



Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg
Hamburg University of Applied Sciences



**Labor für Biomechanik und
Biomaterialien**

Orthopädische Klinik im Annastift

Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg

Labor für Biomechanik und Biomaterialien -
Orthopädische Klinik im Annastift

Bachelorarbeit

**Entwicklung einer Methode zur Untersuchung der
Facettenartikulation der Wirbelsäule anhand CT-basierter Modelle
und experimentell ermittelter Kinematik**

**Development of a Method to Investigate the Facet Articulation of the Vertebra
with CT-based Models and Experimental Kinematics**

Berrit Frank

Interne Betreuung:

Prof. Dr. Cornelia Kober¹

Externe Betreuung:

Priv.-Doz. Dr.-Ing. Christof Hurschler, Dipl.-Ing. Bastian Welke²

Hannover, im Juli 2011

¹ Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg

² Labor für Biomechanik und Biomaterialien der Orthopädischen Klinik der Medizinischen Hochschule Hannover

Kurzfassung

Bei der Kraftübertragung an der Wirbelsäule sind die Facettengelenke von großer Bedeutung. Rückenschmerzen im Lendenwirbelbereich sind häufig auf sie zurückzuführen, so dass es wichtig ist, die Facettenartikulation zu untersuchen. Im Rahmen dieser Bachelorarbeit wurde deshalb eine Methode entwickelt, um die Kinematik der Facettengelenke mit der im Labor für Biomechanik und Biomaterialien Hannover verfügbaren technischen Ausstattung untersuchen zu können.

Dafür wurde in experimentellen *in-vitro*-Versuchen mit acht einzelnen bovinen Bewegungssegmenten des Lendenwirbelsäulenbereichs die Kinematik während der Flexion/Extension, lateralen Beugung und axialen Rotation mit und ohne Simulation von Muskelkräften aufgezeichnet. Die Rotationsbewegungen wurden durch einen Industrieroboter mit einem maximalen Moment von 10 Nm initiiert. Die Muskelsimulation wurde wie in vorangegangenen Versuchen mit Stahlseilen und Kraftzuführung durch einen Kinemator realisiert. Die Kinematikaufzeichnung erfolgte durch ein optoelektrisches Messsystem. Durch Abtasten von Landmarken an den Präparaten wurden anatomische Koordinatensysteme an den Wirbeln erzeugt, durch die die experimentelle Kinematik anschließend auf am Computer rekonstruierte 3D-Modelle aus CT-Daten (GE Lightspeed, Bildmatrix 512x512 Pixel, Voxelgröße 0,400391x0,400391x0,4 mm) registriert werden konnte. Mit Hilfe dieser Modelle wurde anschließend die experimentelle Kinematik in einem CAD-Programm simuliert. Anhand von Volumenmessungen im Gelenkspalt zu unterschiedlichen Bewegungszuständen wurde anschließend die Facettenartikulation untersucht.

Im Rahmen dieser Arbeit ist es gelungen, eine Methode zur Untersuchung der Facettengelenke zu entwickeln und ihre Anwendbarkeit zu zeigen. Sowohl die Ergebnisse des experimentellen als auch die des theoretischen Teils zeigen in Übereinstimmung mit der Literatur den Einfluss der Simulation von Muskelkräften während der *in-vitro*-Versuche. Die gegenüberliegenden Gelenkflächen liegen bei den Versuchen mit Muskelsimulation näher beieinander und die Gelenkflächen des kranialen Wirbels sind abgesenkt im Vergleich zu den nativen Messungen. Den größten Bewegungsumfang zeigen die Gelenkflächen während der lateralen Beugung. Durch die Volumenmessung im Gelenkspalt wird erkennbar, ob sich die Gelenkflächen während einer Bewegung tendenziell annähern bzw. entfernen oder sich parallel zueinander verschieben. Durch die in dieser Methode auftretenden Messunsicherheiten sollten die Ergebnisse der Volumenmessung nur qualitativ betrachtet werden.

Bachelorarbeit für Frau Berrit Frank

Entwicklung einer Methode zur Untersuchung der Facettenartikulation der Wirbelsäule anhand CT-basierter Modelle und experimentell ermittelter Kinematik

Allgemeines

Beschwerden und Schmerzen im Bereich der Lendenwirbelsäule haben häufig ihre Ursache in degenerativen Veränderungen der Bandscheibe oder stammen von den Facettengelenken ab. Ist eine konservative Behandlung nicht mehr möglich, muss der betroffene Bereich operativ behandelt werden. In Abhängigkeit der Indizierung kommen bei Bedarf unterschiedliche Implantate zum Einsatz. In biomechanische *in-vitro*-Untersuchungen an Wirbelsäulen werden Implantate unter möglichst physiologischen Bedingungen auf ihre klinische Eignung getestet. Ziel dieser *in-vitro*-Untersuchungen ist es, den Einfluss von Implantaten auf die Biomechanik der Wirbelsäulensegmente im Vergleich zum nativen Zustand zu ermitteln.

In bereits veröffentlichten Studien ist dabei der Einfluss von Implantaten auf die Kinematik und den Druck in den Facettengelenken untersucht worden. Druckmessungen in den Facettengelenken haben den Nachteil, dass die intakte Gelenkkapsel geöffnet werden muss und sich die Kinematik der Wirbelsäulensegmente dadurch verändern kann. Aus diesem Grund soll im Rahmen dieser Bachelorarbeit eine Methode zur Realisierbarkeit von kinematischen Untersuchungen von Facettengelenken mit der im Labor für Biomechanik und Biomaterialien vorhandenen technischen Ausstattung entwickelt werden.

