“ Konventionen, so können klinische Fragestellungen ins biomechanische Labor transferiert werden. Dies erfolgt unter der Annahme, dass sowohl Verletzungen als auch degenerative Veränderungen zu einer Schwächung des passiven Bewegungsapparates und somit zu einer konsekutiven Instabilität führen.

Hierbei stellt der Ausgangspunkt der biomechanischen Untersuchung jeweils das intakte Präparat dar. Dies ermöglicht zum einen eine Aussage über den individuellen Normalzustand. Zum anderen bietet ein sequentielles Testen die Möglichkeit der statistischen Betrachtung verbundener Stichproben.

Ein weiterer Aspekt ist die Beobachtung, dass die erreichte Primärstabilität einer Instrumentierung einen nicht zu vernachlässigenden Einfluss sowohl auf die Frakturheilung, als auch auf Fusionen an der Wirbelsäule hat.

Dies gilt für ventrale interkorporelle Fusionsverfahren und für dorsale Stabilisierungstechniken, welche mit dem entwickelten Prüfstand im mono- und multisegmentalen Modell untersucht werden konnten.

Keine biomechanische Studie kann Aussagen über das Fusionsverhalten oder andere biologische Vorgänge machen. Dennoch gilt das Erreichen einer ausreichenden Primärstabilität als eine wichtige Voraussetzung für die

## *Einleitung*

Ausheilung einer Fraktur bzw. Fusion und somit Vermeidung von Pseudarthrosenbildung, Implantatversagen und Fehlstellungen [65].

Entsprechend wird bei der kinematischen Untersuchung von Operationstechniken bzw. Implantaten von den gemessenen kinematischen Parametern üblicherweise unter Berücksichtigung von Limitationen auf einen möglichen klinischen Effekt geschlossen, ohne die eigentliche Komplexität der Kinematik und Statik der Wirbelsäule weder erfassen noch nachbilden zu können.

Hierbei bietet die Entwicklung eines robotergestützten Prüfstandes zum einen die Möglichkeit die „klassischen“ Protokolle zu implementieren. Weiter können, basierend auf den etablierten Methoden, komplexe Bewegungen programmiert werden [66].

Die Kombination der mechanischen Möglichkeiten eines solchen Prüfstandes mit einer hochauflösenden Bewegungsanalyse stellt eine Erweiterung der Aussagen klassischer Protokolle sowie neue innovative kinematische Untersuchungsmethoden in Aussicht.

Die Berechnung und Darstellung der sich im Laufe der Bewegung verändernden Bewegungsachsen in der Wirbelsäule (FHA) gehört ebenfalls zu diesen innovativen Möglichkeiten.

### ***Zielsetzung der eigenen Arbeiten***

Ziel der Arbeiten ist es, einen in unserem Labor etablierten robotergestützten Wirbelsäulenprüfstand mit einer optischen Bewegungsanalyse so zu kombinieren, dass hierbei synergistische Effekte entstehen, welche die Möglichkeiten des Prüfstandes deutlich erweitern.

Dieser Prüfstand muss zunächst evaluiert und mit anderen aus der Literatur bekannten Prüfständen verglichen werden. Weiter ist eine technische

## *Einleitung*

Überprüfung bezüglich üblicher Parameter wie zum Beispiel Wiederholgenauigkeiten, Messfehler usw. notwendig.

Im weiteren soll gezeigt werden, dass klinische Fragestellungen mit dem neu entwickelten Prüfstand sowohl im monosegmentalen als auch im multisegmentalen Versuchsaufbau bearbeitet werden können.

Hierbei sollen zum einen die üblichen Parameter der Wirbelsäulenkinematik valide erhoben, zum anderen diese durch die innovativen Möglichkeiten des Prüfstandes ergänzt werden.

Diesbezüglich wird die Hypothese aufgestellt, dass es möglich ist, die Daten aus einem komplexen roboter-basierten Versuchsaufbau mit der räumlichen segmentalen Auflösung aus der Bewegungsanalyse für verschiedene Versuchsaufbauten unter Berücksichtigung etablierter Konventionen zu kombinieren.

## **Materialien und Methoden**

### **Präparate**

Alle verwendeten humanen und bovinen Präparate wurden bis zum Vortag des Versuchs bei  $-20^{\circ}\text{C}$  tiefgefroren aufbewahrt. Der Auftauvorgang erfolgte im Kühlschrank  $+7^{\circ}\text{C}$  über Nacht, um ein möglichst gewebeschonendes Auftauen zu erreichen. Am Versuchstag erfolgt dann die Präparaten unter Erhalt aller funktionellen Strukturen des passiven Bewegungsapparats des Bewegungssegmentes bzw. der Bewegungssegmente („Funktional Spinal Unit“, FSU).

In Abhängigkeit der einzelnen Projekte wurden sowohl Körperspenden aus dem Institut für Anatomie, Prosektur der Anatomie, Universität Münster sowie kommerziell erhältlichen humanen Präparaten der US-amerikanischen Firma Science Care (Science Care, PO Box 87119, Phoenix AZ, USA) verwendet.

Hierzu liegt sowohl für die Versuche an Körperspendern als auch für Versuche an Präparaten der Firma Science Care ein positives Votum der Ethik-Kommission der Ärztekammer Westfalen-Lippe und der medizinischen Fakultät der WWU Münster vor.

### **Prüfstand**

Der Wirbelsäulenprüfstand basiert maßgeblich auf einem Knickarmroboter (KUKA KR125, Kuka Augsburg/Germany) mit sechs seriellen Bewegungsachsen (Freiheitsgraden). Dieser erlaubt alle möglichen komplexen Bewegungsabläufe. Der Roboterarm leitet die Präparat-Bewegung mit einem definierten Moment ( $7,5\text{Nm}$ ) oder kann eine definierte Bewegung vollziehen. Einleitend beschriebene komplexe Bewegungsmuster lassen sich ebenfalls durchführen.

Am distalen Ende des Roboterarmes befindet sich ein Kraft-/Momenten-Sensor (Mini45, Schunk, Lauffen/Germany). Dieser ermöglicht zum einen die lastgeregelte Bewegung und kann ebenfalls resultierende Kräfte bzw. Momente registrieren. Auf diese Weise kann eine komplette Last-Deformations-Kurve für die Gesamtbewegung des Präparats erfasst werden [35].

### Bewegungsanalyse

Zur optischen Erfassung von Relativbewegungen sowie der parallelen Erfassung der Gesamtbewegung wurde ein aktives optisches Infrarot-LED-Marker-Kamerasystem (Optotrak Certus, NDI, Radolfzell / Germany) etabliert. Pro Messpunkt wurden je drei aktive Infrarotmarker verwendet. Diese sind auf einem sog. „Rigid Body“ (RB) fest verankert. Jedem Rigid Body ist ein individuelles Koordinatensystem zugeordnet. Die anatomische Referenzierung der einzelnen Wirbel erfolgt anhand der eingebrachten und ct-graphisch erfassten Markerschrauben sowie anatomischer Landmarken.

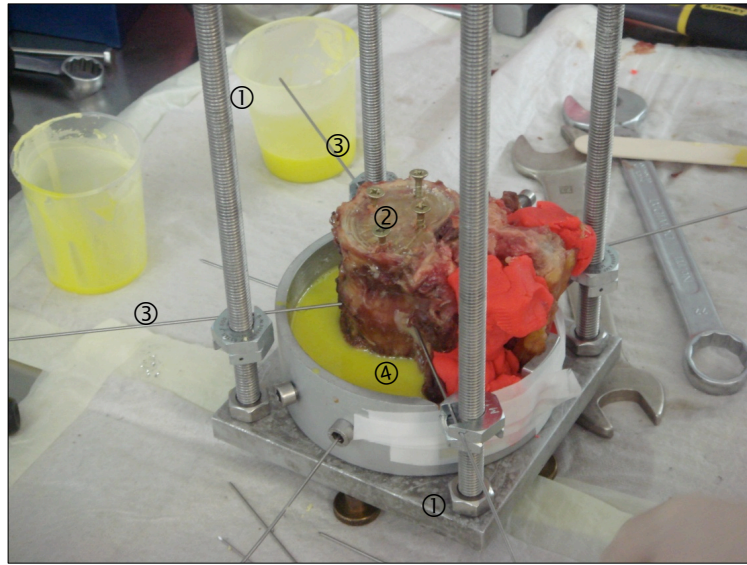
Das Koordinatensystem des Präparates hat seinen Ursprung in der Deckplatte des kaudalen Wirbelkörpers [3]. Entsprechend kommt der Einbettung der Präparate eine zentrale Rolle zu.

### Einbettung

Die Einbettung muss sowohl einen definierten Abstand der Deckplatte des kranialsten Wirbel gewährleisten, zum anderen das Präparat sicher und dauerhaft an den Prüfstand koppeln. Weiter muss sichergestellt werden, dass das Präparat orthograd eingebettet und eingespannt wird.

Um diese Vorgaben zu gewährleisten, wurde ein Einbettrahmen konstruiert (Abbildung 11).





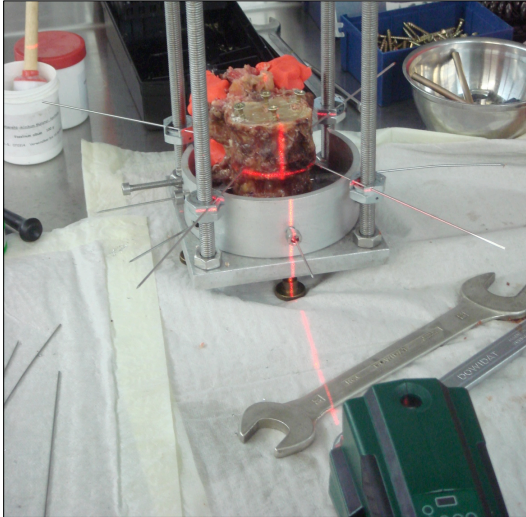
**Abbildung 11: Abbildung des Einbettvorgangs mittels Einbettrahmen.**

Durch die Verwendung des Einbettrahmens (1) wird eine möglichst genaue und reproduzierbare Einbettung der Präparate (2) gewährleistet. Die temporäre Fixierung mittels Kirschner-Drähten (3) dient zunächst der Stabilisierung des Präparates während des Einbettvorgangs mit Kunstharz (4). Weiter können die Drähte im Einbettrahmen so platziert werden, dass sie für die spätere 3D-Referenzierung genutzt werden können.

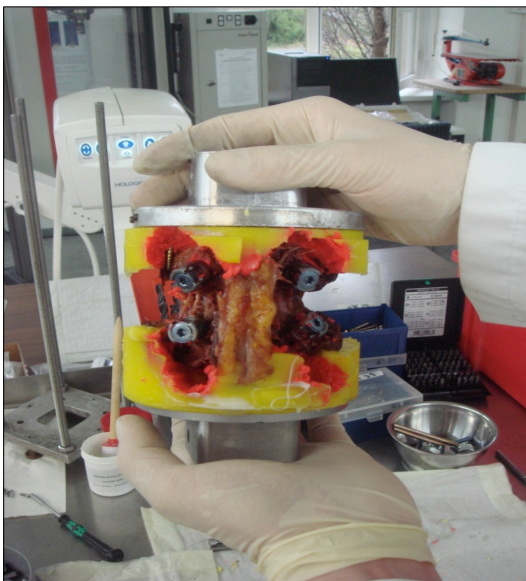
Die Orientierung während des Einbettvorgangs wurde mittels Kreuzlaser kontrolliert. Auf diese Weise kann eine an den sichtbaren anatomischen Landmarken optimierte Ausrichtung der Wirbel zu den Bewegungsebenen des Roboters sichergestellt (Abbildung 12) werden.

Zur Besseren Verankerung des kranialen und kaudalen Wirbelkörpers im Kunstharz (Polymethylmethacrylat, Techovit – 3040 / Heraeus Kulzer, Wehrheim, Deutschland) wurden zusätzlich Holzschrauben (3,5x20mm) in der Deckplatte des kranialen und in der Grundplatte des kaudalen Wirbels verankert. Die Platzierung und Länge der Schrauben wurde so gewählt, dass der eingebettete Wirbelkörper noch potentiell transpedikulär instrumentiert werden konnte. Entsprechend wurden bei Bedarf die Eintrittspunkte für die Pedikelschrauben, als auch der spätere Platzbedarf der Schraube und des Längsträgers mittels Knetmasse geschützt und somit während des Einbettvorgangs ausgespart. Die Knetmasse konnte nach Aushärtung des Kunstharzes problemlos entfernt werden. Nach kompletter Aushärtung der

Einbettung wurde das Präparat aus den Einbettrahmen entfernt und durch die Roboteraufnahmen mit niedrigem Profil ersetzt (Abbildung 13).



**Abbildung 12: Ausrichtung der Orientierung des Präparats im Einbettrahmen mit Hilfe eines Kreuzlasers.**



**Abbildung 13: Eingebettetes monosegmentales Präparat mit von der Einbettung ausgesparten Pedikelschrauben nach Montage der Roboteraufnahmen mit niedrigem Profil.**

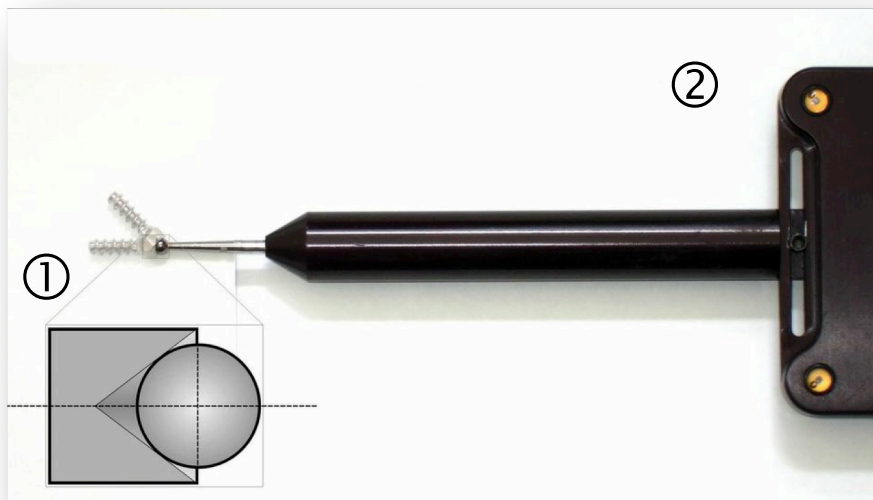
Um eine Referenzierung auch noch nach der Einbettung zu ermöglichen, wurden zuvor Kirschner-Drähte in kanülierte Schrauben der kranialen Einbettschale eingebracht und der kraniale Wirbelkörper deckplattennah temporär fixiert.

### Methode und Algorithmus zur Verwendung von individuellen morphologischen CT-Daten anstelle anatomischer Landmarken bei der Referenzierung der Koordinatensysteme

Um eine valide Repetition der Referenzieren sicherstellen zu können, wurden kleine Marker-Schrauben mit speziellem Kopf entwickelt.

Der Kopf der Schrauben wurde so angepasst, dass die Kugelspitze der Referenzierungssonde (4 Marker Digitizing Probe, NDI 8700311 14 1008-001, NDI, Radolfzell / Germany) punktgenau in den Kegel des Schraubenkopfes passt.

Somit konnte der exakt definierte Schnittpunkt der Schraubenachse mit der darauf passgenau aufgesetzten Sonde bestimmt werden (Abbildung 14).



**Abbildung14: Schematische Darstellung der Konstruktion der Markerschrauben.**

Die Markerschraube weist im Kopf einen Kegel auf (1), welcher mit der Referenzierungssonde (2) genau und wenn nötig, repetitiv registriert werden kann.

Die genaue Lage der Schrauben, welche fest im Wirbelkörper verankert waren, wurde mittels CT bestimmt. Auf diese Weise war eine verlässliche Referenzierung definierter Punkte im Wirbelkörper und somit des Wirbelkörpers selbst möglich.

Zur standardisierten Referenzierung der Präparate für den Prüfstand wurde folgender Algorithmus entwickelt:

### *Vor dem Testen:*

- Einbringen von 4 Marker-Schrauben in jeden Wirbelkörper. Hierbei muss berücksichtigt werden, dass durch die Platzierung der Markerschrauben das spätere operative Vorgehen oder der weitere Versuchsaufbau nicht beeinflusst werden.
- Durchführung einer Schnittbildgebung des Präparates mit in situ befindlichen Markerschrauben .

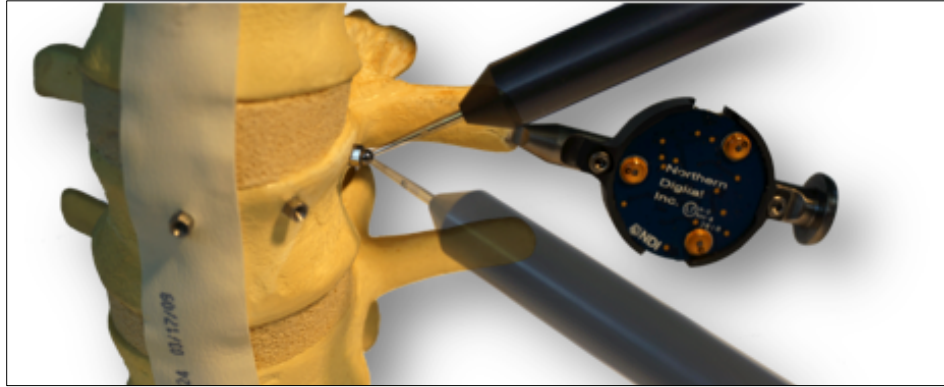
### *Am Testtag:*

- Einbettung des Präparates und Einbringen in den Prüfstand.
- Registrierung der Markerschrauben mit der Referenzierungs-sonde und Referenzierung der einzelnen Wirbelkörper (Abbildung 15).
- Durchführung der in-vitro Tests.

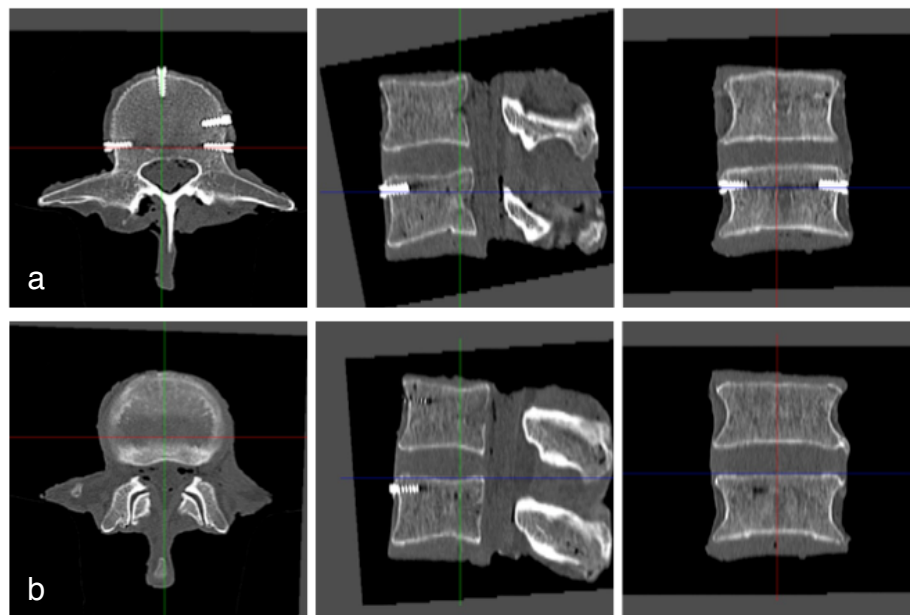
### *Analyse der Testdaten:*

- Übertragung der Daten aus dem Koordinatensystem der Rigid Bodies in ein anatomisch adjustiertes Koordinatensystems mittels Berechnung einer Transformationsmatrix.
- Hierfür wurde in der Arbeitsgruppe eine Software-Applikation in C++ mit „Visualization Toolkit“ und “Insight Toolkit” (Kitware Inc., NY, USA entwickelt, welche die gewohnte, multiplanare Rekonstruktion der Schichtbildgebung (DICOM Datensatz) darstellt (Abbildung 16).
- In dem angezeigten Volumen können sowohl die Koordinaten der referenzierten Punkte in den Schraubenköpfen als auch die der Rigid Bodies erfasst werden.
- Basierend auf den beiden Koordinatensystemen kann anschließend jeweils eine Transformationsmatrix berechnet werden.
- Mit Hilfe dieser Transformationsmatrizen kann dann von den gemessenen Bewegungsdaten aus den in-vitro Versuchen auf die

tatsächliche Bewegung des Wirbelkörpers im Raum rückgeschlossen werden [67].



**Abbildung 15: Marker-Schraube mit Sonde. Nach dem Einbringen des Präparates in den Prüfstand.** Die Marker lassen sich genau und wenn nötig repetitiv mit dem Optischen Messsystem erfassen und für die Bewegungsanalyse referenzieren.



**Abbildung 16: Multiplanar rekonstruierte Computertomographie eines mit Markerschrauben markierten Präparates.**

Die multiplanare Rekonstruktion ohne Korrektur (a) kann dann in allen Achsen angepasst werden, um den Ursprung des Koordinatensystems anhand der individuellen Anatomie zu korrigieren (b).

### Verarbeitung und Auswertung der Rohdaten

Um die Roboter-Messdaten mit den Optotrak-Messdaten des 3. Bewegungszyklus zu synchronisieren, erfolgte der jeweilige Import der Daten in eine in unserer Arbeitsgruppe entwickelten mit MATLAB (MathWorks® Natick/Massachusetts USA) erstellte Softwareroutine.

Diese war neben einer Synchronisation der Messdaten ebenfalls in der Lage, die importierten Daten „zu glätten“ und eine Missalignment-Korrektur durchzuführen.

Für jedes Bewegungssegment (FSU) und jede Bewegungsrichtung konnte somit ein Last-Deformationsdiagramm (Hysterese) erstellt sowie Bewegungsumfang (ROM), neutrale Zone (NZ) und elastische Zone (EZ) errechnet werden.

Mittels einer weiteren in der Arbeitsgruppe entwickelten Software konnten aus der Last-Deformationskurve die jeweiligen Segmentsteifigkeiten errechnet werden.

Hierzu wurde zunächst in Kooperation mit dem Institut für Numerische und Angewandte Mathematik der Westfälischen Wilhelms-Universität eine auf numerischen Verfahren basierende Auswertung entwickelt. Diese konnte im weiteren Verlauf in unsere Arbeitsgruppe modifiziert und weiterentwickelt werden. Die derzeit in der dritten Generation vorliegende Auswertroutine beinhaltet neben den initialen numerischen Konzepten multiple Routinen zur Berechnungsoptimierungen und eine Erweiterung der Darstellungsmöglichkeiten so dass die Daten aus der 3D-Bewegungsanalyse implementiert in die vorliegende Routine integriert werden konnten.

### **Implementierung einer Rumpflastsimulation für den robotergestützten Prüfstand**

Die Simulation der tatsächlich resultierenden Kräfte und Belastungen der Wirbelsäule im biomechanischen Versuchsaufbau ist komplex relativ schwierig.

Dies begründet sich zum einen darin, dass die tatsächlich in vitro resultierenden Kräfte bis heute noch nicht vollständig bekannt sind, zum anderen, dass nur wenige Versuchsaufbauten in der Lage sind, den aktiven Bewegungsapparat zu simulieren. Weiter werden wichtige Einflüsse, wie z.B. der intraabdominelle Druck im Versuchsaufbau nur ungenügend bis überhaupt nicht berücksichtigt.

Aufgrund der komplexen Kräfte, die in vivo auf die Wirbelsäule wirken, ist die Applikation einer Vorlast nicht unumstritten.

In den einleitend dargestellten Empfehlung zur biomechanischen Wirbelsäulentestung mittels reiner Momente spielt die Applikation einer Vorlast keine Rolle [3,22,29].

Ein Argument gegen die Applikation einer Vorlast ist die Beobachtung, dass es bei multisegmentalen Präparaten zur Verformung des Präparates kommt und die anschließende Bewegung unkontrolliert stattfindet. Dies wiederum steht im Gegensatz zum Prinzip der Reinen Momente.

Hieraus resultiert die Entwicklung eines Systems zur Applikation einer Vorlast, die neben einer segmentalen axialen Kompression der Wirbelsäule, auch einen stabilisierenden Effekt auf das Gesamtkonstrukt hat [68,69].

Rohlmann et al. untersuchten den Einfluss auf den intradiskalen Druck der Präparate unter der Applikation von Reinen Momenten (3,75Nm und 7,5Nm) in Kombination mit der von Patwardhan et al. entwickelten Applikation einer Vorlast von 280N (140N auf jeder Seite). Hierbei konnte gezeigt werden, dass eine geführte Vorlast den intradiskalen Druck erhöht, jedoch kaum Auswirkung auf die Qualität der Bewegung hat. Die eingangs beschriebene unphysiologische Verformung der Wirbelsäule konnte nicht beobachtet werden [70]. Eine signifikante Erhöhung der Steifigkeit wurde erst bei einer Vorlast

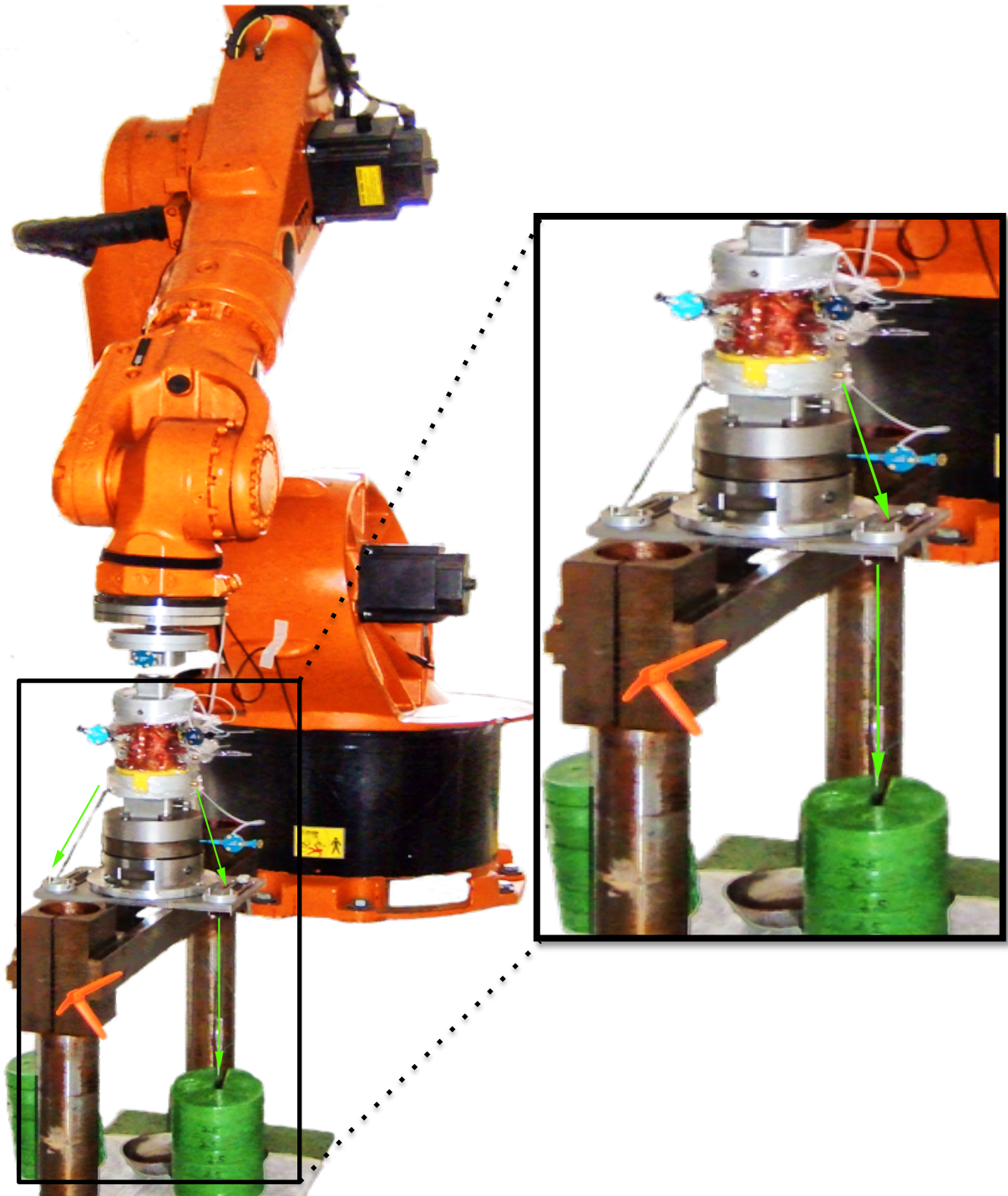
über 500N gesehen. Weiter konnte bis zu einer Vorlast von 975N kein struktureller Schaden am Implantat nachgewiesen werden [71].

Eine zusätzliche axiale Belastung auf das Präparat durch den Roboter selbst wäre technisch möglich. Hierbei wurde aber in Vorversuchen die beschriebene unkontrollierbare Bewegung der multisegmentalen Präparate beobachtet. Dies begründet sich dadurch, dass die axiale Last des Roboters nicht segmental geführt werden kann.

Entsprechend wurde auch für den Roboterprüfstand ein Seilzugsystem zur Applikation dieser geführten Vorlast entwickelt. Hierzu wurden spezielle Führungen konstruiert, welche segmental mittels Kirschner-Drähten im Wirbelkörper fixiert werden (Abbildung 17).

Auf diese Weise konnte die axiale Vorlast komplett vom Roboter entkoppelt und in Anlehnung an die von Patwardhan et al. entwickelten Methode segmental geführt appliziert werden.





**Abbildung 17: Applikation der geführten Vorlast vor der Koppelung des Präparates an den Roboterarm.**

*Die Vorlast (grüne Gewichte) wird über ein am Präparat geführten Seilzug (grüne Pfeile) unabhängig vom Roboter appliziert. Die Platzierung der Marker für die 3D-Bewegungsanalyse (blaue Rigid Bodies) muss so gewählt werden, eine Interaktion bei der Bewegung des Präparates mit dem Seilzug ausgeschlossen ist.*

### ***Technische Evaluation und Validierung des Prüfstandes***

Der Prüfstand wurde im Rahmen der Dissertation von Martin Schulze evaluiert und validiert [42,72,85].

Zunächst wurde die vom Hersteller mit  $\pm 0,2\text{mm}$  angegebene Positionierungsgenauigkeit des Roboters bei einer angegebenen Nutzlast von 125kg für den Prüfstand überprüft.

Hierzu wurde ein Positionierungssystem ohne Lasten anhand der Abweichung zwischen Mess- und Vorgabewerten verglichen. Dies erfolgte zum einen mittels analoger Messuhr (Hahn & Kolb, Stuttgart/Germany) mit einer Auflösung von  $\pm 0.025/0.01\text{mm}$  sowie einem Laser mit einer Winkelauflösung von  $0.044^\circ$ .

Die Messuhr und der Laser wurden am Roboterarm montiert und mittels 3D-Taster (80360, Microbore Tooling Systems, Nuneaton/England) mit einer Präzision/Auflösung von  $\pm 0.003/0.01\text{mm}$  für die Bewegungsanalyse referenziert.

Hierbei wurden die Werte der Messuhr und des Lasers der optischen Bewegungsanalyse gegenübergestellt.

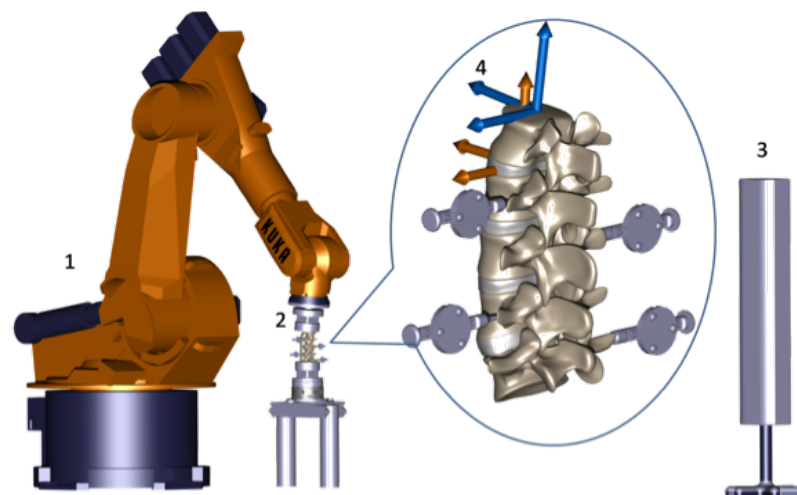
Der Unterschied zwischen optischem Messsystem und den realen Messungen der Messuhr bzw. des Lasers wurden im Bland-Altman-Plot dargestellt (Abbildung 30) [73] und mittels t-Test statistisch analysiert ( $p \leq 0.05$ ).

Weiter wurde die Systemreliabilität anhand der Regelabweichung unter lastgeregelter Bewegung eines Biegestabes ermittelt. Hierzu wurden 12 Zyklen reiner Momente von 0.5/1/5/7.5Nm in der Sagittalebene appliziert.

Die resultierende Regelabweichung konnte aus dem erfassten Maximum und Minimum jedes applizierten Zyklus als relative Abweichung vom Sollwert (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung) bestimmt werden.

### **Biomechanische Evaluation und Validierung des Prüfstandes**

Die biomechanische Evaluation und Validierung erfolgte an jeweils sechs sowohl mono (L3-4 ,1FSU)- als auch multisegmentalen (L2-6, 4 FSU) Lendenwirbelsäulenpräparaten von Kälbern. Die Einbettung erfolgte wie bereits dargestellt. Die Testung wurde unter der Applikation von Reinen Momenten (7,5Nm) nach der Flexibilitätsmethode in Flexion und Extension durchgeführt. Die Kräfte und Momente wurden im dritten Zyklus aufgezeichnet. Parallel wurde die kinematische Antwort jedes Wirbels optisch erfasst (Abbildung 18) und die typischen biomechanischen Parameter (wie z.B. ROM, NZ, EZ, Steifigkeiten) für jedes einzelne Bewegungssegment (FSU) berechnet.



**Abbildung 18: Schematische Darstellung des multisegmentalen Prüfstandes:**

Roboter (1), Kraft-Momentensensor mit eingespanntem Präparat (2), Kamera für die Bewegungsanalyse (Motion Capturing) (3), Koordinatensystem des kranialen Wirbelkörpers (CS<sub>Optotrak</sub>) und Infrarotmarker (Rigid Body, RB) (4) der RB des kranialsten Wirbelkörpers ist am Roboterarm montiert (nicht im Schema dargestellt).

Die statistische Auswertung erfolgte in PASW-Statistics 18 (IBM Corp., Somers, NY/USA). Der Bewegungsumfang (ROM) von L3-4 der monosegmentalen als auch der multisegmentalen Gruppe wurden mittels Mann-Whitney-U Test für unabhängige Stichproben untereinander ( $p \leq 0.05$ ) sowie mittels t-Test mit Werten aus der Literatur verglichen.

### ***Monosegmentale Anwendung des Prüfstandes mit klinischer Fragestellung***

Das Indikationsspektrum und die technischen Möglichkeiten der instrumentierten Wirbelsäulenstabilisierung haben sich in den letzten zwei Dekaden stetig weiterentwickelt.

Hierbei hat sich vor allem die dorsale Instrumentation als ein essentielles Werkzeug zur Stabilisierung, Reposition und Retention der Wirbelsäule etabliert. Pedikelschrauben haben hierbei einen hohen Stellenwert eingenommen und gelten heutzutage als Goldstandard in der Wirbelsäulenchirurgie. Diese Technik ist jedoch trotz weiter Verbreitung nicht ohne Risiken [74,75].

Eine alternative Technik der Stabilisierung bietet die Blockade bzw. die Fusion der kleinen Wirbelgelenke. Dies wurde bereits von McBride 1949 beschrieben [76]. Auch wenn sich diese Technik klinisch nicht durchsetzen konnte, zeigt sie doch deutlich die Rolle der Facettengelenke und das Stabilisierungspotential in diesem Bereich auf [77,78].

Dieses Potential nutzte auch Boucher und beschrieb 1959 die Möglichkeit, das Facettengelenk mit einer Schraube zu blockieren [79].

Diese von Boucher beschriebene Technik wurde seit der Erstbeschreibung weiterentwickelt und verspricht vor allem in Extension und Flexion eine mit der Pedikelschraubeninstrumentation vergleichbare Primärstabilität [80].

Eine alternative Technik zur Blockade der Facettengelenke wurde 1984 von Magerl et al. publiziert. Hierbei wird eine Schraube translaminär durch das Facettengelenk eingebracht. Das Facettengelenk wird somit analog zur Technik von Boucher blockiert [81-83].

Mit dem entwickelten Versuchsaufbau konnte nun sowohl die translaminäre Verschraubung nach Magerl (TLS), die Pedikelschraubeninstrumentierung (PS) und eine Neuentwicklung zur Blockade der Facettengelenke, das „Facet Wege“ (Abbildung 19) getestet und bezüglich ihrer Primärstabilität miteinander

verglichen werden. Hierzu wurden 24 monosegmentale humane Präparate (L2/3 und L4/5) aus 12 „fresh frozen“ Spenderwirbelsäulen getestet.

Das mediane Alter der Spender lag bei 57 Jahre (Q1 = 49,8 / Q3 = 59,8). Der mittlere T-Score betrug 1,65 (Q1 = -2,125; Q3 = -0,7). Die mediane Knochendichte (Bone Mineral Density, BMD) war 0,896 g/cm<sup>2</sup> (Q1 = 0,843; Q3 = 0,974). Eine Osteoporose konnte in allen Präparaten ausgeschlossen werden [84].

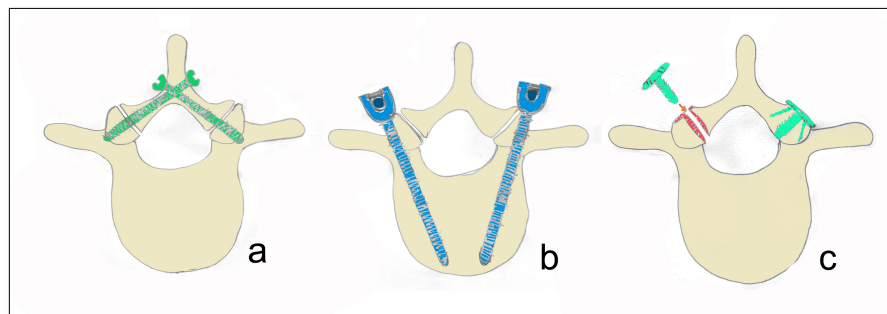


Abbildung 19: Schematische Darstellung der translamären Verschraubung nach Magerl (a), der Pedikelschraubeninstrumentation (b) und des Facet Wedge (c).

### Besonderheiten und Anpassungen des Prüfstandes für die monosegmentale Testung

Für die monosegmentale Testung konnte auf den validierten Versuchsaufbau zurückgegriffen werden. Auch hier wurde die Rumpflast über das beschriebene Seilzugsystem mit einer Vorlast („Follower-Load“) von 350N appliziert.

Zur zusätzlichen Vermeidung von unerwünschte Spannungen bei der Applikation der Reinen Momente (7,5Nm) wurde der Versuchsaufbau um ein sondergefertigtes Flanschgelenk ergänzt. Dieses wurde zwischen dem Roboterarm und der oberen Wirbelaufnahme eingesetzt und ermöglichte wahlweise die Verriegelung der Achsen in der zu testenden

Hauptbewegungsrichtung. Hierbei verblieben alle anderen Achsen komplett frei beweglich und ermöglichen ein Ausweichen des kranialen Wirbelkörpers während der simulierten Bewegung. Entsprechend wurde neben der elektronischen Regelung des Roboters eine zusätzliche mechanische Entkopplung etabliert. (Abbildung 20).

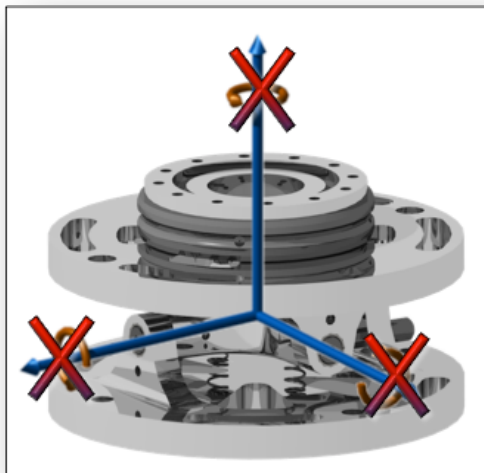


Abbildung 20: Schematische Darstellung des Flanschgelenkes zur zusätzlichen mechanischen Blockierung/Freigabe der jeweiligen Achsen.

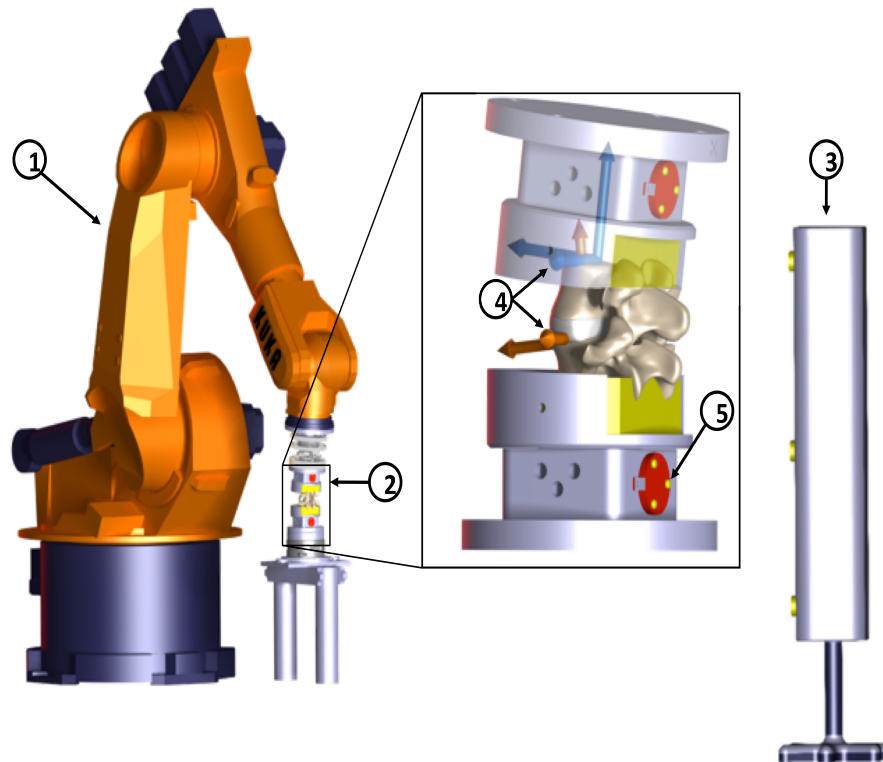
Mögliche auftretende Spannungen in Translationsrichtungen wurden weiterhin ausschließlich durch die Kraftregelung der Robotersteuerung ausgeglichen.

Eine weitere Schwierigkeit im monosegmentalen Aufbau war die sichere Platzierung der optischen Marker. Diese ließen sich zwar im Wirbelkörper verankern, waren jedoch bei den einzelnen Präparationsschritten im Weg, so dass hier eine akzidentielle Lockerung nicht sicher ausgeschlossen werden konnte.

Entsprechend wurden die Marker an den Aufnahmen des kranialen und kaudalen Wirbelkörpers befestigt (Abbildung 21). Dies gewährleistete eine sichere Fixierung und verringerte deutlich das Risiko einer Lockerung im Rahmen der sequenzierten operativen Schritte (A3-6 und B3-6).

Ein Nachteil und Limitation dieser Technik ist die Tatsache, dass hierdurch potentielle Lockerungen in der Einbettung der Wirbelkörper nicht detektiert werden konnten und somit einen potentiellen Bias der Ergebnisse darstellten. Diese potentielle Lockerung wurde für die beschriebene Einbett-Technik in

Vorversuchen überprüft. Die Gefahr einer Lockerung der gesamten Einbettung wurde als relativ unwahrscheinlich, die Gefahr einer iatrogenen Lockerung der im Knochen fixierten Marker bei den einzelnen Operationsschritten hingegen als relativ hoch eingeschätzt.



**Abbildung 21: Schematischer Aufbau der monosegmentalen Testung im humanen Model:** Roboter (1), Kraft-Momentensensor mit eingespanntem Präparat (2), Kamera für die Bewegungsanalyse (Motion Capturing) (3), Koordinatensystem des kranialen Wirbelkörpers (CS<sub>Optotrak</sub>) (4), Rigid Body (RB) des kranialen und kaudalen Wirbelkörpers an der Einbettung montiert (5).

### **Testprotokoll und Randomisierung**

Insgesamt standen 24 monosegmentale Lendenwirbelsäulenpräparate (L2 – L3 und L4 - L5) von 12 Körperspendern zur Verfügung.

Die Präparate wurden in einen von zwei Studienarme (Gruppe A, n=12, Gruppe B, n=12) randomisiert. Eine Randomisierung beider Präparate eines Spenders in den gleichen Testarm wurde ausgeschlossen. Hierdurch wurde sichergestellt, dass jeder Körperspender in beiden Studienarmen repräsentiert war.

Die entsprechenden kinematischen Tests wurden sequenziert. Die Reihenfolge wurde nach der potentiellen Schädigung des Präparates und zur größtmöglichen Vermeidung einer konsekutiven Beeinflussung des Folgetests gewählt. Die einzelnen Schritte beider Gruppen sind in Abbildung 22 dargestellt.

Die Testschritte eins bis drei waren für beide Gruppen ähnlich gewählt, so dass ein relativer Vergleich erfolgen und potentielle Unterschiede zwischen den Gruppen realisiert werden konnten.

In den Untersuchungsschritten vier bis sechs konnte dann die Primärstabilität der einzelnen Versorgungen innerhalb der Gruppe und mit Einschränkungen aufgrund der geringen Fallzahl auch zwischen den beiden Gruppen verglichen werden.




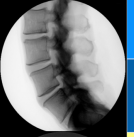
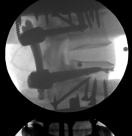
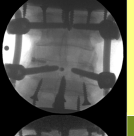
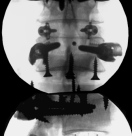
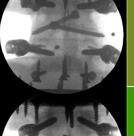
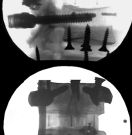

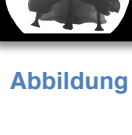
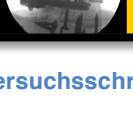
	<b>Group A</b> (L2/3 n=6 and L4/5 n=6)			<b>Group B</b> (L2/3 n=6 and L4/5 n=6)		<b>Follower load</b>
	<b>A1</b>	<b>intact</b>		<b>B1</b>	<b>intact</b>	0
	<b>A2</b>	<b>intact</b>		<b>B2</b>	<b>intact</b>	350 N
	<b>A3</b>	<b>Pedicle screws (PS)</b>		<b>B3</b>	<b>Pedicle screws (PS)</b>	350 N
	<b>A4</b>	<b>Facet Wedge (FW)</b>		<b>B4</b>	<b>Translaminar Screw (TLS)</b>	350 N
	<b>A5</b>	<b>Facet Wedge + Cage</b>		<b>B5</b>	<b>Translaminar Screw + Cage</b>	350 N
	<b>A6</b>	<b>contralat Facet Wedge, ipsilat. PS + Cage</b>		<b>B6</b>	<b>PS + Cage</b>	350 N

Abbildung 22: Darstellung der einzelnen Versuchsschritte in Gruppe A und B

### Datenaufbereitung und Auswertung

Für jede Testsequenz (1-6) beider Gruppen (A und B) wurden anhand der Last-Deformationskurve Werte für Steifigkeit, Bewegungsumfang (RoM), Neutrale Zone und Elastische Zone für Extension, Flexion, axiale Rotation und seitliche Neigung ermittelt. Die optisch ermittelten Daten (Optotrak) wurden wie beschrieben mit den Last-/ Bewegungsdaten des Roboters synchronisiert.

Die statistische Auswertung erfolgte per SPSS® Statistics® (IBM®, USA).

Zum Vergleich innerhalb der Gruppen wurde der Wilcoxon Signed-Rank Test für verbundene Stichproben verwendet.

Ein Vergleich zwischen den Gruppen A und B erfolgte mittels Mann-Whitney U-Test für unverbundene Stichproben. Das Signifikanzlevel wurde mit  $p=0,05$  festgelegt.

Weiter wurde jede Hypothese mittels Bonferroni Methode korrigiert.

## **Multisegmentale Anwendung des Prüfstandes mit innovativer klinischer Fragestellung**

### Studien Design

Die segmentale Fusionswahrscheinlichkeit eines Wirbelsäulensegmentes ist unter anderem von der Stabilität des Gesamtkonstrukts respektive seiner Einzelkomponenten abhängig.

Zur intersomatischen Fusion stehen hier verschiedene Methoden zur Verfügung.

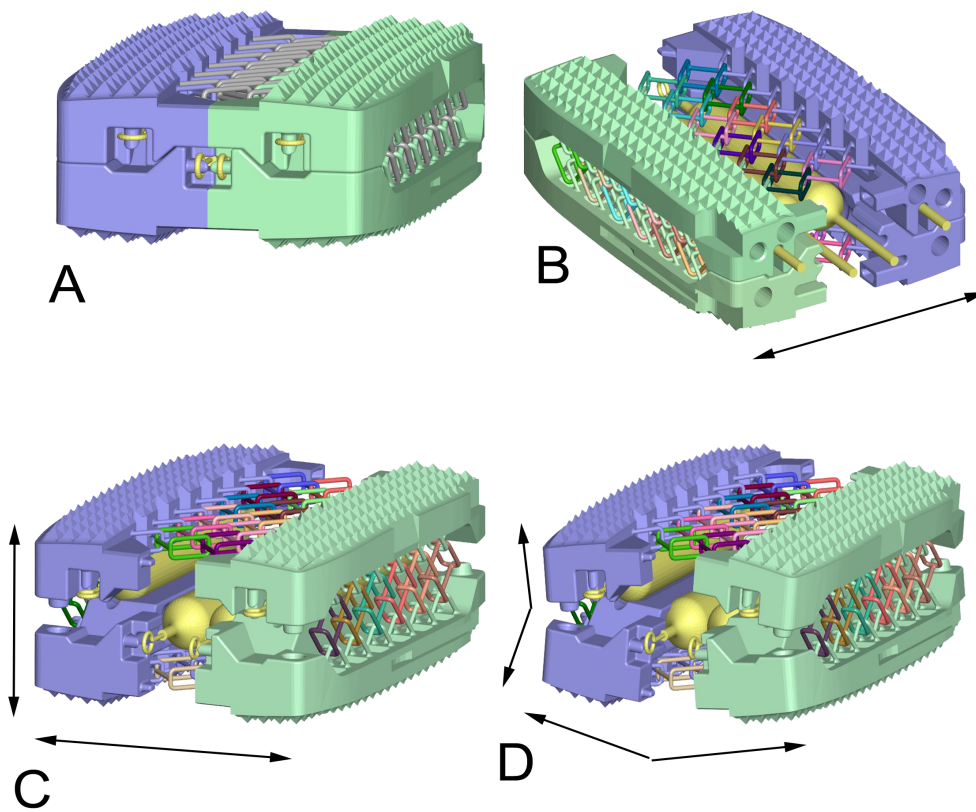
Allerdings werden rein anteriore Verfahren aufgrund einer vermeidlich geringeren Primärstabilität kontrovers diskutiert.

Ziel dieser biomechanischen Studie war die Evaluation der stand-alone Primärstabilität eines neuartigen, über Expansion flexibel anatomisch anpassbaren, intervertebralen Prototyp-Cages (ProC, Patente: US 8'551'173, US 8'940'052 und EP 2'237'748, Abbildungen 23 und 25) im Vergleich zu einem Standardimplantat (SynCage LR(S) Fa. Synthes, Oberdorf, Schweiz, Abbildung 24).

Dieser Prototyp eines expandierbaren anatomisch adjustierbaren intersomatischen Fusionscages wurde von der Fa. Synthes (Synthes, Oberdorf, Schweiz) entwickelt und für die Experimente zur Verfügung gestellt.

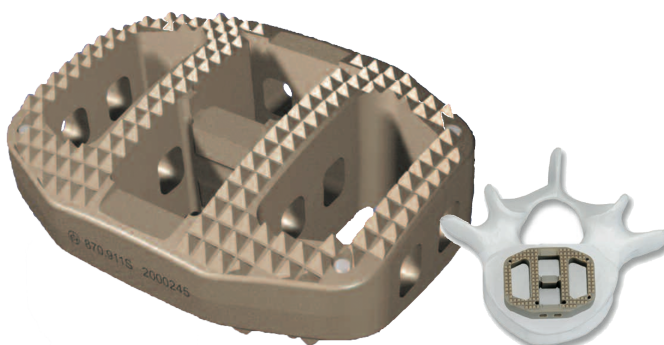
Die Expansion der in sich beweglichen Grund- und Deckplatten erfolgte über ein entsprechend druckangepasstes Ballonsystem (Schwager Medica, Winterthur, Schweiz).

Die einzelnen flexibel verbundenen Cagekomponenten konnten somit sowohl in anterior-posteriorer Richtung, als auch kranio-kaudal mittels vier separat befüllbaren Ballons expandiert werden (Abbildung 23 und 25).



**Abbildung 23: Schemazeichnung des Prototyps (ProC).**

Der Cage wird geschlossen implantiert (A) und lässt sich über vier eingebrachte Ballons zunächst in ap-Richtung distrahieren (B). Anschließend kann über eine Ballon-Distraktion die Höhe des Cages angepasst werden (C). Hierbei sollen die flexibel miteinander verbundenen Grund- und Deckplattenelemente der anatomischen Wölbung der Grund- und Deckplatten Rechnung tragen (D). Mit freundlicher Genehmigung von DePuy Synthes.



**Abbildung 24: Schematische Darstellung des SynCage LR**

(Quelle: SynCage-LR. Operationstechnik für den anterioren Zugang, DePuy Synthes Spine)

Um ein Einbringen des Prototyps zu gewährleisten, wurde ein lateraler Zugang zum Bandscheibenfach unter Erhalt der anterioren Zuggurtung gewählt.

Der Vergleich des Prototyps mit dem etablierten Implantat erfolgte in den aufgeführten sequenzierten Schritten im jeweils selben Präparat:

- 1) Intakt ohne Vorlast
- 2) Intakt mit Vorlast (350N)
- 3) Inzision der am Oberrand der Bandscheibe des Zielsegmentes und Einbringen des Drucksensors zwischen Bandscheibe und Grundplatte des kranialen Wirbelkörpers
- 4) Ausräumung der Bandscheibe des Zielsegmentes unter Erhalt des anterioren Längsbandes (anteriore Zuggurtung) und Einbringen des Prototyps mit axialer Vorlast. Der Druckmeßsensor wurde analog zu Schritt 3 kranial zwischen Cage und Grundplatte des kranialen Wirbelkörpers eingebracht (Abbildungen 25 und 26)
- 5) Entfernen des Prototyps, Aufspreizen des Bandscheibenfachs und „Press-Fit“ Einbringen des Standardimplantats mit Messsensor in der angepassten Höhe. Auch hier erfolgte die Testung unter Vorlast (350N).

### Präparation und Einbettung

Zur Evaluation eines neuartigen intersomatischen Prototyps eines expandierbaren anterioren Fusionscages (ProC) standen sechs multisegmentale lumbale (L2 – L5) Wirbelsäulenpräparate von Körperspendern mit einem medianen Alter von 76 Jahren (Q1 = 70.25; Q3 = 78) zur Verfügung. Die Knochenqualität jedes einzelnen Präparates wurde mittels qCT ermittelt. Der mediane T-Wert lag bei -2.61 (Q1 = -3.05; Q3 = -2,46). Die Präparate wurden analog zu dem monosegmentalen Vorgehen vorsichtig bei Raumtemperatur aufgetaut. Die Weichteile wurden vorsichtig

entfernt. Der passive Bewegungsapparat (Facettengelenkscapseln, Bandscheiben, anteriorer sowie posteriorer Bandapparat) wurde hierbei geschont und die strukturelle Integrität überprüft. Die Einbettung erfolgte analog zu den monosegmentalen Versuchen im modifizierten Einbettrahmen mit anschließender radiologischer Kontrolle des Präparates nach der Einbettung.

### **Kinematisches Testprotokoll**

Die biomechanische Testung erfolgte im evaluierten robotergestützten Prüfstand unter der bereits beschriebenen Vorlast (350N) für jeden beschriebenen sequenzierten Versuchsschritt.