Aufgabenstellung

Im Rahmen dieser Bachelorarbeit soll

- mit der im Labor für Biomechanik und Biomaterialien vorhandenen Messtechnik und Programmen eine Methode zur Untersuchung der Facettengelenkskinematik entwickelt werden.
- anhand einer *in-vitro*-Studie an bovinen Monosegmenten der Lendenwirbelsäule die Durchführbarkeit geprüft und die Kinematik und Drücke für die Untersuchung der Facettengelenke erfasst werden.
- eine Möglichkeit zur grafischen Visualisierung der Bewegungen gefunden werden.
- die Lage und Orientierung der anatomischen Koordinatensysteme der Wirbel gemäß der Definition im Messprogramm *OrthoView* des Labors für Biomechanik und Biomaterialien übernommen werden.
- eine Dokumentation (SOP) zur Durchführung durch andere Anwender der entwickelten Methode angefertigt werden.

Bemerkungen

Die Bachelorarbeit wird extern im Labor für Biomechanik und Biomaterialien der Orthopädischen Klinik der Medizinischen Hochschule Hannover durchgeführt und durch Herrn Dipl.-Ing. B. Welke betreut. Intern wird die Betreuung der Bachelorarbeit von Frau Prof. Dr. C. Kober der Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg übernommen.

Die Bearbeitungszeit beträgt mit einem Workload von 100 % 47 Werktage.

Ausgabe der Aufgabenstellung am: 30.05.2011

Die „aktuellen Vereinbarungen zur Durchführung der Arbeit“ werden als Teil der Aufgabenstellung anerkannt.

Erstprüfer: Prof. Dr. C. Kober

Zweitprüfer: Priv.-Doz. Dr.-Ing. C. Hurschler

Betreuer: Dipl.-Ing. B. Welke

Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Bachelorarbeit selbständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet habe. Alle Stellen der Arbeit, die wörtlich oder sinngemäß aus anderen Quellen übernommen wurden, sind als solche gekennzeichnet. Ich habe die Arbeit in gleicher oder ähnlicher Form bei keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Hannover, den 30. Juli. 2011

.....

(Berrit Frank)

Abkürzungsverzeichnis

ant./post.	anterior/posterior
AP	Anfangsposition
AXA/AXO	Axiale Rotation mit Muskelsimulation/nativ
CAR	Contact Area Ratio
CT	Computertomographie
ETIU	Enhanced Tool Interface Unit
EZ	elastische Zone
FEA/FEO	Flexion/Extension mit Muskelsimulation/nativ
FFT	Fast Fourier Transform
Flex./Ex.	Flexion/Extension
HAM	Helical Axis of Motion
HU	Hounsfield Unit
IAR	Instantaneous Axis of Rotation
IR	Infrarot
L1	1. Lendenwirbel
lat.	Lateral
LBA/LBO	Laterale Beugung mit Muskelsimulation/nativ
LBB	Labor für Biomechanik und Biomaterialien Hannover
Lig./Ligg.	Ligamentum/ Ligamenta
LWS	Lendenwirbelsäule
M./Mm.	Muskulus/ Muskuli
N.	Nervus
NZ	neutrale Zone
Proc.	Processus
R./ Rr.	Ramus/ Rami
RMS	Root Mean Square
ROM	Range of Motion
Rot.	Rotation
SOP	Standard Operation Procedure
TDR	Total Disc Replacement
Th1	1. Brustwirbel
WS	Wirbelsäule

Tabelle 0.1 Übersicht verwendeter Abkürzungen

Begriffserklärung

Orientierungsbegriff	Definition
Anterior	weiter vorne
Distal	vom Rumpf entfernt
Dorsal	rückenwärts
Frontal	in Richtung der Stirn
Inferior	weiter unten
Kaudal	schwanzwärts
Kranial	kopfwärts
Lateral	seitlich
Longitudinal(ebene)	Längs(achse)
Lumbal	im Lendenbereich liegend
Medial	zur Mittelebene hin
Median	in der Mittelebene
Posterior	weiter hinten
Proximal	näher zum Rumpf
Sagittal	von vorne nach hinten oder umgekehrt
Superior	weiter oben
Transversal	von links nach rechts oder umgekehrt
Ventral	bauchwärts

Tabelle 0.2 Richtungsbegriffe zur Orientierung am Körper. Diese Definitionen sind immer relativ zum Körper gesehen und damit unabhängig von der Lage des Körpers im Raum.

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung	I
Abkürzungsverzeichnis	VI
Begriffserklärung	VII
Inhaltsverzeichnis	VIII
1 Einleitung	1
2 Anatomie und Biomechanik der Wirbelsäule	3
2.1 Grundlagen der Anatomie	3
2.1.1 Lage- und Richtungsbezeichnung in der Anatomie	3
2.1.2 Anatomie der humanen Wirbelsäule	4
2.1.3 Anatomischer Aufbau der Facettengelenke	9
2.2 Grundlagen der Biomechanik	10
2.2.1 Biomechanik der humanen Wirbelsäule	10
2.2.2 Biomechanische Funktion der Facettengelenke	16
2.3 Vergleich der humanen mit der bovinen Wirbelsäule	17
3 Stand der Technik	21
3.1 Vorangegangene Studien zur Untersuchung der Facettenartikulation	21
3.1.1 Untersuchung der Facettengelenke anhand von Druckmessungen	21
3.1.2 Modellbasierte Untersuchungen zur Facettenartikulation	23
3.2 Im Labor für Biomechanik bereits verwendete Prüfmethode	24
3.2.1 Prüfstand zur in vitro Wirbelsäulentestung	24
3.2.2 Kinematikaufzeichnung mit NDI Polaris® System und OrthoVIEW	29
3.2.3 Druckmessungen mit Tekscanfolien	32
4 Material und Methode	35
4.1 Für diese Arbeit verwendetes Material	35
4.2 Methode der Voruntersuchungen	37
4.2.1 Untersuchung der Genauigkeit des neu konstruierten Aufsatzes der Linearprobe	37
4.2.2 Auswahl einer geeigneten Markerbefestigung	39
4.3 Methode des experimentellen Teils der Arbeit	39