Die segmentale Bewegung des Präparates wurde mittels aktiver optischer Bewegungsanalyse detektiert. Hierzu wurde jeder Wirbelkörper mit einem Rigid Body markiert. Dieses Vorgehen machte eine Korrelation der Gesamtbewegung mit den Daten des Roboters als auch eine Analyse jedes einzelnen Wirbelsäulensegmentes möglich (Abbildung 27). Auf diese Weise konnte das Zielsegment untersucht werden. Zusätzlich waren aber auch Aussagen zum Einfluss auf die Anschlußsegmente (adjacent levels) möglich. Die Evaluation und Auswertung der Rohdaten erfolgte wie oben beschrieben mittels einer in MATLAB® 7.12.0.635 (The MathWorks Inc., MA/USA) programmierten Software. Diese wurde innerhalb unserer Arbeitsgruppe durch Dr. Dominic Gehweiler entwickelt [85].

Die biomechanischen Tests erfolgten unter Applikation reiner Momente gemäß den bereits dargelegten Empfehlungen von Wilke et al. [3]

Dies ermöglichte die Bestimmung und Berechnung der folgenden kinematischen Größen für das Zielsegment und die angrenzenden Segmente:

- Bewegungsumfang (RoM)
- Neutrale Zone (NZ)
- Elastische Zone (EZ)

## *Materialien und Methoden*

- Steifigkeit in der Neutralen Zone (NZs)
- Steifigkeit in der Elastischen Zone (EZs)
- Finite Helikale Achsen (FHA)

Zusätzlich konnte über einen Drucksensor (Tekscan Pressure Sensors, Model 5033 I-Scan, Tekscan, Boston MA/USA), welcher zwischen den Cage und die Bodenplatte des kranialen Wirbels eingebracht wurde, eine räumliche Auflösung der Druckverteilung dargestellt werden (Abbildung 43).

### **Statistische Auswertung**

Die statistische Analyse erfolgte mit Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests in SPSS (SPSS® Statistics 22, IBM, USA). Um eine ausreichende Aussagekraft (Power) bei geringer Fallzahl zu erhalten, erfolgte die statistische Analyse nur für den Vergleich der beiden Fusionscages. Das Signifikanzniveau lag bei  $p < 0.05$ . Der Vergleich zum Nativzustand erfolgte rein deskriptiv.



**Abbildung 27: Multisegmentales Wirbelsäulenpräparat im robotergestützten Prüfstand.**

Jeder Wirbelkörper kann unabhängig mittels optischer Bewegungsanalyse registriert werden. Somit können Relativbewegungen berechnet und dargestellt werden.

***Anwendung des Prüfstandes zur Evaluation innovativer experimenteller Fragestellung [86]***

Die Anschlußdegeneration nach erfolgter Fusion ist ein pathophysiologisch noch nicht abschließend erklärtes Phänomen.

Verschiedene dynamische Stabilisierungsverfahren sind in der Lage, den RoM und die Belastung des Zielsegmentes im Vergleich zum Nativzustand zu reduzieren. Allerdings verbleibt die Restbeweglichkeit deutlich über der einer rigiden Instrumentierung [87,88].

Hierbei scheint es einen offensichtlichen Zusammenhang zwischen Steifigkeit und den entsprechenden zugrundeliegenden Freiheitsgraden (Degree of Freedom, DoF) zu geben. Der jeweilige Einfluss der einzelnen Freiheitsgrade auf die Steifigkeit ist jedoch weiterhin unklar.

Diesbezüglich bietet die Möglichkeit der multisegmentalen Testung eine gezielte Evaluation des Zielsegmentes sowie der Nachbarsegmente („adjacent segments“). Unter Verwendung des beschriebenen Prüfstandes konnten neben des RoM auch komplexere Parameter wie z.B. die Lokalisation des Drehzentrums („center of rotation“, CoR) und die Momentenbelastung der Implantate gemessen und dargestellt werden. Weiter wurden die kinematischen Daten mit entsprechenden radiologischen Funktionsaufnahmen korreliert.

Ziel des Experiments war nun die Untersuchung des Einflusses einzelner Freiheitsgrade (DoF) der dorsalen Instrumentierungen. Ein besonderes Augenmerk wurde hierbei auf den Effekt eines freien kranio-kaudalen Gleitens des Längsträgers gelegt.

Die Untersuchungen erfolgten an sechs 3-4 Monate alten Kalbswirbelsäulen (L3-4) im beschriebenen evaluierten Prüfstand unter der Applikation von Reinen Momenten ( $\pm 7.5\text{Nm}$ ). Jedes Präparat wurde zunächst im intakten



Zustand getestet. Anschließend wurde eine Instabilität gemäß etablierter Protokolle erzeugt [89] [90]. Dies beinhaltet eine Resektion des posterioren Bandkomplexes, eine Facetektomie sowie eine Nukleotomie. Zur Instrumentierung wurde ein spezielles Pedikelschraubensystem (Orthobiom, 4th Dimension Spine - Wurmlingen, Deutschland) verwendet.

Dieses System erlaubte die Testung in folgenden Zuständen (Abbildung 28):

- 1) Rigide Fixierung der Längsträger entsprechend einer klassischen Pedikelschraubeninstrumentation.
- 2) Freies Gleiten der Längsträger in kranio-kaudaler Auslenkung.
- 3) Freie polyaxiale Bewegung der Pedikelschraubenköpfe.
- 4) Kombination aus kranio-kaudalem Gleiten des Längsträgers und polyaxialer Bewegung der Pedikelschraubenköpfe.

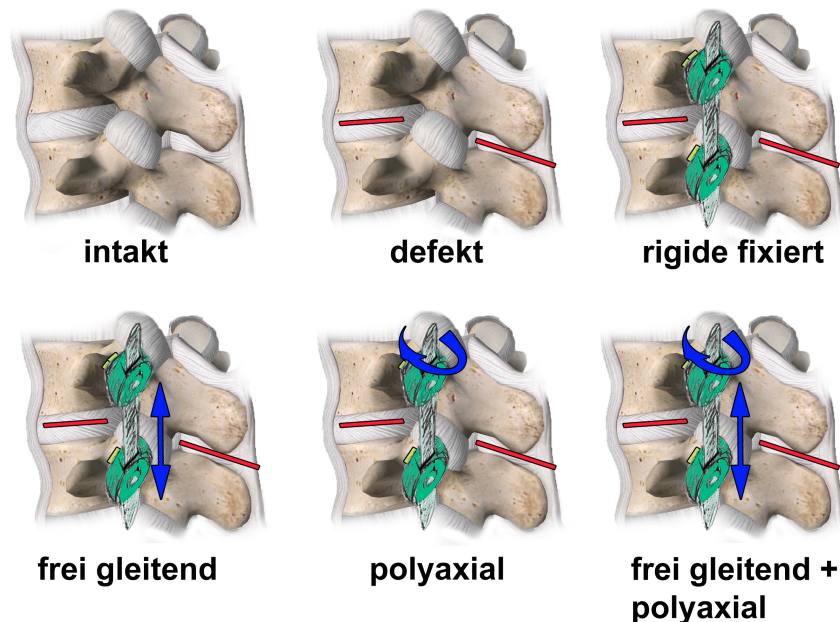


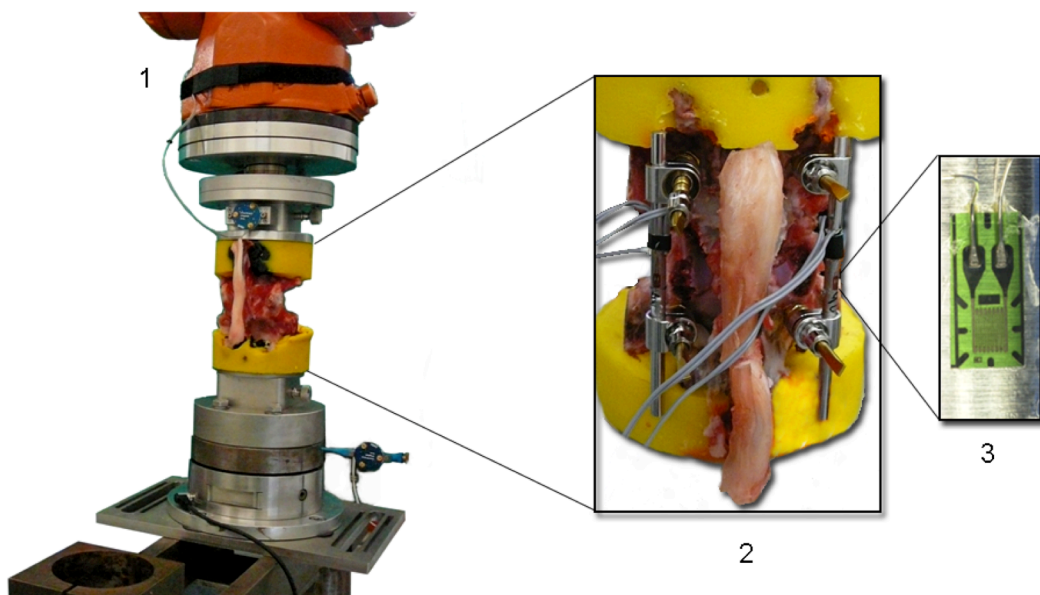
Abbildung Wirbelkörper aus „Essential Anatomy 5“, 3D4Medical.com, mit freundlicher Genehmigung

Abbildung 28: Schematische Darstellung der einzelnen Testzustände:

Intakt, defekt, rigide fixiert, frei gleitend, frei polyaxial, frei polyaxial und frei gleitend.

Ergänzend zum bereits dargestellten Versuchsaufbau wurde der Prüfstand mit einer mobilen Röntgenanlage (PX-15HF, Raytech Diagnostics) kombiniert. Dies ermöglichte eine Korrelation von auch in der klinischen Routine gebräuchlichen Funktionsaufnahmen mit den kinematischen Daten des Roboters und der 3D-Bewegungsanalyse.

Zusätzlich wurde die Belastung der Längsträger mittels uniaxialen Dehnmessstreifen detektiert (Typ 0,6/120LY11, Hottinger Baldwin Messtechnik, Darmstadt, Deutschland, Abbildung 29).



**Abbildung 29: Versuchsaufbau des roboterbasierten Wirbelsäulenprüfstandes.**

Eingespanntes Präparat mit montierten Rigid Bodies zur aktiven optischen Bewegungsanalyse (1) und implantierten Spezialimplantaten (2). Der Prüfstand wurde mit einer Dehnmessung der Längsträger ergänzt (3).

Die Lokalisation des Bewegungszentrums (CoR) wurde mit einer für die klinische Routine zugelassenen Software (FXATM, ACES GmbH - Esslingen, Germany) berechnet. Die Genauigkeit und Reliabilität dieser Technik wurde bereits in anderen Studien dargestellt [42]. Jeder CoR der einzelnen Testzustände wurde mit der nativen Ausgangssituation verglichen und mittels Wilcoxon-Signed-Rank Test ( $P = 0.05$ ) statistisch ausgewertet.

## Ergebnisse

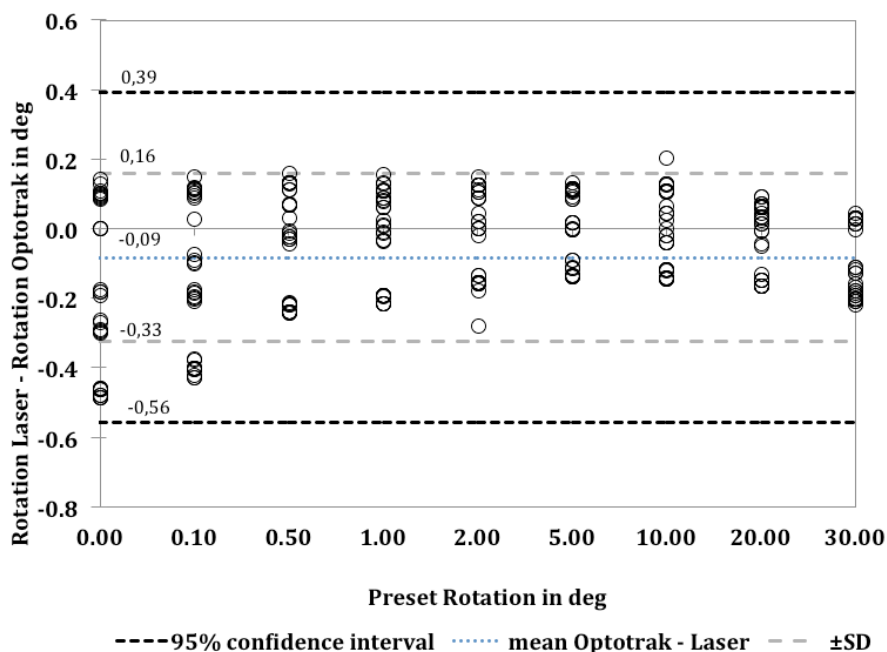
### *Technische Evaluation und Validierung des Prüfstandes*

Die Wiederholgenauigkeit des Roboters betrug  $-0.001 \pm 0.018 \text{ mm} / -0.025 \pm 0.023^\circ$  für Translation/Rotation. Hierbei konnte ein maximaler Rotationsfehler von  $0.042^\circ$  ermittelt werden.

Hieraus ergibt sich eine Genauigkeit der in den Aufbau integrierten Bewegungsanalyse (Optotrak) von  $0.001 \pm 0.034 \text{ mm} / 0.075 \pm 0.12^\circ$ .

Ein signifikanter Unterschied zwischen der realen und der optischen Messung für die Translation konnte nicht nachgewiesen werden ( $p=0.438$ ).

Die Mittelwertdifferenz im Bland-Altman-Diagramm für Rotation weist die Unabhängigkeit beider Methoden innerhalb des 95%igen Vertrauensintervalls nach (Abbildung 30).



**Abbildung 30: Vergleich des Rotationsunterschiedes zwischen der optischen Bewegungsanalyse und der Lasermessung mittels Bland-Altman-Plot.**

Hierbei befinden sich alle Punkte innerhalb des 95% Konfidenzintervall [85].

## Ergebnisse

Die relative Abweichung vom Vorgabewert betrug für Schrittweiten  $>0.1\text{mm}$  unter 10% und verringerte sich auf für Schrittweiten  $>0.2\text{mm}$  auf unter 5%. Weiter konnte eine bleibende Regelabweichung von  $-0.1\text{Nm} \pm 3.7\%$  (Mittelwert  $\pm$  relative Standardabweichung) vom Vorgabemoment ermittelt werden [85] (Abbildung 31).

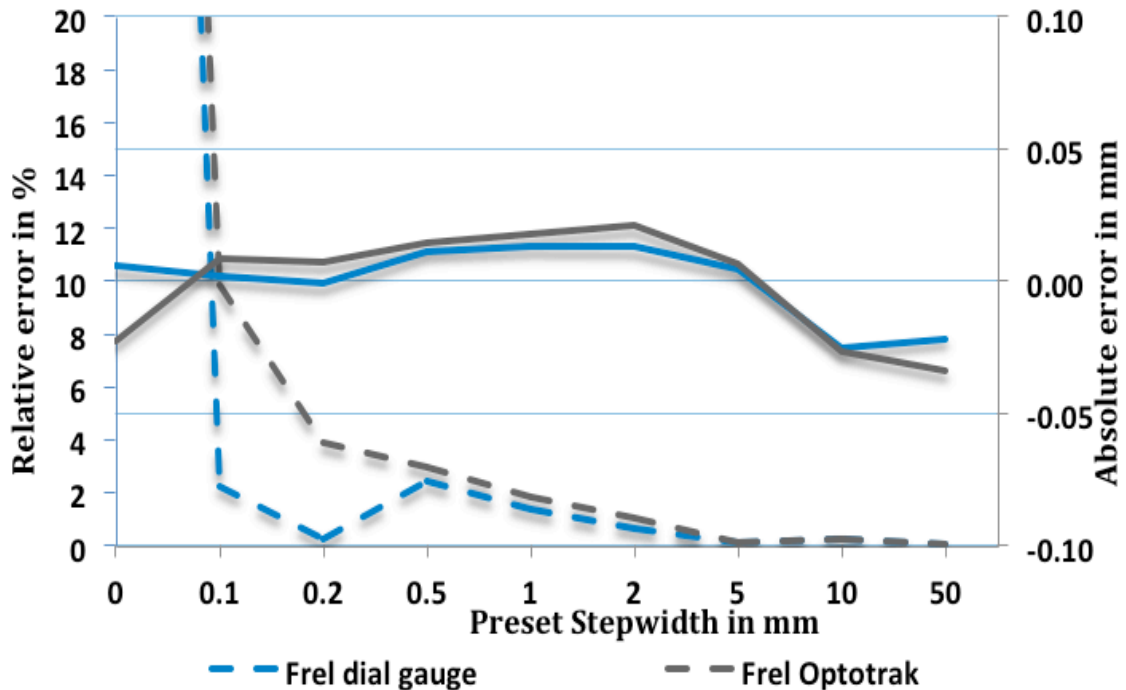


Abbildung 31: Relativer ( $F_{rel}$ ) und absoluter ( $F_{abs}$ ) Translationsfehler des optischen Meßsystems und der in den Roboter montierten Messuhr [85].

### **Biomechanische Evaluation und Validierung des Prüfstandes**

Von kranial nach kaudal konnte eine Zunahme des RoM im Median (Q1/Q3) sowohl für Flexion als auch für Extension beobachtet werden.

Der Vergleich der L3-4 Segmente sowohl der mono- als auch der multisegmentalen Gruppe ergab keine signifikanten Unterschiede bezüglich

## *Ergebnisse*

des RoM für Flexion und Extension ( $p=0.423$  Flexion,  $p=0.522$  Extension). Die Ergebnisse für L3-4 sind in Abbildung 32 dargestellt und Werten aus der Literatur [92] gegenübergestellt. Auch hier konnte kein statistisch signifikanter Unterschied ermittelt werden.

In der multisegmentalen Gruppe nahm die Neutrale Zone (NZ) von kranial nach kaudal zu (Abbildung 33). Hierbei war ein ähnlicher Trend der Zunahme im Vergleich mit der Literatur [92] zu beobachten. Insgesamt war die NZ in unserem multisegmentalen Setup deutlich größer als in den monosegmentalen Reihenversuchen aus der Literatur [92].

## Ergebnisse

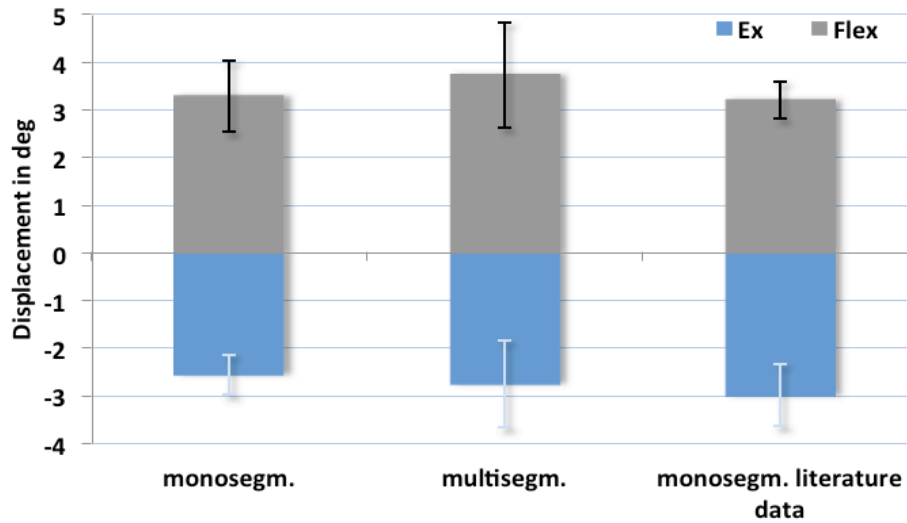


Abbildung 32: Medianer Bewegungsausmaß (RoM) des Segmentes L3/4 für Flexion (positiv) und Extension (negativ) für die monosegmentale sowie die multisegmentale Gruppe.

Vergleich mit Daten für das bovine Zielsegment in der Literatur (rechter Balken). Hierbei konnten keine signifikanten Unterschiede gesehen werden [85].

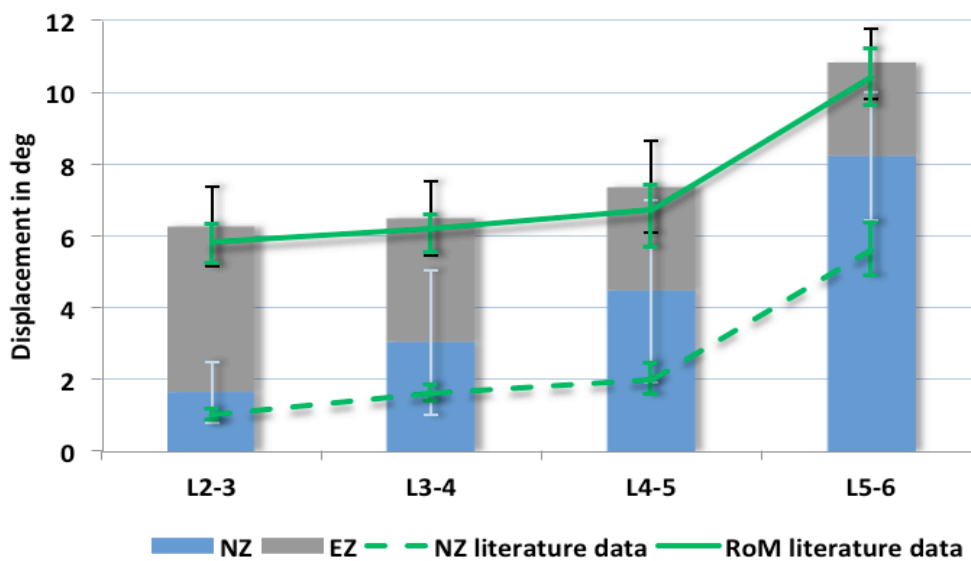


Abbildung 33: Medianes Bewegungsausmaß (RoM) und Neutrale Zone (NZ) für die Segmente L2 bis L6 im bovinen Modell mit vergleichbaren Untersuchungen aus der Literatur (48).

Das gesamte Bewegungsausmaß (RoM) zeigt eine sehr gute Korrelation zu den Vergleichsdaten aus der Literatur. Die Neutrale Zone ist im Trend mit der Literatur vergleichbar, jedoch durchweg deutlich grösser [85].

### **Referenzierung der lokalen Koordinatensysteme anhand individueller Schnittbildgebung**

Durch die Darstellung der genauen Lagebeziehung der eingebrachten Markerschrauben im CT (Abbildung 16 und 47), können spätere Korrekturen in der Ausrichtung der referenzierten lokalen Koordinatensysteme durchgeführt werden.

Auf diese Weise ist es möglich die dreidimensionale Ausrichtung der referenzierten Marker im Raum mit den Daten aus dem CT zu korrelieren, mit der tatsächlichen anatomischen Morphologie zu verknüpfen und an diese anzupassen (Abbildung 48).

Hierbei hat sich gezeigt, dass es essentiell ist, die Marker aus einem Material zu verwenden, welches möglichst wenig Artefakte im CT aufweist. Beispielhaft hat sich hierbei Titan bewährt, Stahl hingegen ist für die spätere Referenzierung aufgrund der Artefakte wenig geeignet (Abbildung 34).



**Abbildung 34: Vergleich von Titan- und Stahlmarkern.**

Bei den Titanmarkern (1) ist eine genaue Lokalisation der Schraube und des Kopfes, welcher mit dem optischen System registriert wurde, möglich. Aufgrund von Strahlungsartefakten bei der Verwendung von Stahlschrauben (2) ist hier keine genaue Zuordnung möglich.

Die dargestellten Korrekturen ermöglichen die einleitend beschriebenen Konventionen, in denen eine genaue Definition des Ursprungs des Koordinatensystems (Ortsvektor) gefordert wird, anhand schnittbildmorphologischer individueller Daten umzusetzen.

### ***Monosegmentale Anwendung des Prüfstandes mit klinischer Fragestellung***

Die nativen monosegmentalen Präparate zeigten ein vergleichbares kinematisches Verhalten, dass sich für Extension und Flexion auch unter der Applikation der Vorlast nicht wesentlich änderte. Tendenzielle Einflüsse durch die Vorlast konnten bei seitlicher Neigung und axialer Rotation gesehen werden.

Alle verwendeten Stabilisierungsmethoden - Pedikelschrauben (PS), Translamina Schrauben (TLS) und Facet Wedge (FW) - führten zu einer signifikanten Reduktion des RoM ( $p < 0,05$ ) im Vergleich zum Nativzustand. Die Steifigkeiten (in der Elastischen Zone) waren für Extension, axiale Rotation und seitliche Neigung ebenfalls signifikant erhöht ( $p < 0,05$ ). Für Flexion zeigte sich eine tendenzielle Zunahme ohne statistische Signifikanz (Abbildung 35 und 36).

Aufgrund der von sich aus sehr steifen monosegmentalen Präparate war eine verlässliche Berechnung der Steifigkeiten in der Neutralen Zone nicht adäquat möglich.

Beim Vergleich der unterschiedlichen posterioren Stabilisierungsverfahren im monosegmentalen Versuchsaufbau ohne anteriore Stabilisierung konnten folgende Beobachtungen gemacht werden:

Bezüglich Extension, Flexion und axialer Rotation zeigten sich keine signifikanten Unterschiede des RoM zwischen den untersuchten Techniken (FW (A4), TLS (B4) und PS (A3, B3)).



## *Ergebnisse*

Bezüglich der Seitlichen Neigung zeigte sich das FW (A4) und die PS (A3) ebenbürtig, die TLS (B4) war der PS (B3) signifikant unterlegen ( $p < 0.05$ ).

Statistische Unterschiede der Steifigkeiten konnten nicht beobachtet werden. Die geringeren Steifigkeiten der TLS waren tendenziell zu erkennen, jedoch ohne statistische Signifikanz. Alle Werte sind in den in Tabelle 2 und 3 dargestellt.

Nach Kombination der einzelnen posterioren Techniken mit einem von lateral implantierten anterioren Fusionscages unter Erhalt der anterioren Zuggurtung zeigten sich folgende Ergebnisse:

Für Extension und Flexion konnten keine signifikanten Unterschiede des RoM und der Steifigkeit bezüglich der einzelnen dorsalen Techniken in Verbindung mit der anterioren Stabilisierung gesehen werden.

Für die den Rom in axialer Rotation zeigten sich die Pedikelschraubeninstrumentierung (B6) und das Facet Wedge (A5) in unserem Versuchsaufbau gleichwertig. Allerdings wurde eine signifikant ( $p < 0,05$ ) bessere Einschränkung des RoM durch die TLS (B5) im Vergleich zur Pedikelschraubeninstrumentation (B6) gesehen (Abbildung 35).

Bezüglich der Steifigkeiten zeigt sich ebenfalls ein tendenzieller Nachteil der PS (B6) gegenüber TLS (B5), allerdings konnten hier keine statistischen Unterschiede bei axialer Rotation gefunden werden.

Für RoM und Steifigkeiten in seitlicher Neigung konnten ebenfalls keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen (TLS, FW, PS) gesehen werden (Abbildung 36).

## Ergebnisse

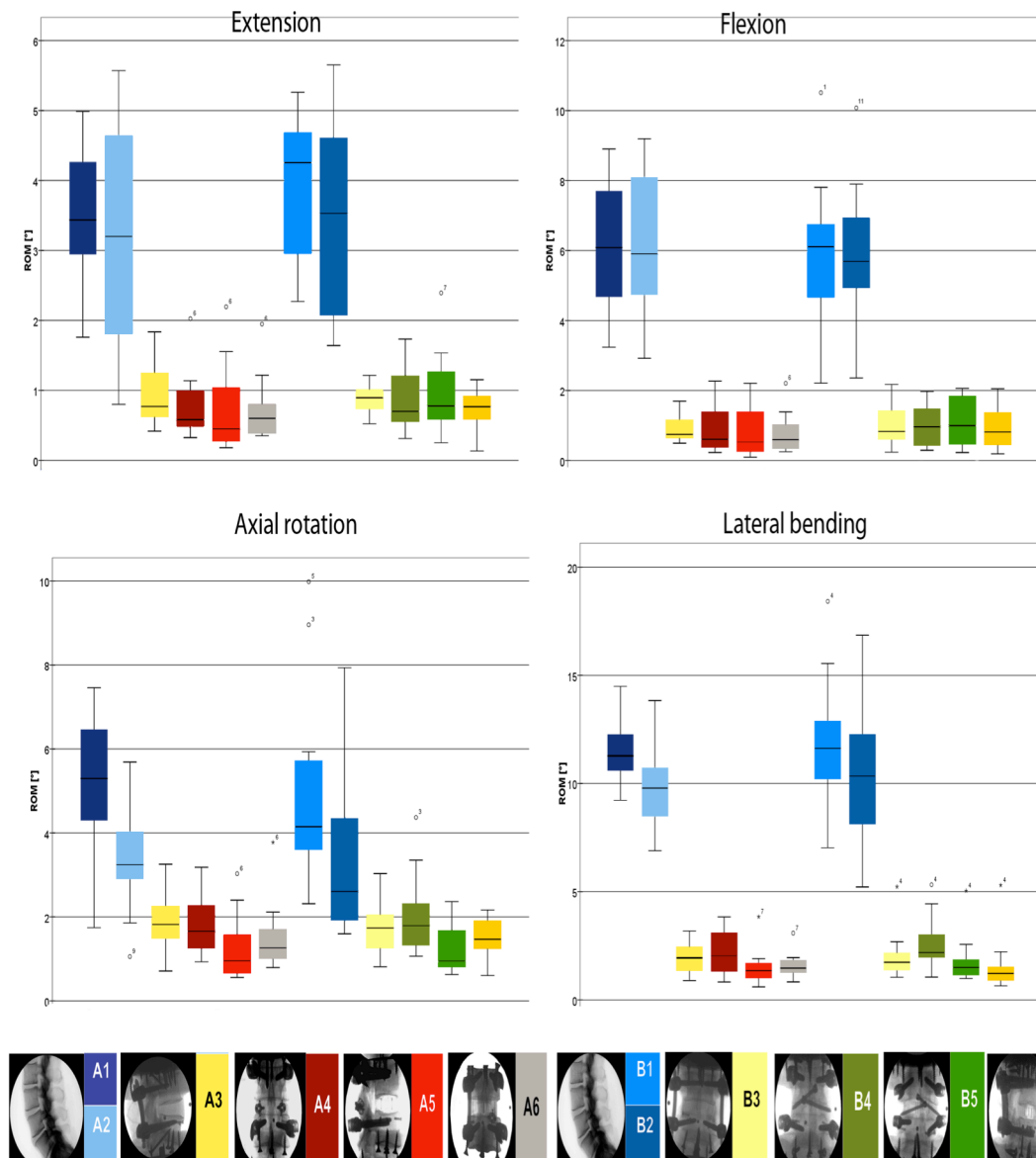


Abbildung 35: Darstellung des Bewegungsumfanges (RoM) für Extension, Flexion, axiale Rotation und seitliche Neigung [84].

# Ergebnisse

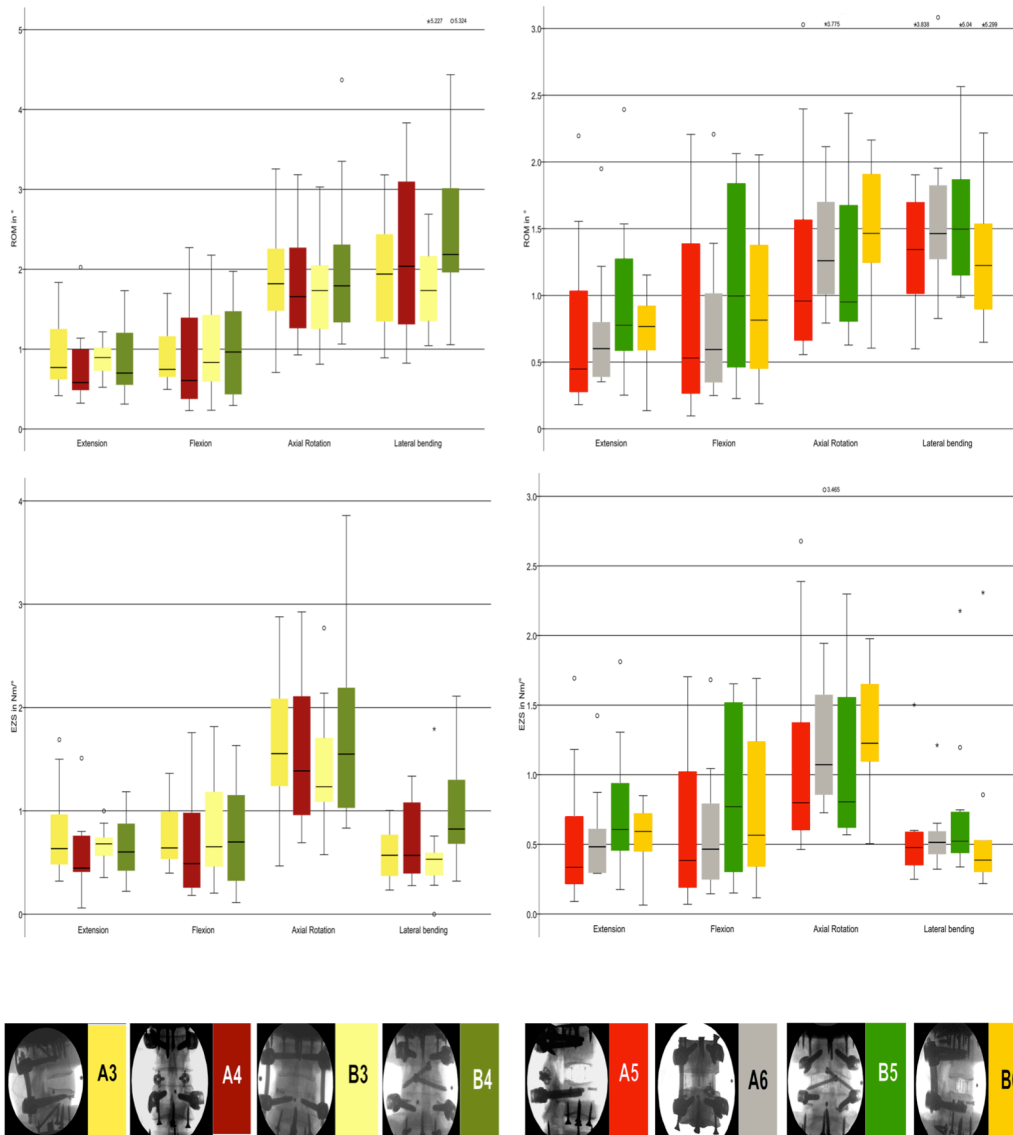


Abbildung 36: Darstellung des Bewegungsumfanges (RoM) und der Steifigkeiten [84].

## Ergebnisse

Tabelle 2: Ergebnisse des Bewegungsumfanges (RoM) der monosegmentalen Testung [84].

	Intakt		Intakt & Preload		PS		FW		FW & Cage		TLIF	
	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10	A11	A12
<b>Extension</b>	3,44 (2,94; 4,26)	3,2 (1,81; 4,63)	0,77 (0,63; 1,25) * A2	0,58 (0,49; 0,99) * A2	0,45 (0,28; 1,03)	0,6 (0,39; 0,8)						
<b>Flexion</b>	6,09 (4,68; 7,7)	5,9 (4,75; 8,09)	0,75 (0,66; 1,16) * A2	0,61 (0,38; 1,39) * A2	0,53 (0,27; 1,38)	0,59 (0,35; 1,01)						
<b>Axiale Rotation</b>	5,3 (4,3; 6,47)	3,24 (2,91; 4,02)	1,82 (1,49; 2,25) * A2	1,66 (1,27; 2,27) * A2	0,96 (0,67; 1,56) * A4	1,26 (1,01; 1,7) * A5						
<b>Seitliche Neigung</b>	11,28 (10,6; 12,27)	9,79 (8,49; 10,71)	1,94 (1,35; 2,43) * A2	2,04 (1,31; 3,09) * A2	1,34 (1,02; 1,69) * A4	1,46 (1,27; 1,82)						

	Intakt		Intakt & Preload		PS		TLS		TLS & Cage		PS & Cage	
	B1	B2	B3	B4	B5	B6	B7	B8	B9	B10	B11	B12
<b>Extension</b>	4,25 (2,96; 4,68)	3,53 (2,08; 4,6)	0,9 (0,74; 1,01) * B2	0,7 (0,56; 1,2) * B2	0,78 (0,59; 1,27)	0,77 (0,59; 0,92) * B3						
<b>Flexion</b>	6,11 (4,68; 6,74)	5,69 (4,94; 6,93)	0,83 (0,6; 1,42) * B2	0,96 (0,44; 1,47) * B2	1 (0,47; 1,84)	0,82 (0,45; 1,37)						
<b>Axiale Rotation</b>	4,15 (3,61; 5,71)	2,6 (1,92; 4,34)	1,73 (1,26; 2,04) * B2	1,79 (1,34; 2,3) * B2	0,95 (0,81; 1,67) * B4	1,47 (1,25; 1,9) * B5						
<b>Seitliche Neigung</b>	11,62 (10,22; 12,89)	10,35 (8,13; 12,27)	1,73 (1,36; 2,15) * B2	2,19 (1,97; 3,01) * B2, B3	1,5 (1,16; 1,86) * B4	1,22 (0,9; 1,53) * B3						

Alle Ergebnisse sind als Median angegeben (1st Quartile; 3rd Quartile); \* = signifikant

## Ergebnisse

Tabelle 3: Ergebnisse der Steifigkeiten der monosegmentalen Testung [84].

	Intakt		Intakt & Preload		PS		FW		FW & Cage		TLIF	
	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10	A11	A12
<b>Extension</b>	4,03 (3,01; 6,15)	3,02 (1,71; 4,66)	8,04 (5,42; 12,91)	7,29 (4,98; 21,05)	10,79 (5,87; 23,79)	10,15 (6,47; 14,8)						
<b>Flexion</b>	4,71 (3,57; 6,07)	4,62 (3,48; 6,24)	* A2 6,77 (4,01; 10,29)	* A2 9,3 (5,93; 15,52)	11,85 (7,17; 28,02)	13,68 (9,11; 20,6)						
<b>Axiale Rotation</b>	4,52 (3,91; 5,11)	4,42 (4,17; 5,95)	11,27 (8,01; 14,9)	11,35 (7,79; 13,68)	15,6 (9,51; 18,27)	14,93 (9,32; 17,7)						
<b>Seitliche Neigung</b>	2,47 (2,07; 2,86)	2,12 (1,99; 2,66)	* A2 5,13 (3,83; 11,74)	* A2 5,06 (3,43; 7,43)	7,55 (5,5; 9,68)	6,79 (4,82; 9,1)						
			* A2	* A2								
	Intakt		Intakt & Preload		PS		TLS		TLS & Cage		PS & Cage	
	B1	B2	B3	B4	B5	B6	B7	B8	B9	B10	B11	B12
<b>Extension</b>	3,49 (2,49; 4,01)	3,66 (2,08; 4,01)	7,65 (4,93; 14,07)	6,1 (3,38; 11,14)	6,73 (3,73; 9,54)	5,24 (3,29; 16,1)						
<b>Flexion</b>	3,17 (2,84; 3,89)	3,93 (3,02; 4,7)	* B2 8,34 (6,69; 10,56)	* B2 7,35 (4,45; 11,4)	8,77 (6,01; 13,84)	8,85 (6,81; 11,1)						
<b>Axiale Rotation</b>	4,59 (3,58; 6,38)	6,55 (4,38; 8,62)	12,07 (8,59; 15,24)	10,11 (6,98; 13,7)	15,92 (11,15; 19,58)	13,22 (9,29; 15,1)						
<b>Seitliche Neigung</b>	2,51 (1,88; 2,8)	2,44 (1,42; 3,39)	* B2 5,4 (3,96; 6,62)	* B2 4,17 (3,37; 5,36)	5,47 (4,5; 8,88)	7,25 (5,49; 11,1)						
			* B2	* B2								

Alle Ergebnisse sind als Median dargestellt (1st Quartile; 3rd Quartile); \* = signifikant

### **Multisegmentale Anwendung des Prüfstandes mit klinischer Fragestellung**

Da nur eine begrenzte Anzahl an Präparaten zur Verfügung stand, mussten die Versuche sequenziert werden. Um den hieraus möglicherweise entstehenden systematischen Fehler gering zu halten, wurde in allen Fällen zunächst der Prototyp (ProC) mit den Größen (Höhe x Breite x Tiefe: 11,35 x 22,66 x 38,53mm oder 13,35 x 22,66 x 38,53mm) eingebracht. Die komplette Expansion des Cages wurde dann mit einem speziell angepassten Messschieber ermittelt. Diese betrug im Median in anterior – posteriorer Auslenkung 2,15 mm (Q<sub>1</sub> = 1,48 mm; Q<sub>3</sub> = 2,75 mm) und in kranio – kaudaler Auslenkung 0,39 mm (Q<sub>1</sub> = 0,04 mm; Q<sub>3</sub> = 0,98 mm).

Der danach eingebrachte Standardcage (SynC) wurde in allen Fällen größer gewählt, als der individuell gemessene expandierte Prototyp (ProC).

#### **Kinematik des Zielsegmentes L3 – L4:**

##### ***Bewegungsumfang, Range of Motion (ROM)***

Zunächst wurde der RoM des intakten Segmentes unter Vorlast bestimmt und als Referenz verwendet. Der Bewegungsumfang für Extension/Flexion des intakten Zielsegmentes betrug im Median 5,97° (Q<sub>1</sub> = 4,1°; Q<sub>3</sub> = 8,28).

Nach Implantation des ProC konnte der RoM für die Extension/Flexion deutlich auf 2,06° (Q<sub>1</sub> = 1,37°; Q<sub>3</sub> = 6,82°) reduziert werden. Dieser Effekt konnte für den SynC nicht gezeigt werden. Der RoM war mit 6,78° (Q<sub>1</sub> = 6,36°; Q<sub>3</sub> = 8,54°) im Median dem Prototyp signifikant ( $p < 0,05$ ) unterlegen.

Ein ähnlicher Effekt konnte für die Seitneigung beobachtet werden. Der Bewegungsumfang des intakten Segmentes 4,87° (Q<sub>1</sub> = 2,29°; Q<sub>3</sub> = 10,02°) konnte durch den ProC auf 3,2° (Q<sub>1</sub> = 2,55°; Q<sub>3</sub> = 3,94°) reduziert werden. Der SynC hingegen zeigte mit 10,38° (Q<sub>1</sub> = 3,12°; Q<sub>3</sub> = 13,49°) einen deutlich erweiterten RoM für die Seitneigung und signifikant ( $p < 0,05$ ) schlechtere Eigenschaften als der ProC.

## Ergebnisse

Im Gegensatz zu Extension/Flexion und seitlicher Neigung konnte der ProC den Bewegungsumfang des intakten Segmentes für die Rotation nicht weiter einschränken. Hierbei zeigte sich für den ProC mit  $2,62^\circ$  ( $Q_1 = 2,3^\circ$ ;  $Q_3 = 3,59^\circ$ ) ein geringfügig größerer Bewegungsumfang als das intakte Segment mit  $2,41^\circ$  ( $Q_1 = 2,01^\circ$ ;  $Q_3 = 3,42^\circ$ ). Im Gegensatz zur Extension/Flexion und Seitneigung scheint jedoch auch beim Prototypen für die Rotation eine gewisse „Schwäche“ vorzuliegen. Diese Limitation der intersomatischen Cage-Stabilisierung für die axiale Rotation wird dann für das Standardimplantat noch deutlicher.

Der SynC zeigte eine deutliche Zunahme des RoM auf  $3,66^\circ$  ( $Q_1 = 3,45^\circ$ ;  $Q_3 = 5,99$ ) und somit ein signifikant ( $p < 0,05$ ) geringeres Stabilisierungspotential auch für die axiale Rotation.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass mit dem Standardimplantat (SynC) im Zielsegment L3 – L4 eine signifikant ( $p < 0,05$ ) geringere Primärstabilität erreicht werden konnte, als mit dem expandierbaren Prototypen (ProC) (Abbildung 37).

## Ergebnisse

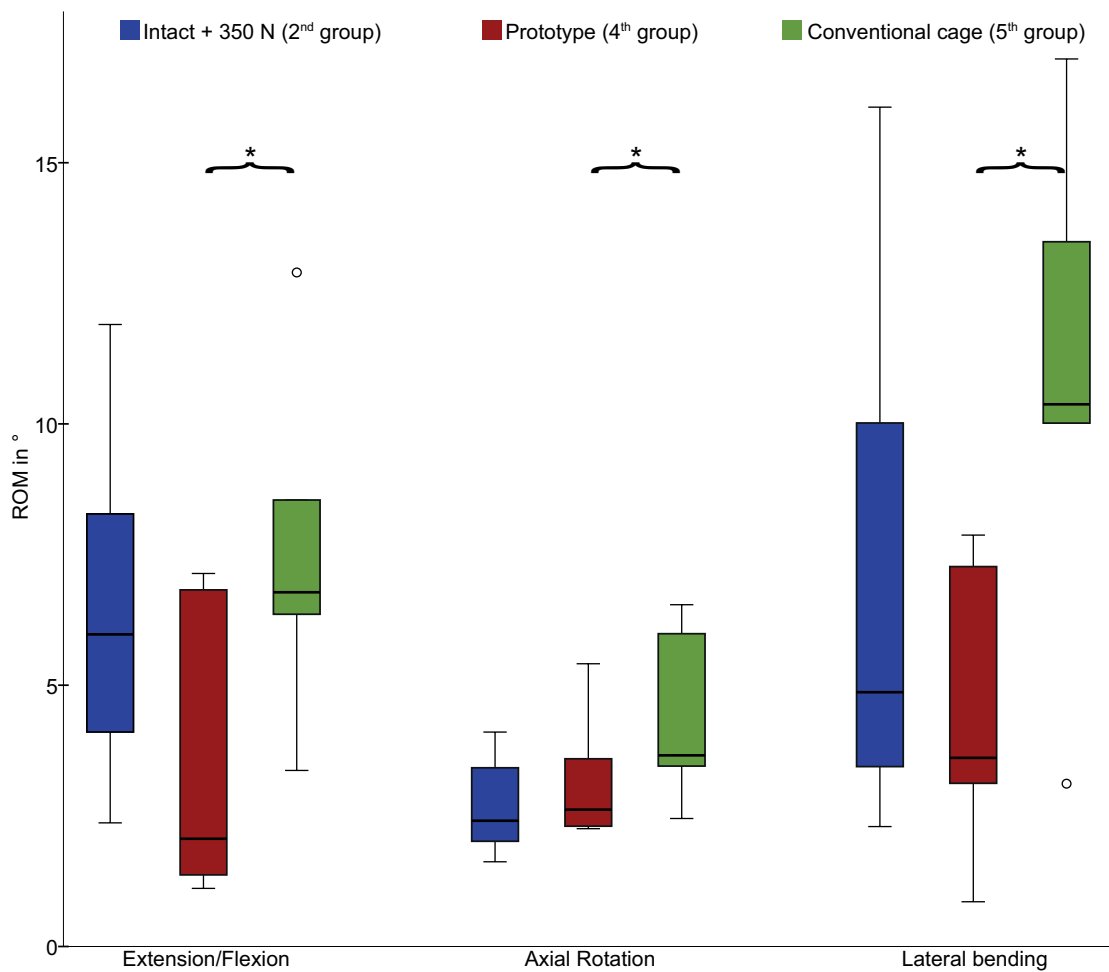


Abbildung 37: ROM nativ, des Standard Cages und des Prototyps für Extension/Flexion, Axiale Rotation und Seitliche Neigung.

### Neutrale Zone (NZ) und Elastische Zone (EZ)

Für die Neutrale Zone konnten analog zum RoM die Schwächen des Standardimplantats dargestellt werden (Abbildung 38).

In der Elastischen Zone präsentierte sich ein dezent differentes Bild. Die für die Neutrale Zone und den gesamten RoM dargestellten Unterschiede für Extension/Flexion und Seitneigung waren zwar auch in der Elastischen Zone erkennbar, allerdings konnten hier keine statistischen Signifikanzen nachgewiesen werden. Für die Rotation zeigte sich eine geringere EZ als der intakte Zustand (Abbildung 39).



## Ergebnisse

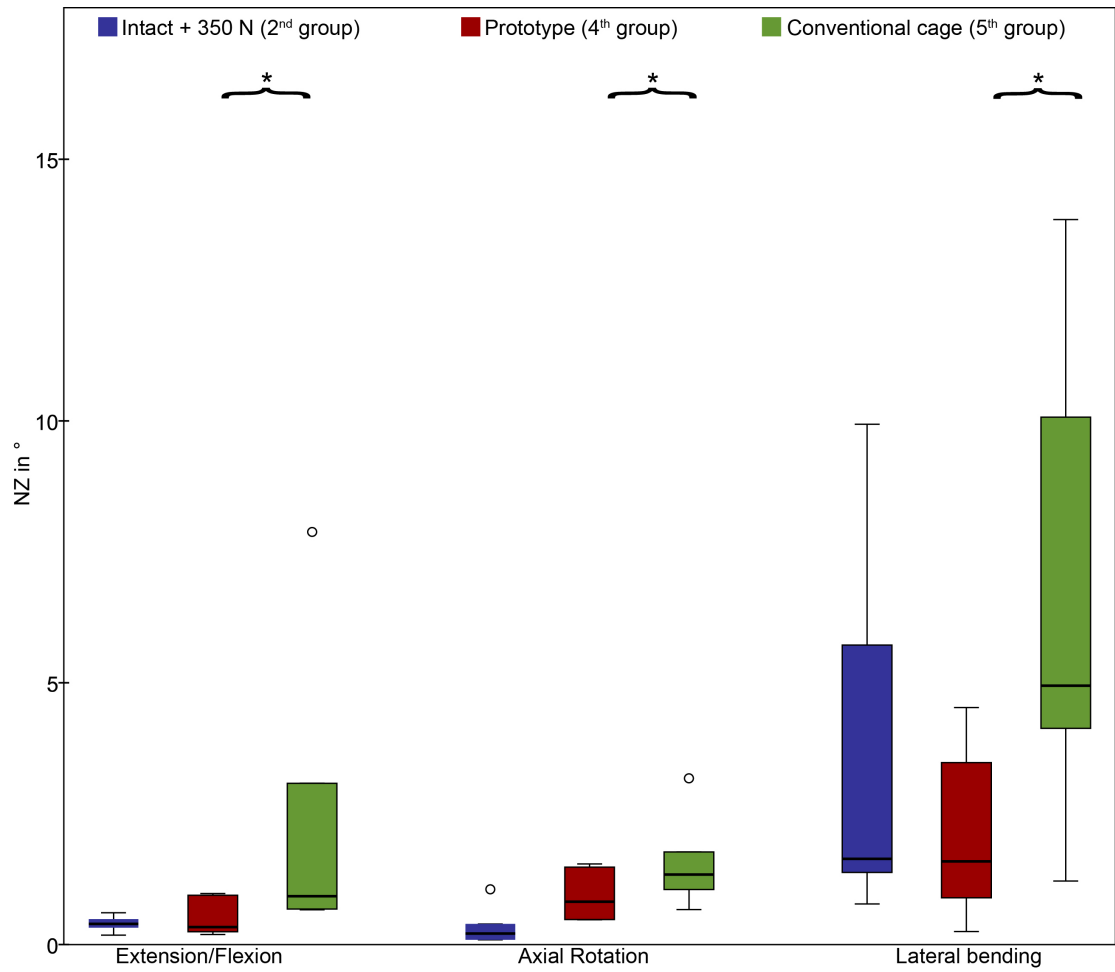


Abbildung 38: Neutrale Zone (NZ) nativ, des Standard Cages und des Prototyps für Extension/Flexion, Axiale Rotation und Seitliche Neigung.

## Ergebnisse

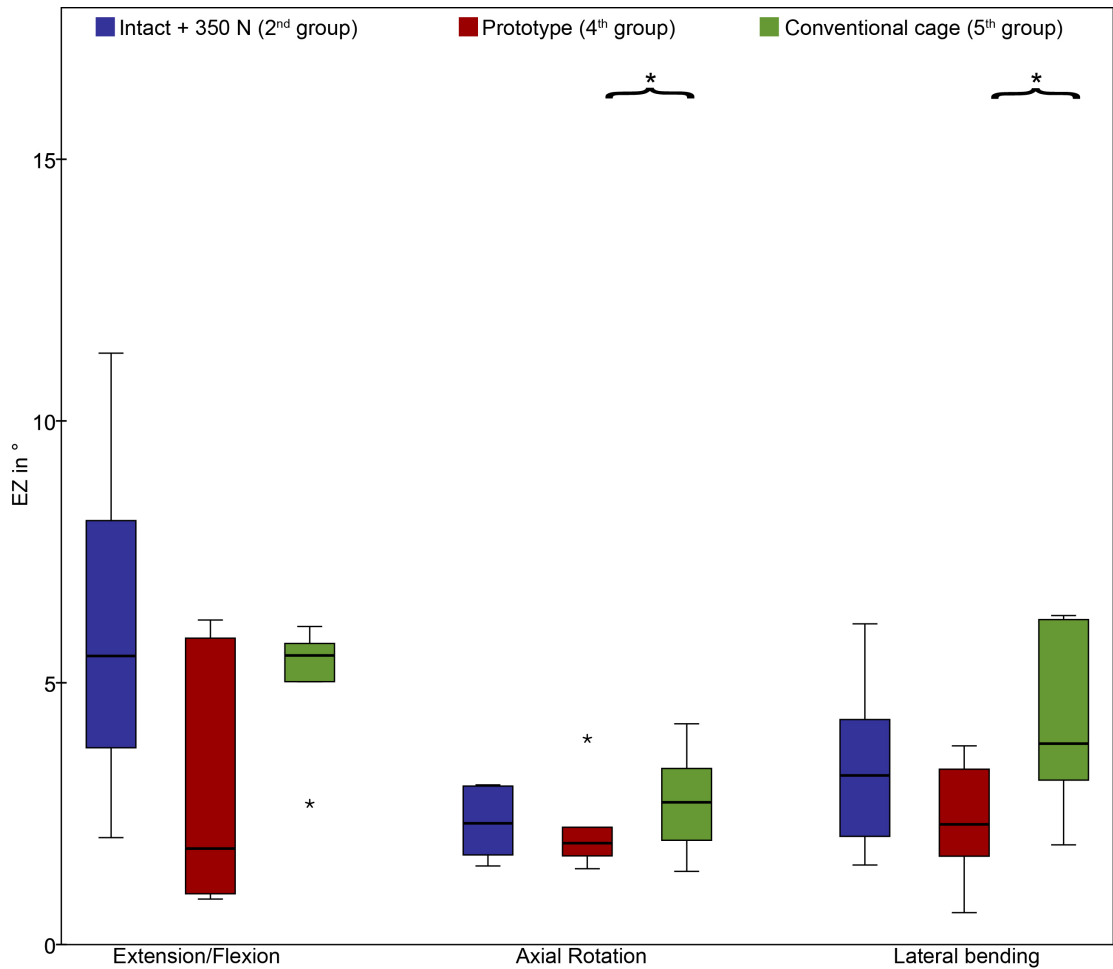


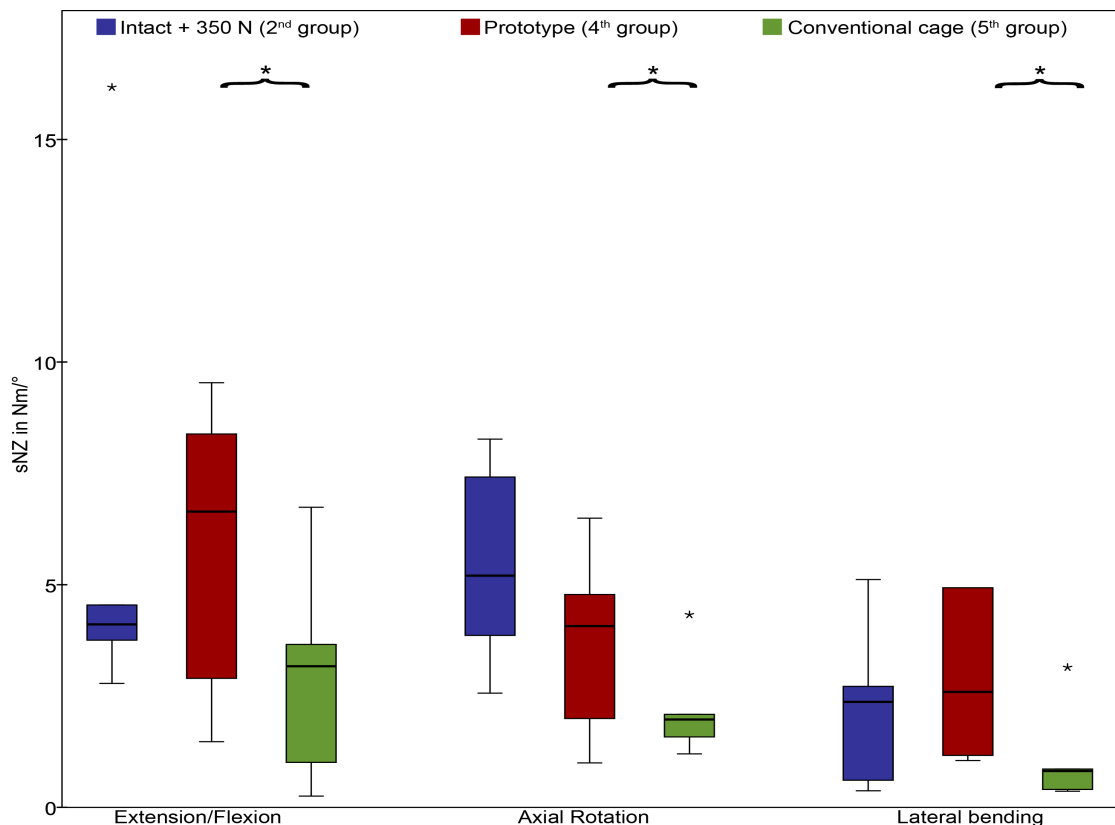
Abbildung 39: Elastische Zone (EZ) nativ, des Standardcages und des Prototypes für Extension/Flexion, Axiale Rotation und Seitliche Neigung

Die segmentale Steifigkeit des ProC war für das Zielsegment L3 – L4 in der Neutralen Zone in allen Bewegungsrichtungen ebenfalls signifikant erhöht ( $p < 0,05$ ). In der Elastischen Zone (EZ) konnten in Extension/Flexion und seitlicher Neigung für den ProC eine signifikante Erhöhung der Steifigkeit nachgewiesen werden ( $p < 0,05$ ).