4.3.1	Versuchsvorbereitungen.....	39
4.3.2	Versuchsdurchführung.....	46
4.4	Methode des modellbasierten Teils dieser Arbeit.....	50
4.4.1	Modellerstellung.....	51
4.4.2	Übertragung der kinematischen Daten auf das Modell.....	54
4.4.3	Methodik zur Untersuchung der Kinematik der Facettengelenke.....	56
4.4.4	Untersuchung der Messgenauigkeit des Systems.....	60
5	Ergebnisse.....	62
5.1	Ergebnisse des modellbasierten Teils der Arbeit.....	62
5.1.1	Ergebnisse der Modellerstellung und Übertragung der kinematischen Daten.....	62
5.1.2	Ergebnisse der Untersuchung der Kinematik der Facettengelenke.....	64
5.1.3	Ergebnisse der Untersuchung der Messgenauigkeit.....	70
5.2	Ergebnisse des experimentellen Teils der Arbeit.....	71
6	Diskussion.....	73
6.1	Diskussion des modellbasierten Teils dieser Arbeit.....	73
6.2	Diskussion des experimentellen Teils dieser Arbeit.....	76
6.3	Diskussion der Voruntersuchungen.....	78
7	Zusammenfassung und Ausblick.....	79
8	Literaturverzeichnis.....	81
9	Abbildungsverzeichnis.....	84
10	Tabellenverzeichnis.....	91
Anhang A	Präparationsprotokoll.....	93
Anhang B	Datenblatt Tekscan Quadsensor 6900.....	95
Anhang C	Versuchsprotokoll.....	96
Anhang D	Grenzfrequenzen zur Glättung der Kinematik.....	98
Anhang E	Range of Motion der Präparate.....	99

Inhaltsverzeichnis	X
<hr/>	
Anhang F Zuordnung der Zylinder zu den Muskelpaaren	100
Anhang G Zylindervolumen und Differenz im Gelenkspalt.....	101
Anhang H DVD: SOP's, Literatur, Simulation	103

1 Einleitung

Die Facettengelenke der Wirbelsäule spielen bei der Kraftübertragung an der Lendenwirbelsäule eine große Rolle [WIL06]. Oft sind Kreuzschmerzen auf die Facettengelenke zurückzuführen. Bei 60 % bis 90 % der Bevölkerung treten während ihres Lebens von den Facettengelenken der Lendenwirbelsäule verursachte Kreuzschmerzen auf, wovon sie bei 15 % bis 40 % chronisch werden. Auch das Einbringen von Implantaten im Bereich der Wirbelsäule könnte zu einer veränderten Kraftübertragung und daraus resultierenden Problemen an den Facettengelenken führen. Um solche Zusammenhänge besser erkennen zu können, ist es wichtig die Artikulation der Facettengelenke genau zu untersuchen.

In vorangegangenen *in-vitro*³-Studien wurde dies zum einen an humanen Präparaten über Druckmessungen in den Facettengelenken oder über an den Gelenksflächen angebrachte Dehnungsmessstreifen realisiert [WIL06, LUO96, KAH90]. *Lorenz et al.* sind die ersten gewesen, die Belastungen in den Facettengelenken über drucksensitive Messfolien erfasst haben [LOR83]. Eine Druckmessung erfordert das Öffnen der Gelenkkapsel und ist somit invasiv⁴ [COO10]. Aus diesem Grund untersuchen andere Studien die Facettengelenke anhand modellbasierter Simulationen [COO10, HAB04]. *Cook et al.* haben die Artikulation der Facettengelenke über Abstandsmessungen zwischen den Gelenksflächen untersucht. Dafür sind kinematische Testdaten, die *in-vitro* über ein optoelektrisches Bewegungsmesssystem aufgenommen wurden, auf ein CT-basiertes Modell des Segmentes übertragen und damit simuliert worden. So konnte die Facettenartikulation nichtinvasiv wiedergegeben werden [COO10].

Ziel dieser Arbeit ist es, eine Machbarkeitsstudie durchzuführen. Dabei soll geprüft werden, ob es mit den im LBB gegebenen Möglichkeiten ebenfalls realisierbar ist, eine Methodik zu finden, experimentell ermittelte kinematische Daten auf ein CT-basiertes Modell zu übertragen und so die Facettenartikulation untersuchen zu können. Anschließend sollen die gewonnenen Daten mit denen aus vorangegangenen Studien verglichen werden.

Die vorliegende Bachelorarbeit umfasst einen experimentellen Teil wie auch einen modellbasierten Teil. Für den experimentellen Teil der Arbeit wird auf Kalbspräparate als Substitut für humane Präparate zurückgegriffen. Es werden acht Präparate getestet, wobei sie jeweils ein Bewegungssegment aus dem Lendenwirbelbereich umfassen. Diese Präparate müssen zunächst vorbereitet werden, was unter anderem das Setzen von je vier

³ *in-vitro*: *in-vitro* beschreibt bei Experimenten, dass sie in einer kontrollierten künstlichen Umgebung außerhalb eines lebenden Organismus stattfinden.