**Steifigkeit in der Neutralen Zone (NZs) und in der Elastischen Zone (EZs)**

Die Steifigkeiten in der Neutralen Zone (NZs) für alle drei Bewegungsrichtungen zeigte analog zum ROM einen signifikanten Vorteil für den Prototypen. Der Unterschied zwischen ProC und SynC war für die Seitneigung am größten (Abbildung 40).

In der Elastischen Zone zeigten der Prototyp und der Standard Cage für Rotation ähnliche Steifigkeiten (EZs). Für Extension/Flexion und seitliche Neigung hingegen war auch in der Elastischen Zone der Prototyp dem Standardimplantat signifikant überlegen ( $p < 0,05$ , Abbildung 41).



**Abbildung 40: Darstellung der Steifigkeit in der Neutralen Zone (NZs)**

## Ergebnisse

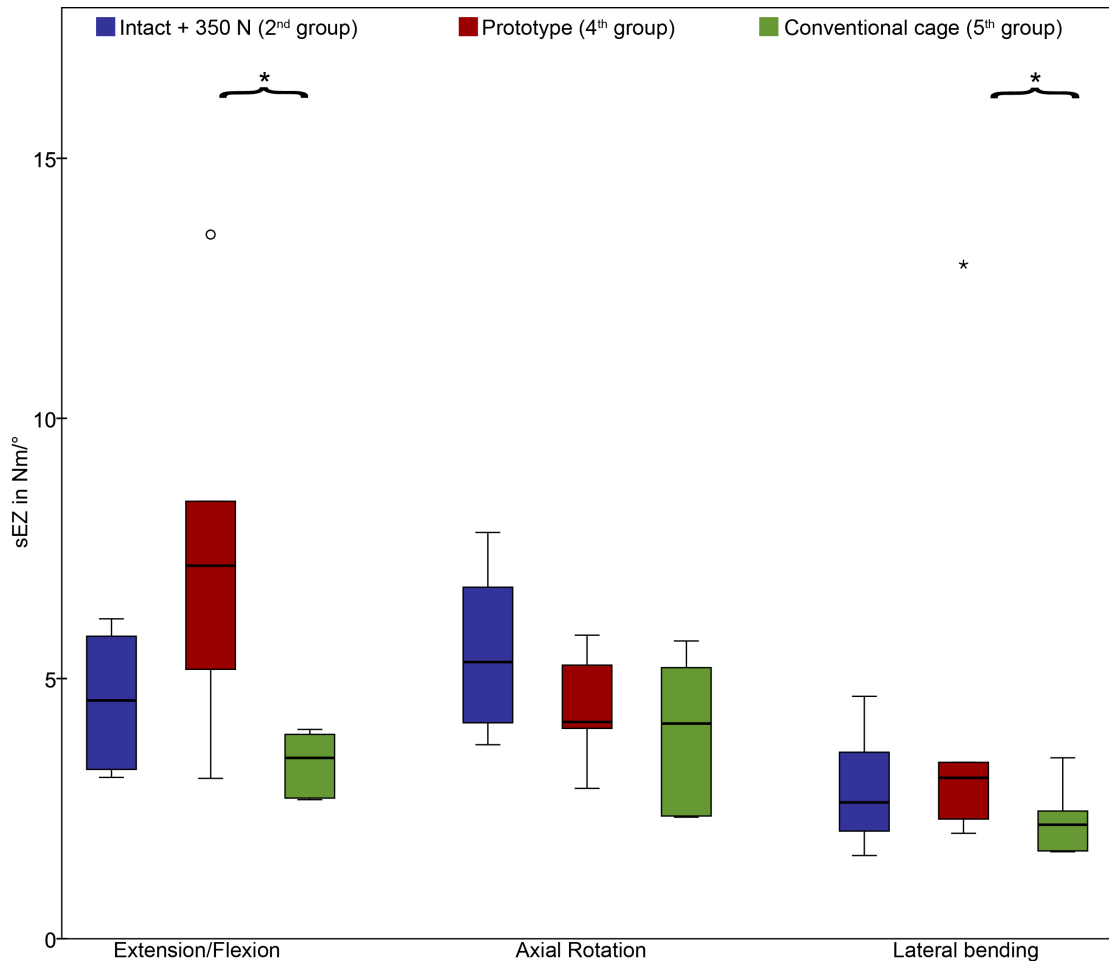


Abbildung 41: Darstellung der Steifigkeit in der Elastischen Zone (EZs)

### Einfluss auf die angrenzenden Segmente L2/3 und L4/5

Für die nichtinstrumentierten, angrenzenden Bewegungssegmente konnte statistisch kein Einfluss der beiden Cages (SynC und ProC) hinsichtlich RoM, Neutrale Zone, Elastische Zone und Steifigkeiten nachgewiesen werden.

### Druckverteilung

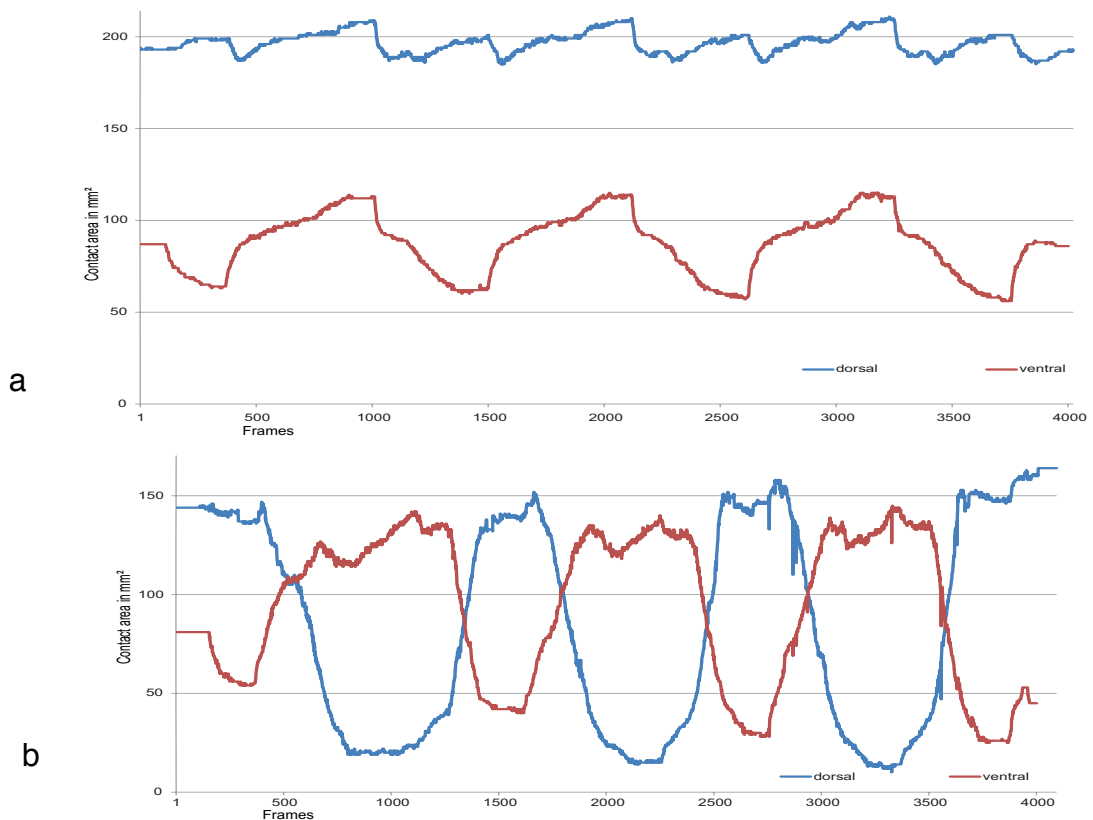
Die Kalibrierung des Drucksensors wurde entsprechend der Herstellerempfehlung mit 100N bzw. 400N mittels einer Zweipunktkalibrierung durchgeführt. Diese Werte wurden anhand der intradiskalen Druckmessung aus der Literatur gewählt [93]. Der von Wilke et al. beschriebenen

## Ergebnisse

Druckbereich konnte auch in unserem Testaufbau relativ konstant zwischen der kranialer Bandscheibe L3/4 und Grundplatte LWK 3 ohne Cage gemessen werden.

Nach Einbringen sowohl des Prototypen (ProC) als auch des Standardimplantats überschritten diese Druckspitzen das gewählte Kalibrationslimit deutlich, so dass hier nur eine quantitative Auswertung der Kontaktflächen innerhalb der kalibrierten Grenzen beschrieben werden kann.

Abhängig von Extension und Flexion wird die ventrale Auflagefläche mehr oder weniger belastet (a). Der SynC hingegen belastet entweder die ventrale oder die dorsale Auflagefläche des Cages in Abhängigkeit von Extension oder Flexion (Abbildung 42).



**Abbildung 42: Druckverlauf in Extension und Flexion**

Der ProC hält einen relativ konstanten Druck im Bereich der dorsalen Auflagefläche. Abhängig von Extension und Flexion wird die ventrale Auflagefläche mehr oder weniger belastet (a).

Der SynC hingegen belastet entweder die ventrale oder die dorsale Auflagefläche des Cages in Abhängigkeit von Extension oder Flexion (b).

## *Ergebnisse*

Ebenfalls konnten wie in der Literatur beschrieben, bei Seitneigung dorso-laterale Druckspitzen dargestellt werden [94,95].

Beide Cages zeigten zunächst hauptsächlich eine ventrale und eine dorsale Auflage mit unterschiedlich großer Kontaktfläche.

Während der ProC im posterioren Bereich relativ konstanten Anpressdruck aufwies und abhängig von der Extensions-Flexions-Bewegung anterior eine wechselnde Druckverteilung zeigte, konnte Standardimplantat ein eher antizyklisches Verhalten festgestellt werden. Während Rotation und Seitneigung stellten sich hauptsächlich rechts und links Druckfelder dar (Abbildung 43).

Ergebnisse

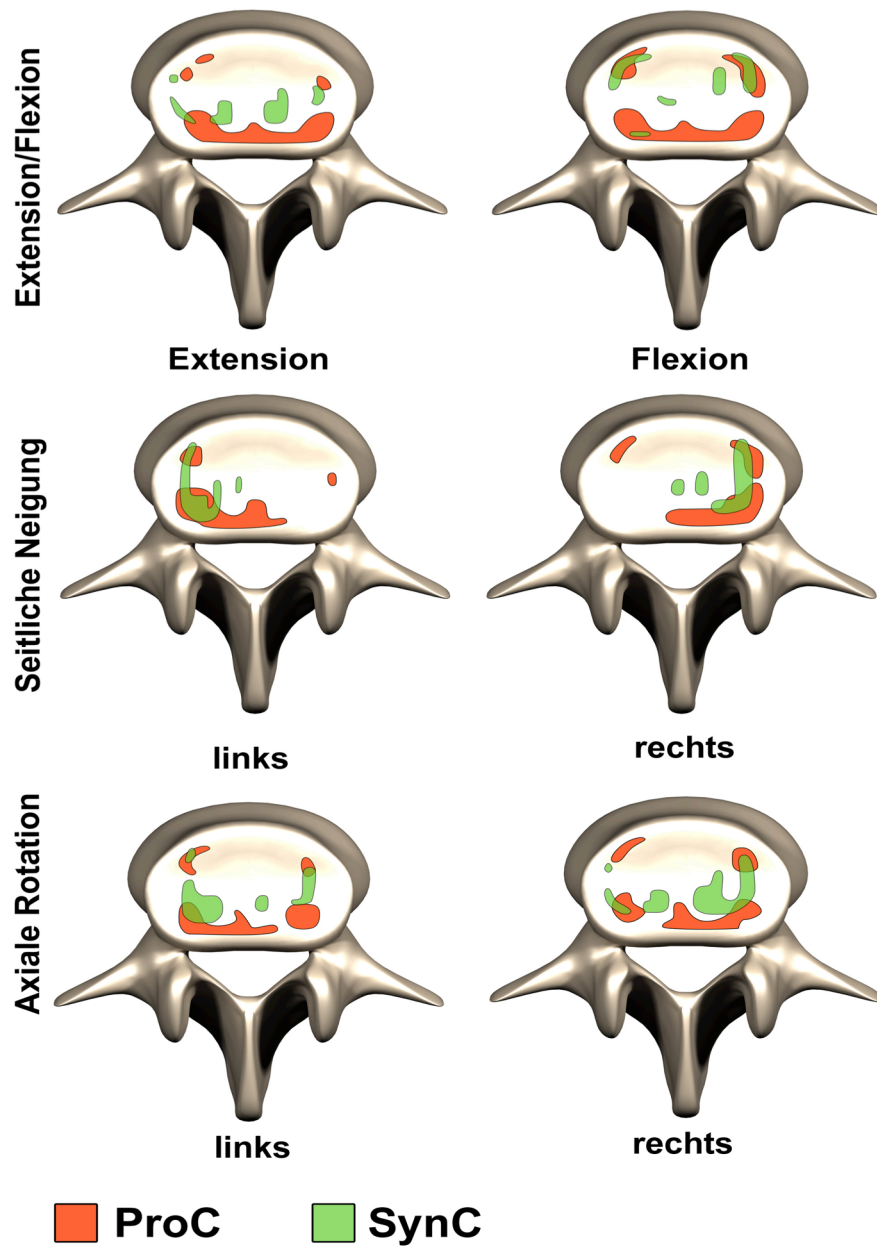


Abbildung 43: Gemittelte Druckverteilung des ProC und SynC in Abhängigkeit der Bewegung.

## Finite Helikale Achsen

### Berechnung von Finite Helikale Achsen (FHA) aus Daten der Validierungsstudie [85]

Die Möglichkeit, jeden einzelnen Wirbelkörper während der kinematischen Untersuchung dreidimensional im Raum darstellen zu können, ermöglichte die Berechnung Finiter Helikaler Achsen (FHA) aus den Daten der Validierungsstudie.

Um eine vereinfachte Interpretation zu gewährleisten wurden die FHA nach Bewegungsrichtung in der Sagittalebene (x-z) reduziert und gruppiert. Der Durchtrittspunkt der Helikalen Achse zum definierten Zeitpunkt als quasi Rotationszentrum „CoR“ wurde in Folge gemäß Schulze et al. dargestellt [42]. Weiter wurden die Positionsdaten jedes Wirbelkörpers mit dem Datensatz der Biegemomente aus dem Roboter kombiniert und in die Last-Deformationskurven integriert (Abbildung 44).

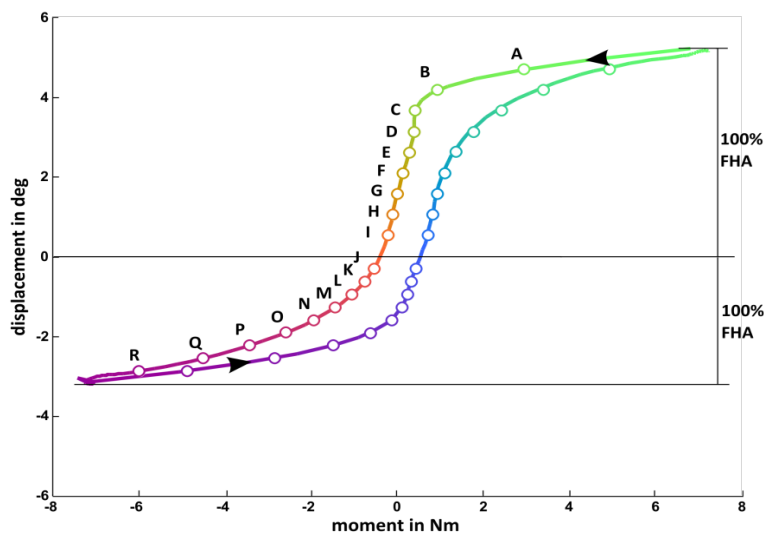


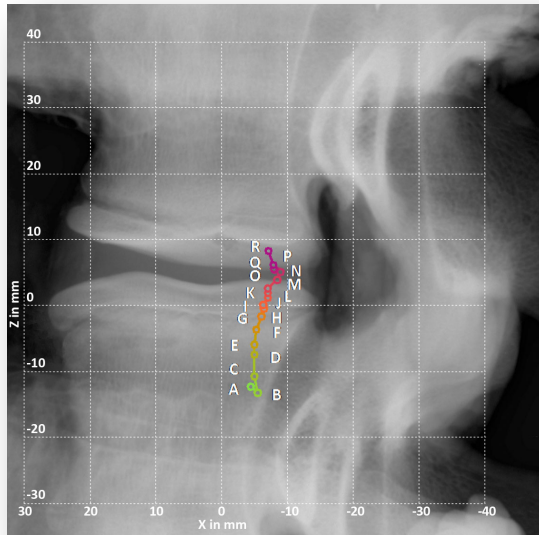
Abbildung 44: Repräsentative Last-Deformationskurve zur Vereinfachung der FHA-Interpretation.

Als Punkte sind die jeweiligen 10% Inkremente dargestellt, die zur Berechnung der FHA genutzt wurden.

Um zusätzlich eine bessere Visualisierung dieser komplexen Beschreibung der Kinematik des Wirbelsegmentes zu ermöglichen, wurde das Präparat während der kinematischen Versuche mittels Projektionsradiographie dargestellt und die FHA mit der entsprechenden Röntgenaufnahme nach der



Definition von Percy und Bogduk korreliert und transferiert [96] (Abbildung 45).

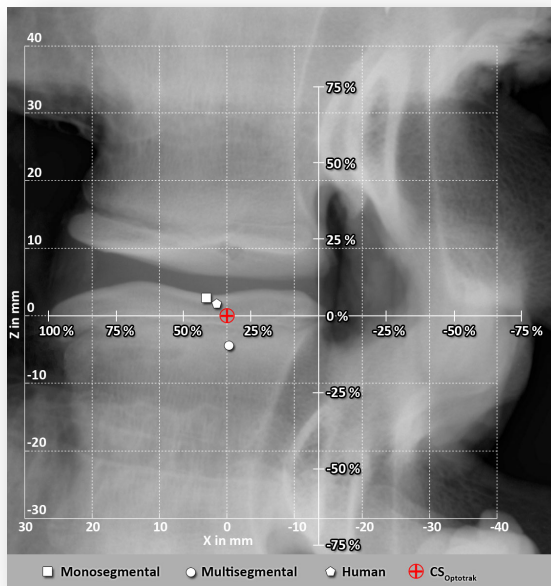


**Abbildung 45: Projektion der jeweiligen berechneten CoR in das korrespondierende Röntgenbild.**

Die Farbkodierung entspricht der Darstellung der Inkremente aus **Abbildung 44**

Pearcy et al. berichten, dass sich in einer projektionsradiographischen humanen Probandenstudie das projizierte Rotationszentrum  $38 \pm 10\%$  in x-Richtung und  $-4 \pm 11\%$  in z-Richtung befindet.

Das vereinfachte „quasi“ Rotationszentrum der monosegmentalen bovinen Präparate ( $41 \pm 22\%$  in x-Richtung und  $6 \pm 20\%$  in z-Richtung) war mit dem der multisegmentalen bovinen Präparate ( $33 \pm 32\%$  in x-Richtung und  $-10 \pm 51\%$  in z-Richtung) vergleichbar (Abbildung 46).



**Abbildung 46: Projektion der Mittelwerte der Durchtrittspunkte der FHAs mono- und multisegmentaler Präparate im seitlichen Röntgenbild im Vergleich zu humanen in vivo Daten aus der Literatur.**

Die Daten wurden gemäß den Vorgaben von Percy und Bogduk [96] anhand des Koordinatensystems des Optischen Messsystems (CS Optotrak) transferiert.

Die in den verschiedenen Studien verwendeten Präparate zeigten eine hohe Varianz in ihrer Steifigkeit.

Bei der Berechnung der Achsen in Abhängigkeit von fix definierten Inkrementen (z.B. je  $1^\circ$ ) würden für ein Präparat mit einer geringen Steifigkeit deutlich mehr Achsen berechnet werden können, als dies für eine Präparat mit einer hohen Steifigkeit möglich wäre.

Dieser Umstand ließ eine Berechnung der Achsen in Abhängigkeit definierter Inkremente als nicht praktikabel erscheinen.

Daher wurde eine relative Normierung durchgeführt:

Zunächst wurde die Last-Deformationskurve in 4 Quadranten aufgeteilt. Für jeden Quadrant konnten nun die Achsen der 10%-Inkremente berechnet und eine ausreichend hohe Auflösung erreicht werden.

### **Möglichkeit der Darstellung der FHAs nach anatomischer Korrelation mit dem spezifischen 3D-CT-Datensatz**

Die genaue individuelle Registrierung der dreidimensionalen Anatomie ermöglicht die Darstellung der FHAs im anatomischen Bezug zum

## Ergebnisse

Bewegungssegment. Hierbei zeigt sich der Ursprung des Koordinatensystems ohne die beschriebene Korrektur auf einem projizierten Schnittpunkt der eingebrachten Markerschrauben (Abbildung 47).

Nach entsprechender Korrektur des Ursprunges des Ortsvektors in die Deckplatte projizieren sich die FHA's in den erwarteten Bereich der Bandscheibe (Abbildung 48). Diese Korrektur lässt sich beliebig entsprechend der dargestellten Konventionen durchführen.

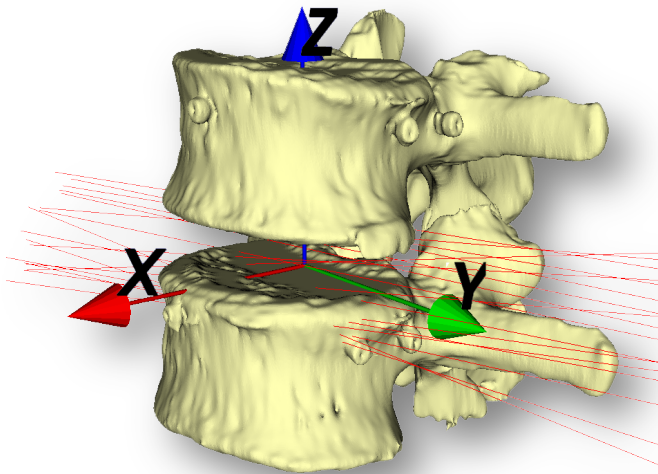


Abbildung 47: Darstellung der Bewegungsachsen (FHA) mit anatomischer Korrektur der Koordinatensysteme anhand individueller 3D-Bildgebung

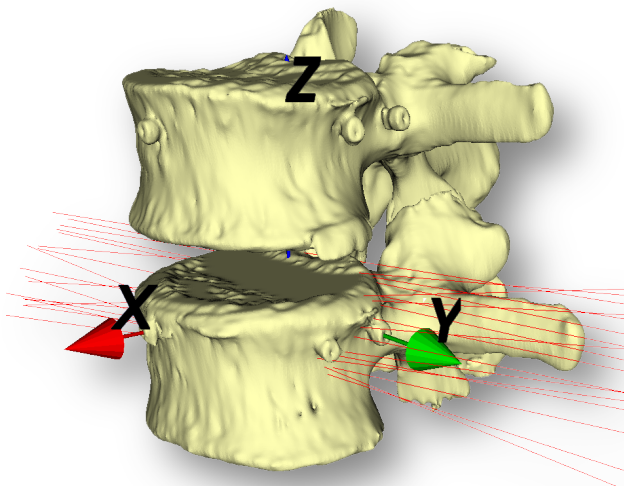


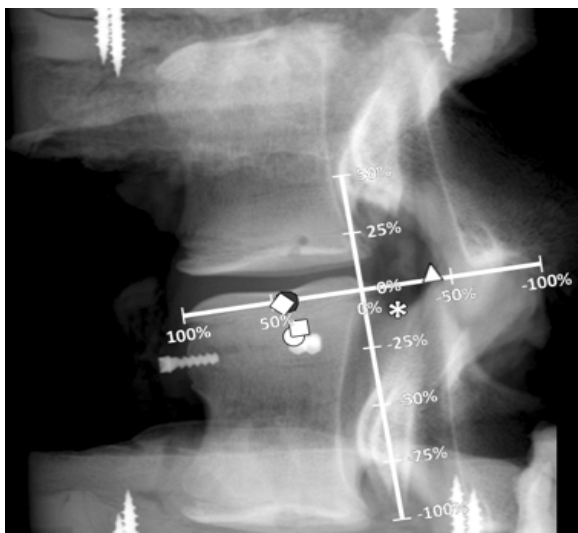
Abbildung 48: Darstellung der Bewegungsachsen (FHA) ohne anatomische Korrektur

**Anwendung des Prüfstandes zur Evaluation innovativer experimenteller Fragestellung [86]**

Das intakte monosegmentale Präparat wies einen medianen Bewegungsumfang (RoM) in Flexion-Extension von 5.6° auf. Das Rotationszentrum (CoR) wurde 42 % in x-Richtung und -15% in Z-Richtung lokalisiert (Abbildung 49).

Nach experimentellem Defekt gemäß etablierter Protokolle [89,90] konnte sowohl eine signifikante Zunahme des RoM (59%, 8,9°) als auch eine Wanderung des CoR nach kranial in die Deckplatte des Wirbelkörpers (-1% Z-Richtung) beobachtet werden. In X-Richtung war die Veränderung des CoR marginal nach anterior verlagert(44,5%).

Die rigide Pedikelschraubeninstrumentation reduzierte den RoM signifikant auf 21,4% des intakten Zustandes. Das CoR wanderte nach dorsal (-39.5%) und befand sich auf Niveau der Längsträger bzw. der Facettengelenke. In Z-Richtung verblieb das CoR kranialisiert (2.5%) und vergleichbar dem defekten Zustand.



- |          |                               |
|----------|-------------------------------|
| ○ intakt | ✱ frei polyaxial              |
| ◇ defekt | □ frei gleitend               |
| △ rigide | ● frei gleitend und polyaxial |

**Abbildung 49: Repräsentative Darstellung der Lokalisation der CoR der verschiedenen Zustände (intakt, defekt, rigide fixiert, polyaxial, frei gleitend, frei gleitend und polyaxial).**

## *Ergebnisse*

Die Möglichkeit des freien Gleitens der Längsträger schränkte den RoM deutlich weniger als die rigide Fixierung ein, blieb aber dennoch mit 64% des intakten Zustandes signifikant reduziert. Allerdings konnten die CoR sowohl in X-Richtung als auch in Z-Richtung vergleichbar dem intakten Zustand rekonstruiert werden.

Ein Beibehalten der Polyaxialität im Schraubenkopf zeigte bezüglich des RoM ähnliche Effekte wie bei der rigiden Fixierung. In X-Richtung wanderte das CoR in Richtung Schraubenkopfgelenk (-17,5%). Lediglich das CoR in Z-Richtung war deutlich kaudaler lokalisiert (-10.5%) als bei der rigiden Fixierung.

Die Kombination aus freier Polyaxialität und Gleitens der Längsträger resultiere in vergleichbaren Werten für RoM und CoR wie der defekte Zustand (Abbildung 49).