⁴ *invasiv*: in den Körper eindringend, gewebsverletzend

Markern pro Wirbel beinhaltet, die später wiederum dazu dienen, die erfassten kinematischen Daten auf das Modell zu registrieren. Dazu werden diese Marker vor Beginn der Versuche mit einem optoelektrischen System abgetastet und so die Position von ihnen erfasst. Mit Hilfe der roboterassistierten Prüfeinrichtung zur Wirbelsäulentestung werden im Nativzustand und mit Simulation von Muskelkräften drei Rotationsbewegungen an den Präparaten ausgeführt: Beugung und Streckung der Wirbel nach vorne bzw. hinten, seitliche Beugung und eine axiale Rotation nach links und rechts. Diese Bewegungen werden ebenfalls von dem optoelektrischen Messsystem aufgezeichnet. Für den modellbasierten Teil der Arbeit werden von den acht Präparaten CT-Aufnahmen angefertigt. Auf diesen CT-Aufnahmen basierend werden Modelle am Computer erstellt. Anhand der zuvor gesetzten Marker können die experimentell ermittelten kinematischen Daten auf die Modelle übertragen und so die Bewegungen der Präparate simuliert werden. Auf diese Weise lässt sich die Artikulation der Facettengelenke während der Rotationsbewegungen visualisieren und anhand dieser Visualisierung durch Volumenmessung im Gelenkspalt analysieren.

2 Anatomie und Biomechanik der Wirbelsäule

In diesem Abschnitt sollen sowohl die anatomischen wie auch die biomechanischen Grundlagen der Wirbelsäule vermittelt werden.

2.1 Grundlagen der Anatomie

Für das bessere Verständnis dieser Bachelorarbeit ist es wichtig zunächst die Anatomie der Wirbelsäule mit besonderem Hinblick auf die Facettengelenke zu klären. Im Folgenden werden zunächst die Lage- und Richtungsbezeichnungen in der Anatomie vorgestellt.

2.1.1 Lage- und Richtungsbezeichnung in der Anatomie

Um eine Position am Körper genau beschreiben zu können, sind in der Anatomie Definitionen eingeführt worden, die zur Orientierung dienen sollen (**Tabelle 0.2**). Mit ihnen lässt sich die Lage an einem Körper unabhängig von der Lage des Körpers im Raum beschreiben. Zudem gibt es drei Hauptachsen und die dazu korrespondierenden Ebenen (**Bild 2.1**), die zueinander senkrecht stehen [ANA99].

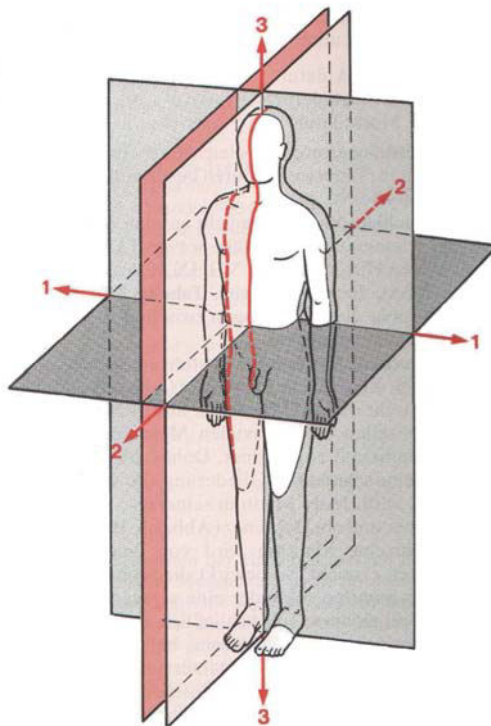


Bild 2.1 Darstellung der drei Hauptebenen und Hauptachsen am Körper. 1 Transversalachse, 2 Sagittalachse, 3 Longitudinalachse, hellrote Ebene Medianebene, dunkelrote Ebene Sagittalebene, hellgraue Ebene Frontalebene, dunkelgraue Ebene Transversalebene [ANA99].

2.1.2 Anatomie der humanen Wirbelsäule

Im Folgenden wird die Anatomie der humanen Wirbelsäule beschrieben.

Allgemeiner Aufbau der Wirbelsäule

Die Wirbelsäule bildet das bewegliche Achsenskelett des menschlichen Körpers und verleiht ihm seinen Halt [ANA99]. Durch sie werden umfangreiche Bewegungen ermöglicht. Sie lässt sich in passive und aktive Bewegungselemente unterteilen. Zu den passiven Bewegungselementen zählen die Wirbel (Vertebrae), Bandscheiben (Disci intervertebrales) und Bandstrukturen (Ligamente) während die Wirbelsäulenmuskulatur den aktiven Teil bildet. Die humane Wirbelsäule umfasst 33-34 Wirbel und lässt sich in fünf verschiedene Abschnitte unterteilen [COM03] (**Bild 2.2**). Die Halswirbelsäule besteht aus sieben einzelnen Wirbeln und bildet den ersten Abschnitt. Der zweite Abschnitt besteht aus der Brustwirbelsäule und umfasst zwölf Brustwirbel. Die Lendenwirbelsäule, der dritte Abschnitt, besteht aus fünf Lendenwirbeln. Auch das Kreuzbein umfasst fünf Wirbel. Die fünf Kreuzwirbel verschmelzen zwischen dem 20. und 25. Lebensjahr zum Kreuzbein (Os sacrum) und bilden die Verbindung zum Becken. Auch die vier bis fünf Wirbel des Steißbeines (Os coccygeus) verschmelzen während dieses Zeitraums. Das Kreuzbein bildet den vierten Abschnitt, das Steißbein bildet den fünften Abschnitt der Wirbelsäule. Die Wirbelsäule ist in der Sagittalebene doppelt s-förmig gebogen, was auf ihre charakteristischen Krümmungen zurückzuführen ist. Im Hals- und Lendenbereich handelt es sich um die Lordose, im Brust- und Sakralbereich um die Kyphose. Die Lordose bezeichnet eine Krümmung, bei der die Wirbelsäule nach ventral konvex gebogen ist. Bei der Kyphose ist sie nach ventral konkav gebogen.



Bild 2.2 Aufbau der humanen Wirbelsäule. Ansicht von lateral links. Die fünf Abschnitte und ihre Krümmungen: 1. Halswirbelsäule (Lordose), 2. Brustwirbelsäule (Kyphose), 3. Lendenwirbelsäule (Lordose), 4. Kreuzbein (Kyphose), 5. Steißbein (Kyphose). Modifiziert nach *Sobotta* [SOB10].

Allgemeiner Aufbau der Wirbel und ihre Verbindungen

Je nachdem in welchem Bereich der Wirbelsäule sich die Wirbel befinden, sind sie in ihrer Form an die statischen und dynamischen Gegebenheiten dieses Abschnittes angepasst.

Die einzelnen Wirbel lassen sich in drei Bereiche unterteilen: den Wirbelkörper (Corpus vertebrae), den Wirbelbogen (Arcus vertebrae) und die Fortsätze am Wirbelbogen (Proc. vertebrae) (**Bild 2.3**).

Der Wirbelbogen schließt sich über die Pedikel an den Wirbelkörper an und umgibt das Wirbelloch (Foramen vertebrale). Vom Wirbelbogen gehen die zwei Querfortsätze (Proc. transversus) und der nach dorsal ausgerichtete Dornfortsatz (Proc. spinosus) ab. An ihnen setzen die Bandstrukturen und die Rückenmuskulatur an und dienen ihr als Krafthebel. Auch

die paarigen Gelenkfortsätze gehen vom Wirbelbogen ab. Jeder Wirbel besitzt vier Stück. Ein Paar ist nach kranial ausgerichtet während das andere Paar nach kaudal zeigt. Über diese Gelenkfortsätze sind die einzelnen Wirbel an den Wirbelbögen miteinander verbunden. Von jeweils einem oberen Gelenkfortsatz und einem unteren Gelenkfortsatz mit ihren einander zugekehrten Gelenkflächen werden die Wirbelgelenke (Articulationes zygapophysiales) gebildet. Durch die Bandscheibe (Discus intervertebralis) werden wegen ihrer hohen Verformbarkeit Bewegungen in alle Richtungen ermöglicht, allerdings geben die Wirbelgelenke, die auch Facettengelenke genannt werden, den Bewegungen eine definierte Richtung vor [ANA99].