## Diskussion

### *Technische Validierung des Prüfstandes*

Vor der Verwendung des Prüfstandes ist eine Überprüfung der Validität der gewonnenen Ergebnisse unabdingbar. Dies erfolgte zunächst technisch. Hierbei lag die ermittelte translatorische Genauigkeit des Roboters deutlich über der Herstellerangabe mit  $\pm 0.2\text{mm}$ . Da der verwendete Roboter ursprünglich zur industriellen Automobilherstellung entwickelt wurde, beziehen sich die Herstellerangaben auf eine Nutzlast von 125kg. Ähnlich verhält sich die Rotationsgenauigkeit, welche für den Roboter mit  $0.025\pm 0.023^\circ$  und mit  $0.075\pm 0.12^\circ$  in Verbindung mit Optotrak ermittelt wurde.

Verglichen zu anderen Testaufbauten, welche in Tabelle 4 dargestellt sind, zeigt die technische Überprüfung des verwendeten robotergestützten Systems gemäß den Empfehlungen für einen Bland-Altman Plot [73] eine höhere Systemgenauigkeit. Diese ist in einer besseren Wiederholgenauigkeit sowohl für Translation als auch für Rotation begründet [33,37,97,98].

Die verbleibende geringe Regelabweichung von  $0.1\text{Nm}\pm 3.7\%$  lässt sich nicht mit der Literatur vergleichen, da diese in den verfügbaren Arbeiten nicht beschrieben ist. Alle Kräfte und Momente wirkten auf die primäre Bewegung. Gekoppelte Bewegungen, d.h. resultierende Bewegungen in andere Richtungen konnten erfolgreich und zuverlässig von der Steuerung ausgeglichen und verhindert werden. Entsprechend wurden die Konventionen für die Applikation Reiner Momente, wie dies von Panjabi 1988 [22] propagiert und als Goldstandard definiert wurde [3,29] mit unserem roboterbasierten Prüfstand eingehalten.

### **Biomechanische Validierung des Prüfstandes**

Neben der technischen Validierung ist es nötig, zu klären, wie die gemessenen Ergebnisse späterer Studien mit den Ergebnissen anderer Arbeitsgruppen vergleichbar sind. Dies ist nötig, da trotz definierter Anforderungen und Konventionen, welche einleitend dargestellt wurden, eine hohe Varianz an technischen Umsetzungen in den verschiedenen Arbeitsgruppen zu finden ist und in Tabelle 1 und 4 nochmals exemplarisch dargestellt wurde.

Um eine zumindest ansatzweise mögliche Vergleichbarkeit zur Literatur herzustellen, wurde unter methodisch vergleichbaren Bedingungen zur verfügbaren Literatur [92] der RoM sowohl für den monosegmentalen als auch für den multisegmentalen Aufbau durchgeführt.

Hierbei zeigten sich für den RoM im Zielsegment keine statistischen Unterschiede (Abbildung 32). Diese Beobachtung stützt die Hypothese, dass die Applikation von Reinen Momenten gemäß den einleitend dargestellten Konventionen auch für den multisegmentalen Aufbau erreicht wurde. Der hierbei ermittelte segmentale RoM in beiden Versuchsaufbauten korrelierte gut mit der Literatur [92] mit einer maximalen Abweichung von 2.7%.

Diese Beobachtung steht in einem gewissen Widerspruch zu den Beobachtungen von Dickey und Kerr [99] im porkinen und von Kettler et al. [100] im ovinen Modell.

Der Unterschied zwischen mono- und multisegmentalem Aufbau in der Arbeit von Dickey und Kerr wurde darauf zurückgeführt, dass bei monosegmentalen Aufbauten sowohl das supraspinöse Band als auch das anteriore Längsband reseziert bzw. in ihrer ursprünglich multisegmental angelegten Funktion eingeschränkt sein.

Diese Beobachtungen stehen zu unseren Ergebnissen nur bedingt im Widerspruch. Ein möglicher entscheidender Unterschied im Testaufbau ist die Verwendung von 13Nm im porkinen Modell. Hierbei ist ein potentieller Effekt der anterioren sowie posterioren Zuggurtung im *in vitro* möglich.

## Diskussion

Basierend auf den *in vivo* Versuchen von Rohlmann et al. ist anzunehmen, dass die Verwendung von 7,5Nm deutlich physiologischer anzusehen ist. Hierbei wurden in einer implantierten Instrumentierung Biegemomente bis 7Nm gemessen [101]. Möglicherweise ließen sich die Beobachtungen von Dickey und Kerr [99] unter der Verwendung von höheren Momenten bestätigen. Allerdings scheint die nicht zuletzt basierend auf den dargestellten Beobachtung von Rohlmann et al. [101], aber auch in Hinblick der Einhaltung der einleitend dargestellten Empfehlungen von Wilke et al. [3] die Verwendung von 7,5Nm weiterhin sinnvoll.

Kettler et al. [100] untersuchten den Einfluss der Präparatlänge auf den RoM. Hierbei zeigte sich, dass das segmentale Bewegungsausmaß der Flexion unter der Applikation von 3,75Nm im monosegmentalen Präparat signifikant grösser war als im multisegmentalen Präparat. Allerdings wurden die Präparate in dieser Studie zunächst multisegmental getestet. Anschließend erfolgte die weitere Präparation und Verwendung der gleichen Wirbelsäulen als monosegmentale Präparate zur erneuten Testung. Möglicherweise liegen in diesem Vorgehen potentielle Einflussfaktoren vor.

Zur Evaluation und Validierung des Prüfstandes wurden Kalbswirbelsäulen verwendet. Diese werden für bestimmte biomechanische Fragestellungen als eine adäquate Alternative zur humanen Wirbelsäule angesehen. Dies wurde ausführlich für die unterschiedlichen Bewegungssegmente untersucht und verglichen [102]. Die vorliegenden Daten bieten daher eine gute Grundlage für viele biomechanische Arbeiten und somit eine ideale Basis für die biomechanische Evaluation und Validierung des Prüfstandes.

Ein direkter Vergleich zu anderen Modellen im Schaf oder Schwein ist allerdings nicht zulässig. Daher können diesbezüglich leider nur sehr eingeschränkte Aussagen gemacht werden.



## *Diskussion*

Die neutrale Zone für L2-3 zeigte einen Anteil von 20% am RoM. Diese Beobachtung ist mit den Referenzwerten von Wilke et al. vergleichbar.

In den weiter kaudal gelegenen Segmenten zeigte sich ein deutlich erhöhter Anteil der Neutralen Zone am RoM (Abbildung 33).

Möglicherweise ist dieser Effekt auf eine geringere Manipulationsgeschwindigkeit von  $0.05^\circ/\text{s}$  in unserem Setup zurückzuführen, welche potentiell Einfluss auf die Viskoelastizität der Präparate haben könnte. Die Geschwindigkeit der Vergleichsstudie von Wilke et al. [102] betrug  $1,7^\circ/\text{s}$ .

## Diskussion

**Tabelle 4: Spezifikationen und Wiederholgenauigkeit verschiedener Wirbelsäulenprüfstände.**

Die von Schulze et al. publizierten Werte stellen die Vergleichswerte unseres Prüfstandes dar und sind hervorgehoben dargestellt.

	System	Bewegungsanalyse	Genauigkeit Translation / Rotation	Segmente -segmental	Präparate	Bestimmung von Rotationszentren	Testmethode	Test Spezifikation	Testgeschwindigkeit	Anzahl der Zyklen
de Visser et al. [37]	Roboter (ABB)	Roboterbewegung	0.07mm/-	mono-	ovine		Steifigkeit	Flex 6°/ Ex 4°	0.5/ 2.0°/s	5/10
Thompson et al. [97]	Roboter (Kawasaki)	-	0.01mm/0.4°	mono-	ovine n=15	X	Steifigkeit		1-3°/s	3
Gilbertson et al. [33]	Roboter (Stäubli)	-	0.02mm/0.2°	mono-L1-2 / L3-4	human n=11		Flexibilität & Hybrid	6Nm	0.35-1.35°/s	5+1
Wilke et al. [20]	custom frame based	Ultraschall	-/-	mono-	bovine n=12		Flexibilität	7.5Nm	1.7°/s	
Gillespie et al. [103]	custom parallel linkage robot	Roboterbewegung	-/-	mono-L4-5	porkine n=11		Flexibilität & Hybrid	Flex 16Nm/ Ex 12Nm	0.35°/s & 1.35°/s	5
Ingahalikar et al. [98]	frame based (MTS Bionix850)	passive optische Bewegungsanalyse	<0.1mm/-	multi-L2-S1	human n=10		Steifigkeit	Flex 20°/ Ex 15°	1°/s	3
Lysack et al. [104]	frame based	passive optische Bewegungsanalyse	-/-	multi-L2-5	porkine n=5		Flexibilität	5Nm	0.1Hz	5
Holt et al. [105]	frame based	optisch (Qualisys)	-	bi-L3-5	bovine n=5		Flexibilität	2Nm	-	
Ilharreborde et al. [106]	custom frame based	aktive optische Bewegungsanalyse	- / <0.2°	multi-L1-S1	human n=1		Flexibilität	7.5Nm		
Schulze et al. [85]	6 joint axis robot (Kuka)	aktive optische Bewegungsanalyse	0.001±0.034mm / 0.075±0.12°	multi- L2-6 & mono- L3-4	bovine n=2x6	X	Flexibilität	7.5Nm	0.05-0.9°/s	3

***Korrektur der Koordinatensysteme anhand individueller bildmorphologischer Parameter***

Es konnte gezeigt werden, dass eine Korrektur der Ortsvektoren möglich ist [67]. Dies wurde durch die Anwendung eines Algorithmus zur Korrelation der biomechanischen Koordinatensysteme an die tatsächliche individuelle Schnittbildanatomie erreicht.

Diese Anpassung bietet die Möglichkeit, die geforderten Konventionen eines möglichst genau definierten Ursprungs des lokalen Koordinatensystems besser umzusetzen. Weiter kann durch die individuelle Referenzierung anhand von dreidimensional rekonstruierter Schnittbildgebung individuellen Unterschieden der Präparate Rechnung getragen werden.

In wie weit dies auf die Daten der entsprechenden Versuche auswirkt, muss eine entsprechende Validierungsstudie zeigen.

Diese Verknüpfung der biomechanischen Daten mit der tatsächlichen Anatomie könnte gerade die Darstellung komplexer kinematischer Bewegungsparameter, wie z.B. Finite Helikale Achsen (FHA) vereinfachen. Weiter könnte diese Individuelle Anpassung die Möglichkeiten zum Transfer von kinematischen Daten in eine virtuelle Testumgebung, z.B. Finite Modelle (FM) verbessern.

### ***Monosegmentale Anwendung des Prüfstandes mit klinischer Fragestellung***

Im monosegmentalen Versuchsaufbau konnte der stabilisierende Effekt verschiedener monosegmentaler dorsaler Stabilisierungsmethoden untersucht werden. Hierbei zeigten alle Techniken (Pedikelschraubensystem, translaminäre Verschraubung und Facet Wedge) eine signifikante Einschränkung des RoM im Vergleich zum nativen Zustand. Ein ähnlicher Effekt wurde auch für die Steifigkeit in der Elastischen Zone beobachtet. Lediglich in Flexion konnte eine tendenzielle, jedoch statistisch nicht signifikante Steigerung der Steifigkeit in der Elastischen Zone gegenüber dem Nativzustand gesehen werden. Letztlich konnten alle drei verwendeten posterioren Systeme zeigen, dass sie ein intaktes Bewegungssegment effektiv stabilisieren können.

Dies deckt sich mit den Untersuchungen anderer Arbeitsgruppen [107] und zeigt die erfolgreiche Anwendung des im Kalbsmodel validierten Prüfstandes zur Bearbeitung klinisch relevanter Fragestellungen im humanen Model. Die translaminäre Verschraubung in unserer Studie scheint für Extension und Flexion hinsichtlich der Primärstabilität im intakten Bewegungssegment der transpedikulären Instrumentation ebenbürtig. Diese Beobachtung ist konform mit den bereits publizierten Erkenntnissen zur translaminären Verschraubung [108,109].

Alle drei Techniken zeigten sich für die axiale Rotation im intakten Präparat gleichwertig. In seitlicher Neigung offenbarte die translaminäre Verschraubung einen signifikanten Nachteil gegenüber der Pedikelschraubenversorgung. Diese Schwäche der Facettenschraube in seitlicher Neigung wurde ebenfalls von anderen Arbeitsgruppen beschrieben [80].

Die vergleichbaren Steifigkeiten in der Elastischen Zone für alle Bewegungsrichtungen mit tendenziellen Nachteilen der Facettenschraube in seitlicher Neigung und axialer Rotation unterstreichen die beschriebenen und

bereits von anderen Arbeitsgruppen für die Pedikelschraube und die Facettenschraube publizierten kinematischen Eigenschaften [80,110,111]. Das Facet Wedge weist die beschriebenen und mit der Literatur vergleichbaren biomechanischen Nachteile der Facettenschraube in unserem Setup nicht auf [84].

Neben der rein dorsalen Instrumentation eines Wirbelkörpersegmentes kann die dorsale Stabilisierung mit einer anterioren intersomatischen Abstützung kombiniert werden. Hierzu werden Fusionscages verwendet, welche in verschiedenen Techniken nach Resektion der Bandscheibe in das Bandscheibenfach eingebracht werden.

Kandziora et al. beschrieben für die Kombination eines anterioren Fusionscages vor allem in seitlicher Neigung und Rotation einen signifikanten Vorteil des verwendeten monoaxialen Pedikelschraubensystems gegenüber der translaminären Facettenverschraubung [108]. Diese Beobachtungen lassen sich in unserem Prüfstand für die axiale Rotation unter Verwendung polyaxialer Pedikelschrauben nicht bestätigen. Es zeigt sich vielmehr eine signifikant höhere Reduktion des RoM für axiale Rotation durch die translaminäre Verschraubung [84]. Dies ist möglicherweise ein Hinweis auf potentielle kinematische Unterschiede verschiedener Typen von Pedikelschrauben.

Für seitliche Neigung kann zwar ein tendenzieller Nachteil der translaminären Facettenschraube im Vergleich zur transpedikulären Stabilisierung mittels polyaxialen Pedikelschraubensystem beschrieben werden, die Unterschiede sind jedoch nicht signifikant.

Gerade bezüglich des Effekts der translaminären Verschraubung auf die Rotation finden sich in der Literatur unterschiedliche bis hin zu gegensätzliche Angaben. Einige Arbeitsgruppen sehen sogar bezüglich des biomechanischen Potentials keine signifikanten Unterschiede zur Pedikelschraube [109].

Möglicherweise spielt hier die Technik der anterioren Cage Implantation einen nicht zu vernachlässigenden Faktor. Ein weiterer Faktor für diese kontroverse

Beobachtung könnte auch die Verwendung verschiedener Pedikelschraubensysteme sein [112], die abhängig von ihren konstruktionsbedingten Eigenschaften einen erheblichen Einfluss auf die Kinematik haben können [86]. Die bilaterale Instrumentation mit dem Facet Wedge weist auch für die Rotation und seitliche Neigung kinematische Werte vergleichbar der Pedikelschraubeninstrumentation auf [84].

### Limitationen

Insgesamt zeigte sich für die verwendeten monosegmentalen Präparate eine sehr kleine Neutrale Zone. Dies führte dazu, dass die Steifigkeitsberechnungen für die Neutrale Zone nicht valide durchgeführt werden konnten. Entsprechend stellte sich das verwendete Messverfahren für die Berechnung der Steifigkeit in der Neutralen Zone bei sehr steifen Präparaten als ungünstig heraus.

### Ausblick für die Klinik

Die im robotergestützten Prüfstand gewonnenen Erkenntnisse könnten einen potentiellen Einfluss auf die Klinik haben. So bietet das Facet Wedge einen neuartigen Ansatz der Kombination einer mechanischen Blockade des Facettengelenkes und einer winkelstabilen Schrauben-Verankerung im Massiv der Facette (Proc. articularis superior et inferior). Diese Weiterentwicklung einer Fixierung der kleinen Wirbelgelenke konnte auf dem entwickelten Prüfstand erstmals biomechanisch getestet werden und zeigte im verwendeten Setup vergleichbare stabilisierende Eigenschaften zur Pedikelschraube.

Da beim Einbringen des Implantats der Gelenkknorpel reseziert wird und das Implantat selbst ein potentielles knöchernes „Durchwachsen“ ermöglichen soll, könnte möglicherweise eine minimal invasive primär stabile posteriore Fusion möglich werden. Diese biologischen Fragestellungen lassen sich jedoch nicht

in einem biomechanischen Prüfstand primär beantworten. Diesbezüglich müssten tierexperimentelle bzw. klinische Studie das Fusionsverhalten und somit die langfristige Stabilität dieses Implantats beleuchten.

### ***Multisegmentale Anwendung des Prüfstandes mit klinischer Fragestellung***

Im multisegmentalen Aufbau konnte nach der Evaluation und Validierung gezeigt werden, dass der vorliegende Aufbau geeignet ist, ein entsprechendes Zielsegment im multisegmentalen Aufbau zu untersuchen. Weiter konnte gezeigt werden, dass auch kinematische Einflüsse auf Anschlußsegmente im Testaufbau möglich sind. Dies ist vor allem dann relevant, wenn Techniken untersucht werden, die im Verdacht stehen, einen negativen Einfluss auf die Nachbarsegmente auszuüben und das sog. „Adjacent Segment Disease (ASD)“ zu begünstigen. Unter dem Begriff „ASD“ werden verschiedene Pathologien des kranialen oder kaudalen Anschlußsegmentes subsumiert. Dies wird vor allem mit Fusionen des Indexlevels in Verbindung gebracht [113]. Es bestehen Hinweise in der Literatur, dass eine intersomatische Fusion zu einem erhöhten intradiskalen Druck, einer erhöhten Belastung der Facettengelenke sowie eine Hypermobilität der Anschlußsegmente zur Folge haben kann [114]. In der vorliegenden Studie konnte vor allem eine Hypermobilität der Anschlußsegmente für die untersuchten intersomatischen Cages (SynC und ProC) nicht nachgewiesen werden.

Das Standardimplantat zeigte auch im vorliegenden Versuchsaufbau bekannte Schwächen einer „stand-alone“ Versorgung mittels intervertebralen Cage. Da davon ausgegangen wird, dass die Fusionswahrscheinlichkeit unter anderem von der erreichten Primärstabilität abhängt, wird von einigen Autoren die isolierte ventrale Spondylodese mittels intersomatischen Cages ohne supportive Instrumentation als nicht adäquate Technik angesehen, um eine Fusion zu erreichen [115,116].

Letztlich ist jedoch nicht bekannt, wie viel Primärstabilität für eine sichere Fusion notwendig ist. Ein wesentlicher Faktor für das Erreichen einer ausreichenden Primärstabilität scheint das sog. „Press-Fit“ Einbringen des Implantates zu sein. Hierbei wird das Segment nach der erfolgten Bandscheibenresektion mechanisch distrahiert und in diesem Zustand der entsprechend dimensionierte Cage eingebracht. Die resultierende aktive und passive Retraktion durch Muskulatur und Bandapparat führt zu einem Anpressen der meist gezahnten Oberfläche des Cages mit der Grund- und Deckplatte. Dieses hauptsächlich auf Friktion basierende Prinzip hat einige Probleme; zum einen gibt es Hinweise, dass die durch die Distraction erzeugte Vorlast beim Einbringen, welche ausschließlich vom Gefühl des Chirurgen eines fest sitzenden Cages abhängt, bereits in der sehr frühen postoperativen Periode deutlich abnimmt [117,118]. Auf der anderen Seite steht eine zu exzessive initiale Distraction im Verdacht, sich negativ auf die Nachbarsegmente im Sinner einer ASD auszuwirken [119].

Diese Distraction kann technisch so massiv durchgeführt werden, dass hierbei iatrogene Wirbelkörperfrakturen nach lateraler intersomatischer Cage Insertion sogar im nicht osteoporotischen Knochen beschrieben wurden [120].

Die „optimale Distraction“ ist daher intraoperativ schwierig zu dosieren. Ebenso ist das notwendige Maß an Distraction bisher nicht bekannt.

Die Möglichkeit einer mehrdimensionalen Distraction des Cages in situ, welcher sich zusätzlich in einem gewissen Grad der Anatomie der Grund und Deckplatte anpassen kann, weckt hier die Hoffnung, dass den beschriebenen Schwächen und Gefahren der intersomatischen Instrumentierung entgegengewirkt werden kann. Weiter könnte die Distraction via Ballons mit einer Druckmessung und unter Einhaltung entsprechender Limits erfolgen.

Ein weiterer Faktor könnte die unterschiedliche Form der verwandten Implantate darstellen. Der ProC ist relativ rechteckig (Abbildung 23 und 26), während der SynC zu den Seiten abgerundet ist. Hierbei kam es bei den Versuchen möglicherweise vor allem bei Seitneigung und Rotation zu einer besseren Abstützung des ProC. Dieser Effekt ist bereits von anderen



Arbeitsgruppen beschrieben worden und wäre eine weitere Erklärung für die verbesserte Primärstabilität [65].

Im vorliegenden Versuchsaufbau zeigte der Prototyp (ProC) das Potential, dass über ein adjustiertes Cagedesign in der Zukunft bestimmten Nachteilen der heutigen Standardimplantate entgegengewirkt werden kann.

Der verwendete ProC ist im aktuellen Zustand nicht für eine klinische Anwendung vorgesehen. Allerdings zeigt sich deutlich, dass durch die Implantation eines flexibel expandierbaren Cages eine signifikant höheren Primärstabilität zu erreichen ist. Das Prinzip der *in situ* Expansion per se ist nicht neu. Auch andere Arbeitsgruppen haben diese aus dem Wirbelkörperersatz gängige Methode in die intersomatische Fusion transferiert [121,122]. Allerdings ist die dynamische Distraction mittels Ballon-Katheter ein innovativer Ansatz. Die vorliegenden Ergebnisse im multisegmentalen robotergestützten Versuchsaufbau ergänzen diese Erkenntnisse und tragen möglicherweise zur Weiterentwicklung auf diesem Gebiet bei.

### Limitationen

Neben den allgemeinen Limitationen von biomechanischen *in vitro* Studien an Körperspendern müssen die dargestellten deutlich besseren Eigenschaften des Prototyps mit einigen Limitationen diskutiert werden:

Aufgrund einer limitierten Verfügbarkeit an Körperspendern, wurden die Versuche sequenziert durchgeführt. Im Verlauf der Testreihe ist eine Veränderung der beschriebenen notwendigen Retraktionskräfte möglich. Dies muss dies bei der Bewertung der Ergebnisse berücksichtigt werden, da das Standardimplantat immer nach dem Prototypen eingesetzt wurde. Durch die Insertion eines höheren SynC im Vergleich zum expandierten ProC wurde versucht, diesem Effekt entgegenzuwirken.

## *Diskussion*

Die Verzahnung beider Cages in der Grundplatte L3 war durch die Interposition des Druckmessensors reduziert. Dieser Umstand war für beide Cages gleich. Die optische Markierung der Cages zeigte kein unterschiedliches Verhalten in der 3D-Bewegungsanalyse.

Während der Versuche wurde Wert darauf gelegt, dass der Inflationsdruck konstant gehalten wurde. Da in einigen Fällen der Druck in den Ballons während der Testung nachjustiert wurde, führte dies möglicherweise zu einer Bewegung der flexiblen Endplatten. Dies könnte somit für einen besseren und entsprechend nachjustierten Oberflächenkontakt bei der Bewegung geführt haben. In wie weit sich diese Dynamik je in der Klinik umsetzen lässt, ist allerdings fraglich.

Dennoch konnten im multisegmentalen Versuchsaufbau wichtige Aspekte bezüglich des Zielsegmentes aber auch der Anschlußsegmente dargestellt werden.

Da der getestete Prototyp in der aktuellen Form nie für eine direkte klinische Anwendung vorgesehen war, könnten die Erkenntnisse möglicherweise einen wichtigen Einfluss auf die Weiterentwicklung von intersomatischen Fusionscages haben.

Des Weiteren konnten verschiedene Möglichkeiten der Kombination aus robotergestütztem Wirbelsäulenprüfstand und optischer 3D-Bewegungsanalyse für den multisegmentalen Versuchsaufbau etabliert und genutzt werden.

***Anwendung des Prüfstandes zur Evaluation innovativer experimenteller Fragestellung***

Gerade in Hinblick auf die bereits im klinischen Einsatz befindlichen dynamischen posterioren Wirbelsäulenimplantate ist ein Verständnis der Effekte auf die komplexe Kinematik der Wirbelsäule essentiell, jedoch in weiten Teilen noch nicht vollständig verstanden. Für die Untersuchung des Effektes verschiedener Freiheitsgrade dorsaler Stabilisationssysteme wurde der Prüfstand mit einer mobilen Röntgeneinheit und einer von der „Food and Drug Association“ (FDA) zugelassenen Software zur spinalen Bewegungsanalyse ergänzt [86]. Dies ermöglicht, die experimentell im Prüfstand gewonnenen Daten mit den radiologischen Funktionsaufnahmen zu korrelieren. Daher wurden die Versuche ausschließlich in Flexion-/Extension analog zu klinischen Funktionsaufnahmen durchgeführt.

Der standardisierte Defekt [89] resultierte in einer signifikanten Zunahme des RoM und repräsentiert eine hochgradige Instabilität. Dies erfolgte unter der Vorstellung, dass in Folge die Effekte der anschließenden Stabilisierung deutlicher erkannt würden [123].

Die beobachtete Bewegung des CoR nach kranial ist kontrovers zu den Beobachtungen von Bozkus et al. [124]. Dies könnte neben technischen Unterschieden in der Defekt-Erzeugung auch an der Verwendung von monosegmentalen Präparaten liegen. Vergleichende Studien, die diesen Effekt von monosegmentalen und multisegmentalen Versuchsaufbauten auf den CoR untersuchen, sind bisher nicht bekannt.

Die rigide Fixierung mittels Pedikelschraubensystem resultierte in einer signifikanten Einschränkung des RoM. Hierbei wanderte das CoR in die Nähe des Längsträgers und den Facettengelenken. Diese Beobachtung ist konsistent mit der Literatur [88,124].

Zusätzlich zum nach dorsal verlagerten Drehzentrum, zeigen sich deutlich geringere Momente im Längsträger in Flexion im Vergleich zur Extension. Dies unterstützt die in der Literatur bereits formulierte Hypothese, dass es unter

## *Diskussion*

einer rigiden Fixierung unter Flexion zu einer Veränderung der Lastverteilung nach anterior kommt [124].

Die frei gleitende Instrumentation konnte das Rotationszentrum in einem vergleichbaren Bereich zum intakten Zustand halten. Weiter traten gerade bei Flexion deutlich höhere Momente im Längsträger auf. Ob sich hieraus im Umkehrschluss eine günstigere Lastverteilung ergibt, lässt sich nur vermuten. Diese Annahme wird aber nicht zuletzt durch Wiederherstellung des quasi physiologischen CoR gestützt.

Auch für die anderen getesteten Zustände konnten RoM, CoR und Momentbelastung der Längsträger bestimmt werden. Hierbei zeigte sich bei der freien polyaxialen Konfiguration eine ähnliche Verlagerung des CoR nach dorsal. Allerdings konnte eine Umkehr der Biegebelastung des Stabes beobachtet werden. Die Kombination aus freier Polyaxialität und freiem Stabgleiten konnte im Gegensatz zu den anderen getesteten Zuständen den RoM nicht auf bzw. unter das Niveau des Intakten Zustandes reduzieren. Entsprechend resultiert hier eine Instabilität. Auch der CoR bewegt sich in Richtung Defektsituation. Die Momentbelastung auf den Längsträger war entweder nicht messbar oder sehr gering, so dass der stabilisierende Effekt dieser Konfiguration in Frage gestellt werden muss.

Die Untersuchung von experimentalen Ansätzen zeigt, dass sich der Prüfstand trotz seiner Komplexität temporär oder auch permanent erweitern lässt. Die so gewonnenen Daten können noch nicht in ein klinisches Konzept überführt werden, da es noch relativ unklar ist, wie sich die einzelnen Faktoren wie „Load-sharing“, CoR u.a. auf die klinischen Behandlungsziele auswirken.

Weiter ist es nicht möglich, die gewonnenen Erkenntnisse auf bereits klinisch verwendete dynamische pedikelschraubenbasierte Implantate zu übertragen, da für diese Implantate der genaue kinematische Effekt oft nicht bekannt ist.

### **Limitationen**

Bisher ist keine vergleichende Studie bekannt, die CoR von bovinen und humanen Wirbelsäulen vergleicht. Die Verwendung von Kalbswirbelsäulen und deren Limitationen wurden bereits diskutiert. Diese Diskussion muss durch den fehlenden Vergleich, komplexer dreidimensionaler Beschreibung der Kinematik und ihre bisher ungeklärte Übertragbarkeit ergänzt werden.