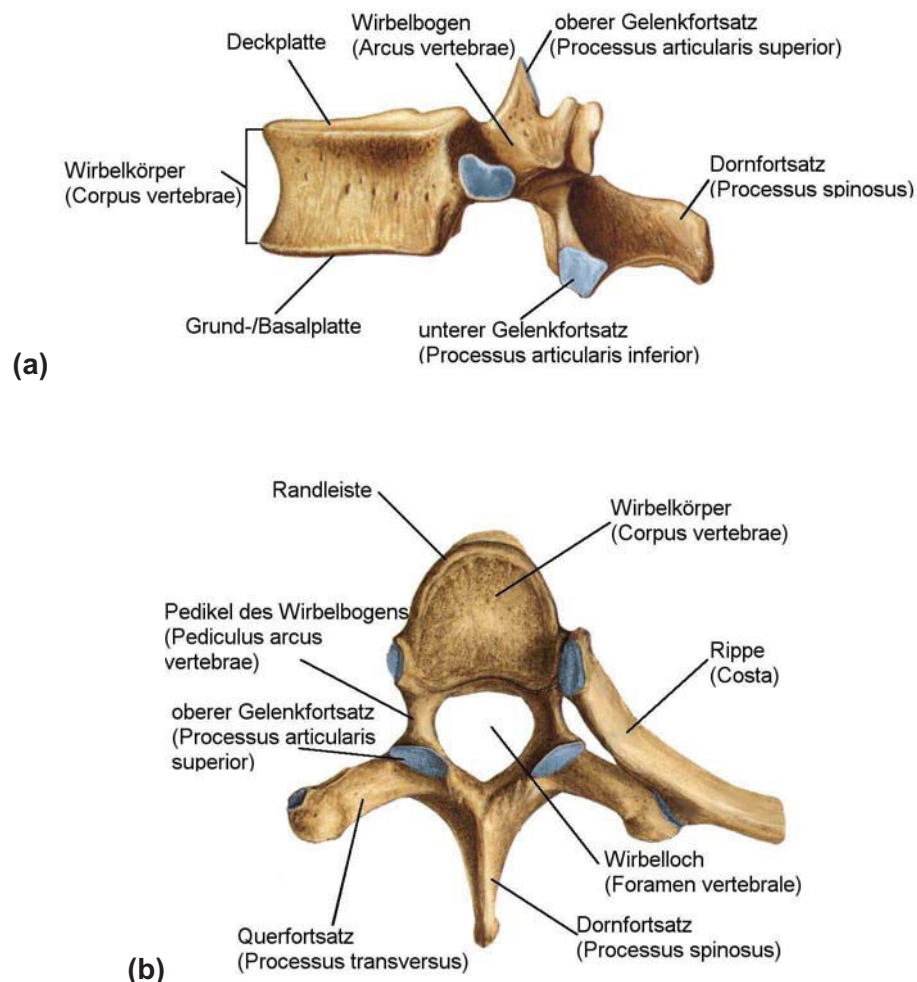


Bild 2.3 Aufbau eines Wirbels. (a) 12.Brustwirbel Ansicht von lateral links. (b) 5.Brustwirbel Ansicht von kranial. Modifiziert nach *Sobotta* [SOB10].

Die Bandscheibe bzw. Zwischenwirbelscheibe stellt eine weitere Verbindung zwischen den einzelnen Wirbeln dar. Sie ist jeweils mit der Deckplatte und der Grundplatte des benachbarten Wirbels durch eine hyalinknorpelige⁵ Schicht fest verbunden. In kaudaler

⁵ hyalin: glasig, durchscheinend

Richtung nehmen die Höhe und der Umfang der Bandscheiben zu. Dadurch, dass sie im Hals- und Lendenwirbelbereich vorne höher und im Brustwirbelbereich vorne niedriger als hinten sind, tragen sie wesentlich zu den Krümmungen der Wirbelsäule bei. Die Bandscheibe besteht aus zwei Bereichen. Zum einen wird sie aus einer kollagenfasrigen Außenschicht (Anulus fibrosus) gebildet, zum anderen hat sie eine Innenzone aus Faserknorpel mit einem Gallertkern (Nucleus pulposus), der leicht nach dorsal verschoben liegt (**Bild 2.4**).

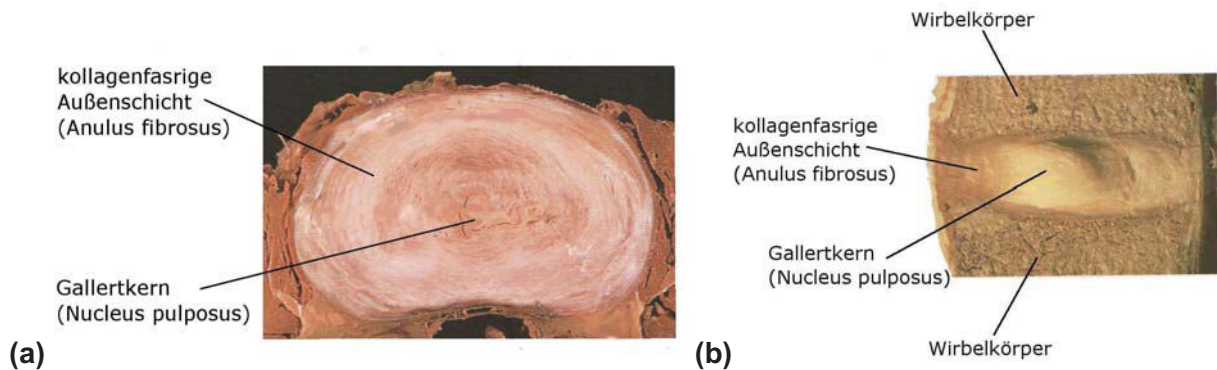


Bild 2.4 Die Bandscheibe. (a) Ansicht von kranial. (b) Medianschnitt. Modifiziert nach *Sobotta* [SOB10].

Die Bandscheibe ist viskoelastisch verformbar. Dadurch, dass der Gallertkern inkompressibel ist, verteilt er den Druck innerhalb der Bandscheibe auf die Deck- und Grundplatte. Dabei wird ein Teil des Druckes in Zugspannungen umgewandelt. Diese Zugspannungen können wiederum zum Teil durch die Kollagenfasern der Außenschicht kompensiert werden. So können Stöße, wie sie z. B. beim Laufen entstehen, gedämpft und abgeschwächt werden [ANA99].

Die Bandstrukturen der Wirbelsäule

Die Bänder der Wirbelsäule verlaufen zwischen den einzelnen Wirbelkörpern, zwischen den Wirbelbögen und zwischen den Quer- und Dornfortsätzen (**Bild 2.5**) [ANA99]. Durch sie kommt es zu einer stabilen Verbindung zwischen den Wirbeln, wodurch die Wirbelsäule mechanisch hoch belastbar wird [FUN85].

Während der experimentellen Versuche muss darauf geachtet werden diese Bandstrukturen zu erhalten, um die biomechanischen Eigenschaften der Präparate nicht zu verändern.