### **Fazit**

Die einzelnen Bewegungsgrade (DoF) von dynamischen pedikelschraubenbasierten Stabilisierungssystemen scheinen einen entscheidenden Einfluss auf den Effekt des Systems zu haben.

Hierbei ging bei der Kombination von freiem Stabgleiten und freier Polyaxialität die Kapazität zur Stabilisierung komplett verloren und resultierte in einem weiterhin instabilen Zustand.

Dem gegenüber konnte die experimentelle Konfiguration eines freien Gleitens der Längsträger das Rotationszentrum vergleichbar der intakten Bewegung halten und zusätzlich den Bewegungsumfang reduzieren.

Die Möglichkeit komplexe kinematische Parameter wie z.B. CoR bestimmen und mit etablierten biomechanischen Größen korrelieren zu können, eröffnet die Chance die komplexe Kinematik der Wirbelsäule besser verstehen zu können.

Die Kombination einer klinisch, als auch experimentell nutzbaren dynamischen Röntgenanalyse mit unserem Prüfstand, eröffnet möglicherweise auch in dieser Hinsicht neue Wege des Transfers und der Interpretation von experimentellen Daten für die Klinik. Auch können möglicherweise in der Zukunft klinische Erfahrungen noch effektiver in die experimentelle biomechanische Forschung integriert werden.

### ***Finite Helikale Achsen***

Die potentielle Bedeutung der FHA als Parameter zur Beschreibung funktioneller kinematischer Zusammenhänge wurde bereits vor 10 Jahren von Kettler et al. diskutiert [58]

Allerdings bleibt die Berechnung aufwendig und die Interpretation komplex.

Die Definition von Berechnungsintervallen und die korrespondierende Darstellung in die Last-Deformationskurve (Abbildung 44) als auch die Darstellung von Durchstoßpunkten im Sagittal-Plot (Abbildung 45) erlauben erstmals den Verlauf der FHA als relativer Anteil des Gesamtbewegungsumfanges und im anatomischen Bezug zum Bewegungssegment zu betrachten.

Dies vereinfacht potentiell das Verständnis, allerdings bleibt die Interpretation weiterhin komplex.

Die Ergebnisse für die FHA Durchstoßpunkte der monosegmentalen waren signifikant verschieden von denen der multisegmentalen Gruppe. Dies könnte möglicherweise auf individuelle Unterschiede der einzelnen Präparate zurückzuführen sein. Alternativ könnte diese Beobachtung auch ein Hinweis sein, dass es trotz vergleichbarer „klassischer Parameter“ wie z.B. RoM in unserem Versuchsaufbau kinematische Unterschiede zwischen monosegmentalen und multisegmentalen Protokollen gibt.

Eine Korrelation des Ursprungs des lokalen Koordinatensystems (Ortsvektor) mit der jeweiligen individuellen Schnittbildgebung könnte, wie bereits diskutiert, die Ungenauigkeiten der Referenzierung und somit mögliche Störfaktoren für die Interpretation der FHA reduzieren.

Die entwickelte Korrelation der Bewegungsdaten mit der individuellen Anatomie ermöglicht es weiter, die Daten der Bildgebung aufzuarbeiten und

## *Diskussion*

die individuell gemessene Bewegung in eine Computersimulation zu überführen.

Hierbei können zum einen die Bewegungsachsen in Abhängigkeit der Stellung der Wirbelkörper im Raum dargestellt werden.

Zum andern bietet die Kombination von individuell gemessener Kinematik in Verbindung mit der dazugehörigen individuellen Anatomie neue Möglichkeiten, biomechanische Daten in eine valide Computersimulation zu überführen.

***Korrelation der individuellen Anatomie mit der optischen Bewegungsanalyse***

Die beschriebene Option einer Korrektur der Koordinatensysteme und somit des Ortsvektors anhand individueller Schnittbildgebung bietet die Möglichkeit einer nachträglichen Korrektur der kinematischen Ergebnisse. Dies scheint sich vor allem auf die komplexen und störanfälligen Berechnungen der Finiten Helikalen Achsen auszuwirken.

Die Nachteile einer nachträglichen Korrektur liegen allerdings darin, dass trotz der gezeigten Vorkehrungen bei der Einbettung, diese nicht nachträglich an die Anatomie angepasst werden kann.

Die entwickelte Verknüpfung von anatomischer Referenzierung nach entsprechender Korrektur anhand 3D-Schnittbildgebung mit der optischen Bewegungsanalyse und einem Roboterarm mit 6 Freiheitsgraden ermöglicht es, die Einbettung der Präparate so zu wählen, dass die anatomische Korrektur bereits in der Einbettung des Präparats berücksichtigt wird. Dies ist eine konsequente Weiterentwicklung der dargestellten nachträglichen Korrektur.

Unter Berücksichtigung dieser komplexen Einbettung kann nun individuell sichergestellt werden, dass der Ortsvektor des Zielsegmentes bereits vor der kinematischen Testung an dessen individuelle Anatomie adaptiert werden kann.

Ob und welchen Einfluss dieses aufwendige Verfahren auf die kinematischen Daten hat, müssen weitere Studien zeigen.



## **Schlussbetrachtung**

Mit der vorliegenden Arbeit wurde ein robotergestützter Wirbelsäulenprüfstand mit einer aktiven optischen Bewegungsanalyse kombiniert. Hierbei wurde eine sowohl technische als auch biomechanische Evaluation und Validierung sowohl des bereits etablierten Prüfstandes durchgeführt. Weiter konnte auch das neue optische Meßverfahren in Kombination mit dem Roboter validiert und mit der aktuellen Literatur verglichen werden. Im Ergebnis kann man den vorliegenden Prüfstand als valide bezeichnen. Dies war eine essentielle Voraussetzung, um entsprechende Fragestellungen, die sich zum einen direkt aus der Klinik ergaben, zum anderen eher experimentellen Charakter aufwiesen, zu bearbeiten.

Je nach Fragestellung konnten jetzt sowohl mono- als auch multisegmentale Präparate getestet werden. Die Experimente an multisegmentalen Präparaten ließen neben der Bewertung des eigentlichen Zielsegmentes auch eine Untersuchung der Anschlußsegmente zu. Dies ist je nach Fragestellung eine wichtige Bedingung. In verschiedenen Experimenten konnten sowohl verschiedene posteriore als auch anteriore Stabilisationsverfahren und deren Kombination getestet werden. Hierbei konnten etablierte Verfahren wie z.B. die Pedikelschraubeninstrumentation oder die intersomatische Cage-Interposition, über neu auf den Markt eingeführte Implantate, wie das Facet Wedge, bis hin zu experimentellen Ansätzen, wie z.B. der Prototyp Fusionscage (ProC) und die dorsale Instrumentation mit multidirektionalen Freiheitsgraden untersucht werden.

Bei allen Experimenten konnten stets die Standard-Konventionen eingehalten und Ergebnisse gewonnen werden, welche mit der Literatur und den Ergebnissen anderer Arbeitsgruppen zu vergleichen waren. Dies stellt einen unabdingbare Voraussetzung dar, um die eigenen Ergebnisse im Kontext des aktuellen Wissens diskutieren zu können.

## *Schlussbetrachtung*

Entsprechend kann die eingangs formulierte Hypothese als bestätigt bezeichnet werden.

Weiter bietet aber die Kombination aus robotergestütztem Prüfstand und der optischen Bewegungsanalyse noch deutlich mehr Möglichkeiten, Bewegungen und Effekte der Kinematik zu detektieren und zu beschreiben.

Hierbei kommt den Finiten Helikalen Achsen eine besondere Bedeutung zu. Auch wenn die Interpretation gerade der komplex berechneten Schraubachsen zur Zeit noch relativ schwierig ist, bietet sie möglicherweise einen weiteren Zugang zum Verständnis der ebenfalls komplexen Kinematik der Wirbelsäule.

Die Möglichkeiten, in einem Experiment sowohl konventionelle Messungen als auch komplexe Bewegungsmuster detektieren zu können, ist möglicherweise einer der Hauptvorteile des vorliegenden Prüfstandes.

Weiter konnte gezeigt werden, dass der Prüfstand je nach Bedarf erweitert werden kann. Exemplarisch sei hier die Druckmessung zwischen Cage und Grundplatte, die Messung der Momentenbelastung der Längsträger oder auch die Kombination mit einem Röntgendetektor genannt.

Alle diese zusätzlich etablierten Messmethoden konnten so in den Prüfstand integriert werden, dass die jeweiligen Daten immer in Relation zu den klassischen kinematischen Daten zu interpretieren waren.

Entsprechend bildet die Kombination von Roboter-gestützten Prüfstand und der aktiven optischen Bewegungsanalyse die validierte Basis, welche auch in Zukunft im Sinne eines offenen Systems weiterentwickelt und den künftigen Bedürfnissen angepasst werden kann.

## Literatur

1. White AA and Panjabi MM. *Clinical Biomechanics of the Spine*. 2nd ed. Philadelphia, Pa: J.B. Lippincott; 1990; 722
2. Wilke H-J, Rohlmann A, Neller S, Schultheiss M, Bergmann G, Graichen F, Claes LE. 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*. 2001 Mar 15;26(6):636–42.
3. Wilke H-J, Wenger K, Claes LE. Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. *Eur Spine J*. 1998;7(2):148–54.
4. Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, Whittle M, D'Lima DD, Cristofolini L, Witte H, Schmid O, Stokes I, Standardization and Terminology Committee of the International Society of Biomechanics. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. *International Society of Biomechanics. J Biomech*. 2002 Apr;35(4):543-8
5. Stokes IA. Three-dimensional terminology of spinal deformity. A report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3-D terminology of spinal deformity. *Spine*. 1994 Jan 15;19(2):236–48.
6. Jazar RN. *Theory of applied robotics: Kinematics, dynamics, and control*. 2nd ed. New York, NY: Springer; 2010;883.
7. Goel VK, Panjabi MM, Patwardhan AG, Dooris AP, Serhan H, American Society for Testing and Materials. Test protocols for evaluation of spinal implants. *J Bone Joint Surg Am*. 2006 Apr;88 Suppl 2(suppl\_2):103–9.
8. Abumi K, Panjabi MM, Kramer KM, Duranceau JS, Oxland TR, Crisco JJ. Biomechanical evaluation of lumbar spinal stability after graded facetectomies. *Spine*. 1990 Nov 1;15(11):1142–7.
9. Goel VK, Nishiyama K, Weinstein JN, Liu YK. Mechanical properties of lumbar spinal motion segments as affected by partial disc removal. *Spine*. 1986 Dec;11(10):1008–12.
10. Panjabi MM, Krag MH, Chung TQ. Effects of disc injury on mechanical behavior of the human spine. *Spine*. 1984 Oct

- 1;9(7):707–13.
11. Panjabi MM, Oxland TR, Lin RM, McGowen TW. Thoracolumbar burst fracture. A biomechanical investigation of its multidirectional flexibility. *Spine*. 1994 Mar 1;19(5):578–85.
  12. Oxland TR, Panjabi MM, Lin RM. Axes of motion of thoracolumbar burst fractures. *J Spinal Disord*. 1994 Apr;7(2):130–8.
  13. Oda T, Panjabi MM, Kato Y. The effects of pedicle screw adjustments on the anatomical reduction of thoracolumbar burst fractures. *Eur Spine J*. 2001 Dec;10(6):505–11.
  14. Panjabi MM, Cholewicki J, Nibu K, Grauer JN, Vahldiek M. Capsular ligament stretches during in vitro whiplash simulations. *J Spinal Disord*. 1998 Jun;11(3):227–32.
  15. Wilke H-J, Kemmerich V, Claes LE, Arand M. Combined anteroposterior spinal fixation provides superior stabilisation to a single anterior or posterior procedure. *J Bone Joint Surg Br*. 2001 May;83(4):609–17.
  16. Hitchon PW, Eichholz K, Barry C, Rubenbauer P, Ingalhalikar A, Nakamura S, Follett K, Lim T-H, Torner J. Biomechanical studies of an artificial disc implant in the human cadaveric spine. *J Neurosurg Spine*. 2005 Mar;2(3):339–43.
  17. Kotani Y, Abumi K, Shikinami Y, Takada T, Kadoya K, Shimamoto N, Ito M, Kadosawa T, Fujinaga T, Kaneda K. Artificial intervertebral disc replacement using bioactive three-dimensional fabric - Design, development, and preliminary animal study. *Spine*. 2002;27(9):929–35.
  18. Kotani Y, Cunningham BW, Abumi K, Dmitriev AE, Hu N, Ito M, Shikinami Y, McAfee PC, Minami A. Multidirectional flexibility analysis of anterior and posterior lumbar artificial disc reconstruction: in vitro human cadaveric spine model. *Eur Spine J*. 2006 Oct;15(10):1511–20.
  19. Busscher I, van Dieën JH, Kingma I, van der Veen AJ, Verkerke GJ, Veldhuizen AG. Biomechanical characteristics of different regions of the human spine: an in vitro study on multilevel spinal segments. *Spine*. 2009 Dec 15;34(26):2858–64.
  20. Wilke H-J, Claes L, Schmitt H, Wolf S. A universal spine tester for in vitro experiments with muscle force simulation. *Eur Spine J*. 1994 Apr;3(2):91–7.

21. Kotani Y, Cunningham BW, Abumi K, McAfee PC. Biomechanical analysis of cervical stabilization systems. An assessment of transpedicular screw fixation in the cervical spine. *Spine*. 1994 Nov 15;19(22):2529–39.
22. Panjabi MM. Biomechanical evaluation of spinal fixation devices: I. A conceptual framework. *Spine*. 1988 Oct;13(10):1129–34.
23. Chung SM, Teoh SH, Tsai KT, Sin KK. Multi-axial spine biomechanical testing system with speckle displacement instrumentation. *J Biomech Eng*. 2002 Aug;124(4):471-7.
24. Beaubien BP, Derincek A, Lew WD, Wood KB. In vitro, biomechanical comparison of an anterior lumbar interbody fusion with an anteriorly placed, low-profile lumbar plate and posteriorly placed pedicle screws or translaminar screws. *Spine*. 2005;30(16):1846–51.
25. Brinckmann P, Frobin W, Leivseth G. *Orthopädische Biomechanik*. Georg Thieme Verlag: Stuttgart; 2000. 232
26. McClure P, Siegler S, Nobilini R. Three-dimensional flexibility characteristics of the human cervical spine in vivo. *Spine*. 1998;23(2):216–23.
27. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord*. 1992 Dec;5(4):390–6.
28. Heuer F, Schmidt H, Klezl Z, Claes L, Wilke H-J. Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle. *J Biomech*. 2007;40(2):271–80.
29. Goel VK, Wilder DG, Pope MH, Edwards WT. Biomechanical testing of the spine. Load-controlled versus displacement-controlled analysis. *Spine*. 1995 Nov 1;20(21):2354–7.
30. Panjabi MM. Hybrid multidirectional test method to evaluate spinal adjacent-level effects. *Clin Biomech*. 2007 Mar 1;22(3):257–65.
31. Wilke H-J, Rohlmann A, Neller S, Graichen F, Claes L, Bergmann G. ISSLS prize winner: A novel approach to determine trunk muscle forces during flexion and extension: a comparison of data from an in vitro experiment and in vivo measurements. *Spine*. 2003 Dec 1;28(23):2585–93.
32. Dmitriev AE, Cunningham BW, Hu NB, Sell G, Vigna F, McAfee PC. Adjacent level intradiscal pressure and segmental kinematics

- following a cervical total disc arthroplasty - An In Vitro human cadaveric model. *Spine*. 2005;30(10):1165–72.
33. Gilbertson L, Todd C, Doehring T, Kang J. New methods to study lumbar spine biomechanics: Delineation of in vitro load-displacement characteristics by using a robotic/UFS testing system with hybrid control. *Oper Tech Orthop*. 2000;10(4 (October)):246–53.
  34. Hurschler C, Pott L, Gosse F. Validierung eines roboterassistierten Prüfverfahrens für In-vitro-Wirbelsäulenprüfung. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*. 2003;141(S 1):O31\_1.
  35. Schanz S. Verfahren zur biomechanischen in vitro Untersuchung von Wirbelsäulen [Dissertation]. Medizinische Fakultät Westfälische Wilhelmsuniversität Münster; 2009
  36. Walker MR, Dickey JP. New methodology for multi-dimensional spinal joint testing with a parallel robot. *Med Biol Eng Comput*. 2007 Mar;45(3):297–304.
  37. de Visser H, Rowe C, Pearcy M. A robotic testing facility for the measurement of the mechanics of spinal joints. *Proc Inst Mech Eng H*. 2007 Apr;221(3):221–7.
  38. Fujie H, Mabuchi K, Woo SL, Livesay GA, Arai S, Tsukamoto Y. The use of robotics technology to study human joint kinematics: a new methodology. *J Biomech Eng*. 1993 Aug;115(3):211–7.
  39. Woo SL, Debski RE, Wong EK, Yagi M, Tarinelli D. Use of robotic technology for diarthrodial joint research. *J Sci Med Sport*. 1999 Dec;2(4):283–97.
  40. Lorbach O, Kieb M, Domnick C, Herbort M, Weyers I, Raschke MJ, Engelhardt M. Biomechanical evaluation of knee kinematics after anatomic single- and anatomic double-bundle ACL reconstructions with medial meniscal repair. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2014 May 22. [Epub ahead of print]
  41. Herbort M, Tecklenburg K, Zantop T. Single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: A biomechanical cadaveric study of a rectangular quadriceps and bone–patellar tendon–bone graft. *Arthroscopy*. 2013 Dec; 29(12): 1981-1990
  42. Schulze M, Trautwein F, Vordemvenne T, Raschke MJ, Heuer F. A method to perform spinal motion analysis from functional X-ray images. *J Biomech*. 2011 Jun 3;44(9):1740–6.
  43. Hartensuer R, Gehweiler D, Schulze M, Matuszewski L, Raschke

- MJ, Vordemvenne T. Biomechanical evaluation of combined short segment fixation and augmentation of incomplete osteoporotic burst fractures. *BMC Musculoskelet Disord.* 2013;14(1):360.
44. Hartensuer R, Gasch A, Gehweiler D, Schanz S, Schulze, Matuszewski L, Langer M, Raschke M, Vordemvenne T. Experimentally induced incomplete burst fractures - a novel technique for calf and human specimens. *BMC Musculoskelet Disord.* 2012;13(1):45.
45. Mermelstein LE, McLain RF, Yerby SA. Reinforcement of thoracolumbar burst fractures with calcium phosphate cement - A biomechanical study. *Spine.* 1998;23(6):664–70.
46. Nolte LP, Slomczykowski MA, Berlemann U, Strauss MJ, Hofstetter R, Schlenzka D, Laine T, Lund T. A new approach to computer-aided spine surgery: fluoroscopy-based surgical navigation. *Eur Spine J.* 2000 Feb;9 Suppl 1:S78–88.
47. So TYC, Lam Y-L, Mak K-L. Computer-assisted navigation in bone tumor surgery: seamless workflow model and evolution of technique. *Clin Orthop Relat Res.* 2010 Nov;468(11):2985–91.
48. Hur J-W, Kim J-S, Cho D-Y, Shin J-M, Lee J-H, Lee S-H. Video-assisted thoracoscopic surgery under O-arm navigation system guidance for the treatment of thoracic disk herniations: surgical techniques and early clinical results. *J Neurol Surg A Cent Eur Neurosurg.* 2014 Nov;75(6):415–21.
49. Behrendt D, Mütze M, Steinke H, Koestler M, Josten C, Böhme J. Evaluation of 2D and 3D navigation for iliosacral screw fixation. *Int J Comput Assist Radiol Surg.* 2012 Mar;7(2):249–55.
50. Nottmeier EW, Crosby TL. Timing of paired points and surface matching registration in three-dimensional (3D) image-guided spinal surgery. *J Spinal Disord.* 2007 Jun;20(4):268–70.
51. Bail HJ, Teichgräber UKM, Wichlas F, Rump JC, Walter T, Seebauer CJ. Passive navigation principle for orthopedic interventions with MR fluoroscopy. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2010 Jun;130(6):803–9.
52. Schlenzka D, Laine T, Lund T. Computer-assisted spine surgery. *Eur Spine J.* 2000 Feb;9 Suppl 1:S57–64.
53. Johnson JP, Drazin D, King WA, Kim TT. Image-guided navigation and video-assisted thoracoscopic spine surgery: the second generation. *Neurosurg Focus.* 2014 Mar;36(3):E8.

## Literatur

54. Heineck J, Haupt C, Werner K, Rammelt S, Zwipp H, Wilke H-J. Fracture models in the lumbar sheep spine: a biomechanical investigation. *J Orthop Res.* 2010 Jun;28(6):773–7.
55. Hitchon PW, Goel VK, Rogge T, Grosland NM, Sairyo K, Torner J. Biomechanical studies of a dynamized anterior thoracolumbar implant. *Spine.* 2000;25(3):306–9.
56. Holly LT, Bloch O, Johnson JP. Evaluation of registration techniques for spinal image guidance. *J Neurosurg Spine.* 2006 Apr;4(4):323–8.
57. Chao E. Justification of Triaxial Goniometer for the Measurement of Joint Rotation. *J Biomech.* 1980;13(12):989–1006.
58. Kettler A, Marin F, Sattelmayer G, Mohr M, Mannel H, Dürselen L, Claes L, Wilke H-J. Finite helical axes of motion are a useful tool to describe the three-dimensional in vitro kinematics of the intact, injured and stabilised spine. *Eur Spine J.* 2004 Oct;13(6):553–9.
59. Woltring HJ, Huiskes R, de Lange A, Veldpaus FE. Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics. *J Biomech.* 1985;18(5):379–89.
60. Panjabi M, White AA. A mathematical approach for three-dimensional analysis of the mechanics of the spine. *J Biomech.* 1971 May;4(3):203–11.
61. Panjabi MM, Krag MH, Goel VK. A technique for measurement and description of three-dimensional six degree-of-freedom motion of a body joint with an application to the human spine. *J Biomech.* 1981;14(7):447–60.
62. Wachowski MM, Mansour M, Lee C, Ackenhausen A, Spiering S, Fanghänel J, Dumont C, Kubein-Meesenburg D, Nägerl H. How do spinal segments move? *J Biomech.* 2009 Oct 16;42(14):2286–93.
63. McLachlin SD, Ferreira LM, Dunning CE. A refined technique to calculate finite helical axes from rigid body trackers. *J Biomech Eng.* 2014 Dec;136(12):124506.
64. Panjabi M, Abumi K, Duranceau J, Oxland T. Spinal stability and intersegmental muscle forces. A biomechanical model. *Spine.* 1989 Feb;14(2):194–200.
65. Steffen T, Tsantrizos A, Fruth I, Aebi M. Cages: designs and concepts. *Eur Spine J.* 2000 Feb;9 Suppl 1:S89–94.



66. Bell KM, Hartman RA, Gilbertson LG, Kang JD. In vitro spine testing using a robot-based testing system: comparison of displacement control and "hybrid control". *J Biomech.* 2013 Jun 21;46(10):1663–9.
67. Gehweiler D, Riesenbeck O, Schulze M, Wähnert D, Vordemvenne T, Raschke MJ, Hartensuer R. A simple algorithm to substitute anatomic landmarks by CT/MRI data in biomechanical in-vitro experiments. *EurSpine J.* 2014 Nov;23(11):2538.
68. Patwardhan AG, Havey RM, Meade KP, Lee B, Dunlap B. A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression. *Spine.* 1999 May 15;24(10):1003–9.
69. Patwardhan AG, Havey RM, Carandang G, Simonds J, Voronov LI, Ghanayem AJ, Meade KP, Gavin TM, Paxinos O. Effect of compressive follower preload on the flexion-extension response of the human lumbar spine. *J Orthop Res.* 2003 May;21(3):540–6.
70. Rohlmann A, Neller S, Claes L, Bergmann G, Wilke H-J. Influence of a follower load on intradiscal pressure and intersegmental rotation of the lumbar spine. *Spine.* 2001 Dec 15;26(24):E557–61.
71. Tawackoli W, Marco R, Liebschner MAK. The effect of compressive axial preload on the flexibility of the thoracolumbar spine. *Spine.* 2004 May 1;29(9):988–93.
72. Schulze M, Deemann D, Hartensuer R, Koch R, Löhner L, Raschke MJ, Hölscher U, Vordemvenne T. A New Combined Optical and Robotic Testing System to Evaluate Multisegmental Spinal Kinematics. In: CT Lim and JCH Goh (Eds.): *WCB 2010, IFMBE Proceedings 2010 August 1-6, Singapore, Springer Berlin Heidelberg*; 31:580–583.
73. Hanneman SK. Design, analysis, and interpretation of method-comparison studies. *AACN Adv Crit Care.* 2008 Apr;19(2):223–34.
74. Kosmopoulos V, Schizas C. Pedicle screw placement accuracy: a meta-analysis. *Spine.* 2007 Feb 1;32(3):E111–20.
75. Gelalis ID, Paschos NK, Pakos EE, Politis AN, Arnaoutoglou CM, Karageorgos AC, Ploumis A, Xenakis TA. Accuracy of pedicle screw placement: a systematic review of prospective in vivo studies comparing free hand, fluoroscopy guidance and navigation techniques. *Eur Spine J.* 2012 Feb;21(2):247–55.
76. McBride Ed. A mortised transfacet bone block for lumbosacral fusion. *J Bone Joint Surg Am.* 1949 Apr;31A(2):385–93.

## Literatur

77. Park Y-K, Kim J-H, Oh JI, Kwon T-H, Chung H-S, Lee K-C. Facet fusion in the lumbosacral spine: a 2-year follow-up study. *Neurosurg.* 2002 Jul;51(1):88–95.
78. Park YK, Chung HS. Instrumented facet fusion for the degenerative lumbar disorders. *Acta Neurochir (Wien).* 1999;141(9):915–20.
79. Boucher HH. A method of spinal fusion. *J Bone Joint Surg Br.* 1959 May;41-B(2):248–59.
80. Agarwala A, Bucklen B, Muzumdar A, Moldavsky M, Khalil S. Do facet screws provide the required stability in lumbar fixation? A biomechanical comparison of the Boucher technique and pedicular fixation in primary and circumferential fusions. *Clin Biomech.* Elsevier; 2012 Jan;27(1):64–70.
81. Jeanneret B, Kleinstück F, Magerl FP. Die translaminäre Verschraubung der lumbalen Wirbelgelenke. *Orthop Traumatol.* Springer; 1995;7(1):37–53.
82. Marchesi DG, Boos N, Zuber K, Aebi M. Translaminar facet joint screws to enhance segmental fusion of the lumbar spine. *Eur Spine J.* 1992 Sep;1(2):125–30.
83. Magerl FP. Stabilization of the lower thoracic and lumbar spine with external skeletal fixation. *Clin Orthop Relat Res.* 1984 Oct;(189):125–41.
84. Hartensuer R, Riesenbeck O, Schulze M, Gehweiler D, Raschke MJ, Pavlov PW, Vordemvenne T. Biomechanical evaluation of the Facet Wedge: a refined technique for facet fixation. *Eur Spine J.* 2014 Nov;23(11):2321–9.
85. Schulze M, Hartensuer R, Gehweiler D, Hölscher U, Raschke MJ, Vordemvenne T. Evaluation of a robot-assisted testing system for multisegmental spine specimens. *J Biomech.* 2012 May 11;45(8):1457–62.
86. Schulze M, Hartensuer R, Gehweiler D, Vordemvenne T, Raschke MJ, Trautwein F, Heuer F. How does free rod-sliding affect the posterior instrumentation for a dynamic stabilization using a bovine calf model? *Spine.* 2015 Feb 1;40(3):E133–40.
87. Ilharreborde B, Shaw MN, Berglund LJ, Zhao KD, Gay RE, An K-NN. Biomechanical evaluation of posterior lumbar dynamic stabilization: an in vitro comparison between Universal Clamp and Wallis systems. *Eur Spine J.* 2011 Feb;20(2):289–96.

## Literatur

88. Schilling C, Krüger S, Grupp TM, Duda GN, Blömer W, Rohlmann A. The effect of design parameters of dynamic pedicle screw systems on kinematics and load bearing: an in vitro study. *Eur Spine J.* 2011 Feb;20(2):297–307.
89. ASTM. American Society of Testing and Materials. F1717 - 15, Standard Test Methods for Spinal Implant Constructs in a Vertebrectomy Model, ASTM International. [www.astm.org](http://www.astm.org)
90. Schilling C, Krüger S, Grupp TM, Duda GN, Blömer W, Rohlmann A. The effect of design parameters of dynamic pedicle screw systems on kinematics and load bearing: an in vitro study. *Eur Spine J.* 2011 Feb;20(2):297–307.
91. Strube P, Tohtz S, Hoff E, Gross C, Perka C, Putzier M. Dynamic stabilization adjacent to single-level fusion: part I. Biomechanical effects on lumbar spinal motion. *Eur Spine J.* 2010 Dec;19(12):2171–80.
92. Wilke H-J, Krischak ST, Wenger KH, Claes LE. Load-displacement properties of the thoracolumbar calf spine: experimental results and comparison to known human data. *Eur Spine J.* Springer; 1997;6(2):129–37.
93. Wilke H-J, Neef P, Caimi M, Hoogland T, Claes LE. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine.* 1999 Apr 15;24(8):755–62.
94. Shirazi-Adl A. Analysis of large compression loads on lumbar spine in flexion and in torsion using a novel wrapping element. *J Biomech.* 2006 Jan;39(2):267–75.
95. Natarajan RN, Andersson GB. The influence of lumbar disc height and cross-sectional area on the mechanical response of the disc to physiologic loading. *Spine.* 1999 Sep 15;24(18):1873–81.
96. Pearcy MJ, Bogduk N. Instantaneous axes of rotation of the lumbar intervertebral joints. *Spine.* 1988 Sep;13(9):1033–41.
97. Thompson RE, Barker TM, Pearcy MJ. Defining the Neutral Zone of sheep intervertebral joints during dynamic motions: an in vitro study. *Clin Biomech.* 2003 Feb;18(2):89–98.
98. Ingalhalikar AV, Reddy CG, Lim T-H, Torner JC, Hitchon PW. Effect of lumbar total disc arthroplasty on the segmental motion and intradiscal pressure at the adjacent level: an in vitro biomechanical study. *J Neurosurg Spine.* 2009 Dec;11(6):715–23.

## Literatur

99. Dickey JP, Kerr DJ. Effect of specimen length: are the mechanics of individual motion segments comparable in functional spinal units and multisegment specimens? *Med Eng Phys.* 2003 Apr;25(3):221–7.
100. Kettler A, Wilke H-J, Haid C, Claes L. Effects of specimen length on the monosegmental motion behavior of the lumbar spine. *Spine.* 2000 Mar 1;25(5):543–50.
101. Rohlmann A, Graichen F, Weber U, Bergmann G. 2000 Volvo Award winner in biomechanical studies: Monitoring in vivo implant loads with a telemeterized internal spinal fixation device. *Spine.* 2000 Dec 1;25(23):2981–6.
102. Wilke H-J, Krischak S, Claes L. Biomechanical comparison of calf and human spines. *J Orthop Res.* 1996 May;14(3):500–3.
103. Gillespie KA, Dickey JP. Biomechanical role of lumbar spine ligaments in flexion and extension: determination using a parallel linkage robot and a porcine model. *Spine.* 2004 Jun 1;29(11):1208–16.
104. Lysack JT, Dickey JP, Dumas GA, Yen D. A continuous pure moment loading apparatus for biomechanical testing of multi-segment spine specimens. *J Biomech.* 2000 Jun;33(6):765–70.
105. Holt CA, Evans SL, Dillon D, Ahuja S. Three-dimensional measurement of intervertebral kinematics in vitro using optical motion analysis. *Proc Inst Mech Eng H.* 2005 Nov;219(6):393–9.
106. Ilharreborde B, Zhao K, Boumediene E, Gay R, Berglund L, An K-NN. A dynamic method for in vitro multisegment spine testing. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2010 Jun;96(4):456–61.
107. Rohlmann A, Zander T, Bergmann G. Comparison of the biomechanical effects of posterior and anterior spine-stabilizing implants. *Eur Spine J.* 2005 Jun;14(5):445–53.
108. Kandziora F, Schleicher P, Scholz M, Pflugmacher R, Eindorf T, Haas NP, Pavlov PW. Biomechanical testing of the lumbar facet interference screw. *Spine.* 2005 Jan 15;30(2):E34–9.
109. Razi AE, Spivak JM, Kummer FJ, Hersh DS, Goldstein JA. Biomechanical comparison of translaminar screw versus pedicle screw supplementation of anterior femoral ring allografts in one-level lumbar spine fusion. *Bull NYU Hosp Jt Dis.* 2011;69(4):298–302.

110. Deguchi M, Cheng BC, Sato K, Matsuyama Y, Zdeblick TA. Biomechanical evaluation of translaminar facet joint fixation. A comparative study of poly-L-lactide pins, screws, and pedicle fixation. *Spine*. 1998 Jun 15;23(12):1307–12.
111. Ferrara LA, Secor JL, Jin B-H, Wakefield A, Inceoglu S, Benzel EC. A biomechanical comparison of facet screw fixation and pedicle screw fixation: effects of short-term and long-term repetitive cycling. *Spine*. 2003 Jun 15;28(12):1226–34.
112. Chen S-H, Mo Lin R, Chen H-H, Tsai K-J. Biomechanical effects of polyaxial pedicle screw fixation on the lumbosacral segments with an anterior interbody cage support. *BMC Musculoskelet Disord*. 2007;8(1):28.
113. Kettler A, Drumm J, Heuer F, Haeussler K, Mack C, Claes L, Wilke H-J. Can a modified interspinous spacer prevent instability in axial rotation and lateral bending? A biomechanical in vitro study resulting in a new idea. *Clin Biomech*. 2008 Feb;23(2):242–7.
114. Levin DA, Hale JJ, Bendo JA. Adjacent segment degeneration following spinal fusion for degenerative disc disease. *Bull NYU Hosp Jt Dis*. 2007;65(1):29–36.
115. Lund T, Oxland TR, Jost B, Cripton P, Grassmann S, Etter C, Nolte LP. Interbody cage stabilisation in the lumbar spine: biomechanical evaluation of cage design, posterior instrumentation and bone density. *J Bone Joint Surg Br*. 1998 Mar;80(2):351–9.
116. McAfee PC. Interbody fusion cages in reconstructive operations on the spine. *J Bone Joint Surg Am*. 1999 Jun;81(6):859–80.
117. Havey RM, Voronov LI, Tsitsopoulos PP, Carandang G, Ghanayem AJ, Lorenz MA, Zindrick MR, Patwardhan AG. Relaxation response of lumbar segments undergoing disc-space distraction: implications to the stability of anterior lumbar interbody implants. *Spine*. 2012 Apr 20;37(9):733–40.
118. Sandhu HS, Turner S, Kabo JM, Kanim LE, Liu D, Nourparvar A, Delamarter RB, Dawson EG. Distractive properties of a threaded interbody fusion device. An in vivo model. *Spine*. 1996 May 15;21(10):1201–10.
119. Kaito T, Hosono N, Mukai Y, Makino T, Fuji T, Yonenobu K. Induction of early degeneration of the adjacent segment after posterior lumbar interbody fusion by excessive distraction of lumbar disc space. *J Neurosurg Spine*. 2010 Jun;12(6):671–9.

## Literatur

120. Brier-Jones JE, Palmer DK, Inceoglu S, Cheng WK. Vertebral body fractures after transpoas interbody fusion procedures. *Spine J*. 2011 Nov;11(11):1068–72.
121. Gonzalez-Blohm SA, Doulgeris JJ, Aghayev K, Lee WE, Laun J, Vrionis FD. In vitro evaluation of a lateral expandable cage and its comparison with a static device for lumbar interbody fusion: a biomechanical investigation. *J Neurosurg Spine*. 2014 Apr;20(4):387–95.
122. Bhatia NN, Lee KH, Bui CNH, Luna M, Wahba GM, Lee TQ. Biomechanical evaluation of an expandable cage in single-segment posterior lumbar interbody fusion. *Spine*. 2012 Jan 15;37(2):E79–85.
123. Scifert JL, Sairyo K, Goel VK, Grobler LJ, Grosland NM, Spratt KF, Chesmel KD. Stability analysis of an enhanced load sharing posterior fixation device and its equivalent conventional device in a calf spine model. *Spine*. 1999 Nov 1;24(21):2206–13.
124. Bozkus H, Senoğlu M, Baek S, Sawa AGU, Ozer AF, Sonntag VKH, Crawford NR. Dynamic lumbar pedicle screw-rod stabilization: in vitro biomechanical comparison with standard rigid pedicle screw-rod stabilization. *J Neurosurg Spine*. 2010 Feb;12(2):183–9.

## Abbildungen

ABBILDUNG 1:	SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DER ENTSPRECHENDEN FREIHEITSGRADE UND BEWEGUNGEN EINES WIRBELSÄULENBEWEGUNGSSEGMENTES (FSU) NACH WHITE UND PANJABI [1].	7
ABBILDUNG 2:	RAUMORIENTIERUNG FÜR LAGEBEZIEHUNGEN DER KOORDINATENSYSTEME DER EINZELNEN WIRBELKÖRPER MIT DARSTELLUNG DER ENTSPRECHENDEN EULERSCHEN WINKEL.	10
ABBILDUNG 3:	SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DER ROTATION EINES KÖRPERS IN EINEM KARTESISCHEN KOORDINATENSYSTEM.	11
ABBILDUNG 4:	LAST-DEFORMATIONS-KURVE DES 3. ZYKLUS MIT DEN TYPISCHEN PARAMETERN (ROM, EZ, NZ, NZS, EZS).	17
ABBILDUNG 5:	SCHEMATISCHE DARSTELLUNG EINES PASSIVEN OPTISCHEN MOTION-TRACKING-SYSTEMS	22
ABBILDUNG 6:	KLINISCHE ANWENDUNG DER „PASSIVEN NAVIGATION“ IN DER WIRBELSÄULENCHIRURGIE AM BEISPIEL EINER SUBAXIALEN PEDIKELSCHRAUBENPLATZIERUNG DER HWS.	22
ABBILDUNG 7:	SCHEMATISCHE DARSTELLUNG EINES AKTIVEN OPTISCHEN MOTION-TRACKING SYSTEM	23
ABBILDUNG 8:	SCHEMATISCHE DARSTELLUNG EINER HELIKALEN ACHSEN.	25
ABBILDUNG 9:	SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DER HELIKALEN BEWEGUNG EINES RIGID BODY.	26
ABBILDUNG 10:	DARSTELLUNG DER FINITEN HELIKALEN ACHSEN IN EINEM ANATOMISCHEN MODEL.	26
ABBILDUNG 11:	ABBILDUNG DES EINBETT-VORGANGS MITTELS EINBETT-TRAHMEN.	32
ABBILDUNG 12:	AUSRICHTUNG DER ORIENTIERUNG DES PRÄPARATS IM EINBETT-TRAHMEN MIT HILFE EINES KREUZLASERS	33
ABBILDUNG 13:	EINGEBETTETES MONOSEGMENTALES PRÄPARAT MIT VON DER EINBETTUNG AUSGESPARTEN PEDIKELSCHRAUBEN NACH MONTAGE DER ROBOTERAUFNAHMEN MIT NIEDRIGEM PROFIL	33
ABBILDUNG 14:	SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DER KONSTRUKTION DER MARKERSCHRAUBEN.	34
ABBILDUNG 15:	MARKER-SCHRAUBE MIT SONDE. NACH DEM EINBRINGEN DES PRÄPARATES IN DEN PRÜFSTAND. DIE MARKER LASSEN SICH GENAU UND WENN NÖTIG REPETITIV MIT DEM OPTISCHEN MESSSYSTEM ERFASSEN UND FÜR DIE BEWEGUNGSANALYSE REFERENZIEREN.	36
ABBILDUNG 16:	MULTIPLANAR REKONSTRUIERTE COMPUTERTOMOGRAPHIE EINES MIT MARKERSCHRAUBEN MARKIERTEN PRÄPARATES.	36
ABBILDUNG 17:	APPLIKATION DER GEFÜHRTEN VORLAST VOR DER KOPPELUNG DES PRÄPARATES AN DEN ROBOTERARM.	40
ABBILDUNG 18:	SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DES MULTISEGMENTALEN PRÜFSTANDES:	42

## Abbildungen

ABBILDUNG 19:	SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DER TRANSLAMINÄREN VERSCHRAUBUNG NACH MAGERL (A), DER PEDIKELSCHRAUBENINSTRUMENTATION (B) UND DES FACET WEDGE (C).	44
ABBILDUNG 20:	SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DES FLANSCHGELENKES ZUR ZUSÄTZLICHEN MECHANISCHEN BLOCKIERUNG/FREIGABE DER JEWEILIGEN ACHSEN.	45
ABBILDUNG 21:	SCHEMATISCHER AUFBAU DER MONOSEGMENTALEN TESTUNG IM HUMANEN MODEL.	46
ABBILDUNG 22:	DARSTELLUNG DER EINZELNEN VERSUCHSSCHRITTE IN GRUPPE A UND B	48
ABBILDUNG 23:	SCHEMAZEICHNUNG DES PROTLOTYPS (PROC).	50
ABBILDUNG 24:	SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DES SYNCAGE LR	50
ABBILDUNG 25:	PROTOTYP (PROC) NACH AP-DISTRAKTION IM BANDSCHEIBENFACH	51
ABBILDUNG 26:	PRÄPARAT MIT PROTOTYP IN AUFRECHTER NEUTRALSTELLUNG MIT APPLIZIERTEM PRELOAD	51
ABBILDUNG 27:	MULTISEGMENTALES WIRBELSÄULENPRÄPARAT IM ROBOTERGESTÜTZTEN PRÜFSTAND.	54
ABBILDUNG 28:	SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DER EINZELNEN TESTZUSTÄNDE	56
ABBILDUNG 29:	VERSUCHSAUFBAU DES ROBOTERBASIERTE WIRBELSÄULENPRÜFSTANDES.	57
ABBILDUNG 30:	VERGLEICH DES ROTATIONSUNTERSCHIEDES ZWISCHEN DER OPTISCHEN BEWEGUNGSANALYSE UND DER LASERMESSUNG MITTELS BLAND-ALTMAN-PLOT.	58
ABBILDUNG 31:	RELATIVER (FREL) UND ABSOLUTER (FABS) TRANSLATIONSFEHLER DES OPTISCHEN MEßSYSTEMS UND DER IN DEN ROBOTER MONTIERTEN MESSUHR [85].	59
ABBILDUNG 32:	MEDIANER BEWEGUNGSMAß (ROM) DES SEGMENTES L3/4 FÜR FLEXION (POSITIV) UND EXTENSION (NEGATIV) FÜR DIE MONOSEGMENTALE SOWIE DIE MULTISEGMENTALE GRUPPE.	60
ABBILDUNG 33:	MEDIANES BEWEGUNGSMAß (ROM) UND NEUTRALE ZONE (NZ) FÜR DIE SEGMENTE L2 BIS L6 IM BOVINEN MODEL MIT VERGLEICHBAREN UNTERSUCHUNGEN AUS DER LITERATUR (48).	60
ABBILDUNG 34:	VERGLEICH VON TITAN- UND STAHLMARKERN.	61
ABBILDUNG 35:	DARSTELLUNG DES BEWEGUNGSUMFANGES (ROM) FÜR EXTENSION, FLEXION, AXIALE ROTATION UND SEITLICHE NEIGUNG [84].	64
ABBILDUNG 36:	DARSTELLUNG DES BEWEGUNGSUMFANGES (ROM) UND DER STEIFIGKEITEN [84].	64
ABBILDUNG 37:	ROM NATIV, DES STANDARD CAGES UND DES PROTOTYPS FÜR EXTENSION/FLEXION, AXIALE ROTATION UND SEITLICHE NEIGUNG	68



## Tabellen

ABBILDUNG 38:	NEUTRALE ZONE (NZ) NATIV, DES STANDARD CAGES UND DES PROTOTYPS FÜR EXTENSION/FLEXION, AXIALE ROTATION UND SEITLICHE NEIGUNG	69
ABBILDUNG 39:	ELASTISCHE ZONE (EZ) NATIV, DES STANDARD CAGES UND DES PROTOTYPS FÜR EXTENSION/FLEXION, AXIALE ROTATION UND SEITLICHE NEIGUNG	69
ABBILDUNG 40:	DARSTELLUNG DER STEIFIGKEIT IN DER NEUTRALEN ZONE (NZS)	70
ABBILDUNG 41:	DARSTELLUNG DER STEIFIGKEIT IN DER ELASTISCHEN ZONE (Ezs)	71
ABBILDUNG 42:	DRUCKVERLAUF IN EXTENSION UND FLEXION	72
ABBILDUNG 43:	GEMITTELTE DRUCKVERTEILUNG DES PROC UND SYNC IN ABHÄNGIGKEIT DER BEWEGUNG	73
ABBILDUNG 44:	REPRÄSENTATIVE LAST-DEFORMATIONSKURVE ZUR VEREINFACHUNG DER FHA-INTERPRETATION.	74
ABBILDUNG 45:	PROJEKTION DER JEWEILIGEN BERECHNETEN COR IN DAS KORRESPONDIERENDE RÖNTGENBILD.	75
ABBILDUNG 46:	PROJEKTION DER MITTELWERTE DER DURCHTRITTPUNKTE DER FHAS MONO- UND MULTISEGMENTALER PRÄPARATE IM SEITLICHEN RÖNTGENBILD IM VERGLEICH ZU HUMANEN IN VIVO DATEN AUS DER LITERATUR.	76
ABBILDUNG 47:	DARSTELLUNG DER BEWEGUNGSACHSEN (FHA) OHNE ANATOMISCHE KORREKTUR	77
ABBILDUNG 48:	DARSTELLUNG DER BEWEGUNGSACHSEN (FHA) MIT ANATOMISCHER KORREKTUR DER KOORDINATENSYSTEME ANHAND INDIVIDUELLER 3D-BILDGEBUNG	77
ABBILDUNG 49:	REPRÄSENTATIVE DARSTELLUNG DER LOKALISATION DER COR DER VERSCHIEDENEN ZUSTÄNDEN (INTAKT, DEFEKT, RIGIDE FIXIERT, POLYAXIAL, FREI GLEITEND, FREI GLEITEND UND POLYAXIAL).	78

## Tabellen

TABELLE 1:	AUSWAHL UNTERSCHIEDLICHER TESTAUFBAUTEN ZUR KINEMATISCHEN WIRBELSÄULENTESTUNG	14
TABELLE 2:	ERGEBNISSE DES BEWEGUNGSUMFANGES (ROM) DER MONOSEGMENTALEN TESTUNG [84].	65
TABELLE 3:	ERGEBNISSE DER STEIFIGKEITEN DER MONOSEGMENTALEN TESTUNG [84].	66
TABELLE 4:	SPEZIFIKATIONEN UND WIEDERHOLGENAUIGKEIT VERSCHIEDENER WIRBELSÄULENPRÜFSTÄNDE. DIE VON SCHULZE ET AL. PUBLIZIERTEN WERTE STELLEN DIE VERGLEICHSWERTE UNSERES PRÜFSTANDES DAR UND SIND HERVORGEHOBEN DARGESTELLT.	84

## **Danksagung**

Mein besonderer Dank gilt meinem Chef, Herrn Univ.-Professor Dr. med. M. J. Raschke, für die großzügige klinische und wissenschaftliche Förderung und für die uneingeschränkte Unterstützung meiner wissenschaftlichen Tätigkeit.

Ihm verdanke ich einen Großteil meiner klinischen Fähigkeiten, insbesondere mein Interesse für die Wirbelsäule. Des weiteren möchte ich ihm danken, dass er zusätzlich mein klinisches Verständnis für die Traumatologie maßgeblich geprägt und gefördert hat.

Ich danke besonders Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Thomas Vordemvenne, Chefarzt im Evangelischen Krankenhaus Bielefeld – EvKB, der mir jederzeit mit Rat und Tat zur Seite stand. Ich habe von seinen fundierten klinischen Erfahrungen und Fähigkeiten sowie seiner wissenschaftlichen Expertise stets profitiert. Ein weiterer Dank gilt all denen, die mich in den Vorhaben und der Durchführung meiner Projekte unterstützt und diese mit ihrem Einsatz und ihrer Expertise ermöglicht haben. Besonders erwähnt seien an dieser Stelle Herr Dr. rer. medic. Steffen Schanz, Herr Dr. rer. medic. Martin Schulze, Herrn Dr. med. Dominic Gehweiler und Herrn Oliver Riesenbeck. Gerade die jeweiligen individuellen Stärken jenseits der Medizin haben hier einen wichtigen Beitrag für die Arbeitsgruppe und die vorliegende Arbeit geleistet.

Ein weiterer Dank gilt Herrn Dr. med. Christian Juhra, mit dem ich über viele Jahre wesentliche Bestandteile unseres Traumanetzwerkes aufbauen und wissenschaftlich begleiten durfte. Weiter möchte ich Herrn Prof. Dr. med.

## *Danksagung*

Martin Langer, Priv.-Doz. Dr. med. Andre Weimann und Herrn Dr. med. Clemens Kösters für Ihre Unterstützung danken.

Ich möchte mich ganz herzlich bei dem gesamten Team der Prosektur der Universität Münster und dem Team der Angewandten Mathematik an der Universität Münster für die exzellente Kooperation bedanken. Weiter möchte ich der AGA (Gesellschaft für Arthroskopie und Gelenkchirurgie) danken, welche die Beschaffung des Roboters ermöglichte.

In den letzten 11 Jahren durfte ich von vielen Kollegen sowohl menschlich als auch fachlich viel lernen. Hierdurch wurde mein Werdegang maßgeblich geprägt. Ihnen möchte ich an dieser Stelle ganz herzlich danken.

Abschließend gilt mein ganz besonderer Dank meiner Familie.

Als erstes möchte ich meinen Eltern danken. Sie haben mich jederzeit in meinen Vorhaben unterstützt und mir somit alle Möglichkeiten eröffnet, meinen Weg zu gehen.

Mein allergrößter Dank gilt jedoch meiner Frau Marion.

Ohne ihr Verständnis und ihre Unterstützung wäre die vorliegende Arbeit nicht möglich gewesen. Sie hat mich in allen Situationen liebevoll und konstruktiv unterstützt und stellt für mich den essentiellen Rückhalt. Ebenso danke ich meinen wundervollen Kindern Jakob, Lina und Emma, die oft auf ihren Vater verzichten mussten, für ihre stete und liebevolle Kraftspende.

## Lebenslauf

Geburtstag und -ort: 03.09.1976, Wertheim/Main  
Familienstand: verheiratet  
Nationalität: deutsch

### BERUFLICHER WERDEGANG

*Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie  
(Direktor: Univ.- Prof. Dr. med. M. J. Raschke)  
Universitätsklinikum Münster*

- Oberarzt (7/2014 - aktuell)
- Funktionsoberarzt (4/2011 - 6/2014)
- Facharzt (7/2010 - 3/2011)
- Wissenschaftlicher Mitarbeiter (10/2004 – 7/2010)
- Arzt im Praktikum (07/2004 – 09/2004)

#### Klinische Rotationen

- *Klinik und Poliklinik für Allgemeine und Tumororthopädie (Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. G. Gosheger) (9/2008 - 2/2009)*
- *Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie (Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. W. Winkelmann) (3/2008 - 8/2008)*
- *Klinik und Poliklinik für Allgemeine- und Visceralchirurgie (Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. N. Senninger) (3/2006 - 8/2006)*

### APPROBATION

01.10.2004     Approbation als Arzt, Regierung von Unterfranken  
06.05.2004     Erlaubnis für die Tätigkeit als AiP

### QUALIFIKATIONEN

Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie (24.07.2010)  
Zusatzbezeichnung Spezielle Unfallchirurgie (21.07.2012)  
Europäischer Facharzt für Traumatologie, FEBS Traumatology (26.10.2012)  
Fachkunde Rettungsdienst (21.04.2006)  
Kurs Intensivtransport (DIVI) (25.03.2007)  
Zusatzbezeichnung Notfallmedizin (02.06.2012)  
ATLS Provider (27.11.2010), ATLS Instruktor (seit März 2013)  
Prüfarzt (seit 20. November 2010)

### DISSERTATION

Julius-Maximilians-Universität Würzburg 15. Juni 2005

„Bedeutung des „vasodilator-stimulated phosphoprotein“ (VASP) für die Entwicklung des Hörvermögens von Säugetieren“

## *Lebenslauf*

### **HOCHSCHULBILDUNG**

Studium der Humanmedizin (10/1997 – 05/2004)

Julius-Maximilians-Universität Würzburg - Ärztliche Prüfung am 04.05.2004

Université de Genève

University of Manchester

### **AUSLANDSAUFENTHALTE**

Hôpital Cantonal Fribourg, Schweiz (12/2003 – 03/2004)

Tameside General Hospital, Ashton-under-Lyne, England (08/2003 – 12/2003)

Bristol Royal Infirmary, University of Bristol, England (04/2003 – 08/2003)

University of California, San Diego, USA (08/2001 – 10/2001)

### **ZIVILDIENTST**

Rettungsdienst DRK Tauberbischofsheim (08/1996 – 08/1997)

### **SCHULBILDUNG**

Technisches Gymnasium Bad Mergentheim (1993 – 1996)

Realschule Lauda-Königshofen (1987 – 1993)

Grundschule Lauda (1983 – 1987)

### **SPRACHKENNTNISSE**

Deutsch            Muttersprache

Englisch           Fließend in Sprache und Schrift

Französisch       Fortgeschrittene Kenntnisse

### **MITGLIEDSCHAFTEN**

DEUTSCHE GESELLSCHAFT FÜR UNFALLCHIRURGIE (DGU)

AO SPINE, AO TRAUMA

DEUTSCHE WIRBELSÄULENGESELLSCHAFT (DWG)

EUROSPINE

NORTH AMERICAN SPINE SOCIETY (NASS)

ARBEITSGEMEINSCHAFT NOTÄRZTE IN NRW (AGNNW)

## Lebenslauf

### LEHRTÄTIGKEIT

- |             |   |
|-------------|---|
| seit 2006   | <ul style="list-style-type: none"><li>- Anleitung zum wissenschaftlichen Arbeiten</li><li>- Praktikum Wirbelsäulenchirurgie - Unfallchirurgie</li><li>- Chirurgische Skills Lab für das 1. Klinische Semester</li><li>- Unfallchirurgisches Doktorandenkolloquium</li><li>- Notfallmedizin II - Blockpraktikum</li><li>- Notfallrettung / Schockraummanagement (Unfallchirurgie)</li><li>- Unfallchirurgisches Seminar für PJ-Studenten</li></ul> |
| 2009 – 2010 | <ul style="list-style-type: none"><li>- <i>Mentor OMENTUM</i> - Programm</li></ul>  |
| 2009        | <ul style="list-style-type: none"><li>- Hauptvorlesung „Problemfrakturen, Infektionen, Wiederherstellungschirurgie“</li></ul>   |
| 2010        | <ul style="list-style-type: none"><li>- Hauptvorlesung „Verletzungen der Wirbelsäule“</li><li>- Vorlesung „<i>Interdisziplinäre Vorlesungen zu den Themen der Notfallmedizin im Kursus „Notfallmedizin II“</i> - Trauma</li></ul>   |
| 2011        | <ul style="list-style-type: none"><li>- Hauptvorlesung „Problemfrakturen, Infektionen, Wiederherstellungschirurgie“</li><li>- Hauptvorlesung „Verletzungen des Ellenbogens und des Unterarms“</li></ul>   |
| 2012        | <ul style="list-style-type: none"><li>- Hauptvorlesung „Bildgebung in der Unfallchirurgie</li><li>- Hauptvorlesung „Verletzungen des Ellenbogens und des Unterarms“</li><li>- Vorlesung „<i>Interdisziplinäre Vorlesungen zu den Themen der Notfallmedizin im Kursus „Notfallmedizin II“</i> – Trauma</li></ul>   |
| 2013        | <ul style="list-style-type: none"><li>- Hauptvorlesung „Bildgebung in der Unfallchirurgie</li><li>- Vorlesung „<i>Interdisziplinäre Vorlesungen zu den Themen der Notfallmedizin im Kursus „Notfallmedizin II“</i> – Trauma</li></ul>   |
| 2014        | <ul style="list-style-type: none"><li>- Hauptvorlesung „Verletzungen der Wirbelsäule“</li><li>- Hauptvorlesung „Schockraummanagement“</li><li>- Vorlesung „<i>Interdisziplinäre Vorlesungen zu den Themen der Notfallmedizin im Kursus „Notfallmedizin II“</i> – Trauma</li></ul>   |
| 2015        | <ul style="list-style-type: none"><li>- Hauptvorlesung „Verletzungen der Wirbelsäule“</li><li>- Vorlesung „<i>Interdisziplinäre Vorlesungen zu den Themen der Notfallmedizin im Kursus „Notfallmedizin II“</i> – Trauma</li></ul>   |
| 2014-2015   | <ul style="list-style-type: none"><li>- Tutorium: „Problem orientiertes Lernen-Interdisziplinäre Tumormedizin“</li></ul>  |

Münster, 23. September 2015

Dr. med. René Hartensuer