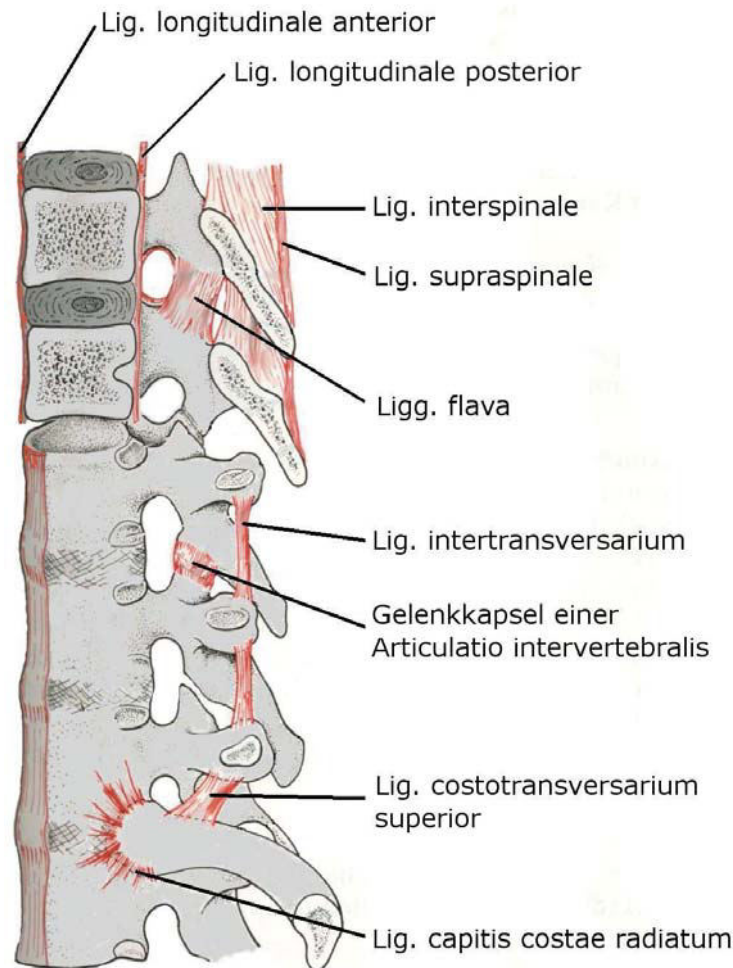


Bild 2.5 Die Bänder am Beispiel der Brustwirbelsäule. Die oberen beiden Wirbel sind median-sagittal geschnitten. Die unteren Wirbel sind nicht aufgeschnitten in Sagittalansicht dargestellt. Zu sehen sind die Bänder, die die Wirbelkörper, Wirbelbögen und Quer-/Dornfortsätze verbinden. Es ist ebenfalls die Befestigung einer Rippe an der Wirbelsäule an den unteren beiden Wirbeln zu sehen. Modifiziert nach [ANA99].

Die Muskulatur im Bereich der Lendenwirbelsäule

Die Muskulatur des Rumpfes ist die kräftigste Muskulatur des humanen Bewegungsapparates [BUD10]. Im Bereich der Lendenwirbelsäule ist zum einen die Rückenmuskulatur wie auch die hintere Bauchmuskulatur aktiv [ANA99]:

Primäre Rückenmuskulatur/ Lateraler Trakt:

- M. iliocostalis lumborum
- M. longissimus thoracis

Primäre Rückenmuskulatur/ Medialer Trakt:

- Mm. Multifidi
- Mm. Rotatores lumborum
- Mm. Interspinales lumborum
- Mm. Inter-transversarii mediales lumborum

Sekundäre Rückenmuskulatur:

- M. serratus posterior inferior
- M. inter-transversarii laterales lumborum

Hintere Bauchmuskulatur:

- M. quadratus lumborum
- M. psoas major

Da die Muskulatur für die Kinematik der Wirbelsäule eine große Rolle spielt, ist es wichtig bei den Versuchen darauf zu achten, intakte Muskelstrukturen nicht zu beschädigen.

2.1.3 Anatomischer Aufbau der Facettengelenke

Die paarigen Facettengelenke werden durch den oberen und den unteren Gelenkfortsatz zweier benachbarter Wirbel gebildet und stellen so neben der Bandscheibe eine weitere Verbindung zwischen ihnen dar [LUM06]. Sie sind im Gegensatz zu der Bandscheibe echte synoviale Gelenke⁶ mit Gelenkspalt und Gelenkkapsel (**Bild 2.6**). Die Gelenke sind schräg angeordnet. Im Zervikalbereich liegen die Facettengelenke horizontal, im Bereich der Brustwirbelsäule vertikal. Die Stellung der Gelenke im kranialen Lendenwirbelbereich orientiert sich an der Sagittalebene, wobei die Gelenksflächen plan sind. Nach kaudal hin ändert sich die Stellung Richtung Frontalebene und die Gelenksflächen nehmen eine gebogene Form an. In manchen Fällen gibt es Facettenasymmetrien, die als Tropismus bezeichnet werden. Diese können zu degenerativen Veränderungen an den Gelenken führen. [BIO79].

Die Gelenkflächen bestehen aus hyalinem Knorpel, der eine maximale Dicke von 2 mm aufweist. Sie sind je nach Wirbelsäulenbereich in unterschiedlichem Ausmaß in ihrer Ebene geneigt und verschaffen so dem jeweiligen Bereich einen für ihn speziellen Bewegungsumfang [PRO07].

Der Gelenkspalt ist von einer dünnen fibrösen Kapsel umgeben [LUM06]. Die Gelenkkapsel geht über den unteren Gelenkfortsatz hinaus und wird von einer synovialen Membran ausgekleidet. Die Kapsel besteht aus zwei Schichten. Die innere Schicht weist unregelmäßig ausgerichtete elastische Fasern auf, während die äußere aus dicht verlaufenden kollagenen Fasern besteht. Im medialen und superioren Bereich ist die Gelenkkapsel mit dem lateralen Teil des Lig. flavum verwachsen. Dadurch wird die Kapsel stabilisiert und verhindert ein Einklemmen der Kapsel zwischen den Gelenkflächen bei Bewegungen. Eine zusätzliche Stabilisierung der Gelenkkapsel kann durch die Fasern der Mm. multifidi erfolgen. An den Gelenkrändern sind taschenförmige Ausbuchtungen der Gelenkkapsel, die als Rezessus bezeichnet werden, gelegen. Von dort können sich synoviale Zotten bilden, die sich

⁶ synoviale Gelenke: Gelenke, die innerhalb ihrer Gelenkhöhle mit Gelenkflüssigkeit gefüllt sind.

zwischen die Gelenkknorpel legen. Sie haben eine Schutzfunktion bei Flexionsbewegungen im Facettengelenk.

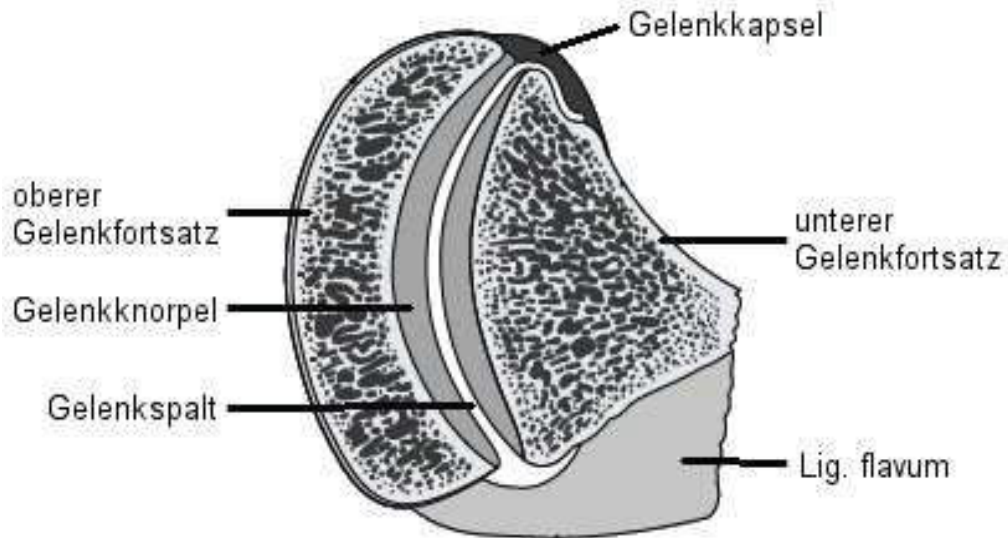


Bild 2.6 Transversalschnitt durch ein Facettengelenk. Die Gelenkkapsel geht über den Rand des unteren Gelenkfortsatzes hinaus. Der anteriore Teil der Kapsel wird durch das Lig. flavum begrenzt. Modifiziert nach [LUM06].

2.2 Grundlagen der Biomechanik

In diesem Abschnitt soll zum besseren Verständnis ein Einblick in die Biomechanik der humanen Wirbelsäule und der Facettengelenke gegeben werden.

2.2.1 Biomechanik der humanen Wirbelsäule

Während die Anatomie die äußere Gestalt und Aufbau der Wirbelsäule beschreibt, befasst sich die Mechanik mit der räumlichen Beziehung zwischen Kräften und den Bewegungen. Mit dem Resultat des Zusammenspiels der Anatomie, den Kräften und den aus ihnen resultierenden Bewegungen beschäftigt sich die Biomechanik [PAN80].

Zunächst sollen ein paar für die Biomechanik wichtigen Begriffe geklärt werden (**Tabelle 2.1**).

Translation	Bei einer Translation bewegen sich alle Teile eines Körpers zu einem bestimmten Zeitpunkt in die gleiche Richtung relativ zu einem fixierten Punkt.
(axiale) Rotation	Rotation beschreibt eine Bewegung bei der ein Körper um eine Achse dreht. Bei der axialen Rotation wird die Wirbelsäule um eine Achse gedreht, die orthogonal auf der Transversalachse steht. Sie kann nach links und nach rechts ausgeführt werden.
Flexion	Die Flexion beschreibt eine Beugung nach vorne um die Orthogonale der Sagittalebene.
Extension	Die Extension ist eine Streckung nach hinten um die gleiche Achse wie bei der Flexion.
lateraler Beugung	Bei der lateralen Beugung wird die Wirbelsäule um eine Achse, die senkrecht auf der Frontalebene steht, bewegt. Sie kann nach links und nach rechts stattfinden.
Range of Motion (ROM)	Die ROM gibt den physiologischen Bewegungsumfang in Abhängigkeit zu der aufgetragenen Belastung an. Sie ist die Differenz zwischen den zwei physiologischen Bewegungsextremen. Sie kann für Translation und Rotation für die verschiedenen Richtungen der Bewegung angegeben werden [PAN80]. Die Summe der neutralen Zone und der elastischen Zone ergeben ebenfalls die ROM (Bild 2.7).
Neutrale Position	Die neutrale Position ist die Position, die das Bewegungssegment ohne Einwirkung äußerer Kräfte einnimmt.
Neutrale Zone (NZ)	Die neutrale Zone ist der Bereich einer Bewegung, bei der das Segment keinen Widerstand gegen sie ausübt. Für die Bewegung des Segments innerhalb dieses Bereichs wird nur eine Kraft zur Überwindung seiner Massenträgheit benötigt (Bild 2.7).
Elastische Zone (EZ)	Die elastische Zone ist der Bereich, in dem sich das Bewegungssegment unter Kraft- oder Momenteinwirkung bewegt.

Tabelle 2.1 Übersicht wichtiger Begriffe in der Biomechanik

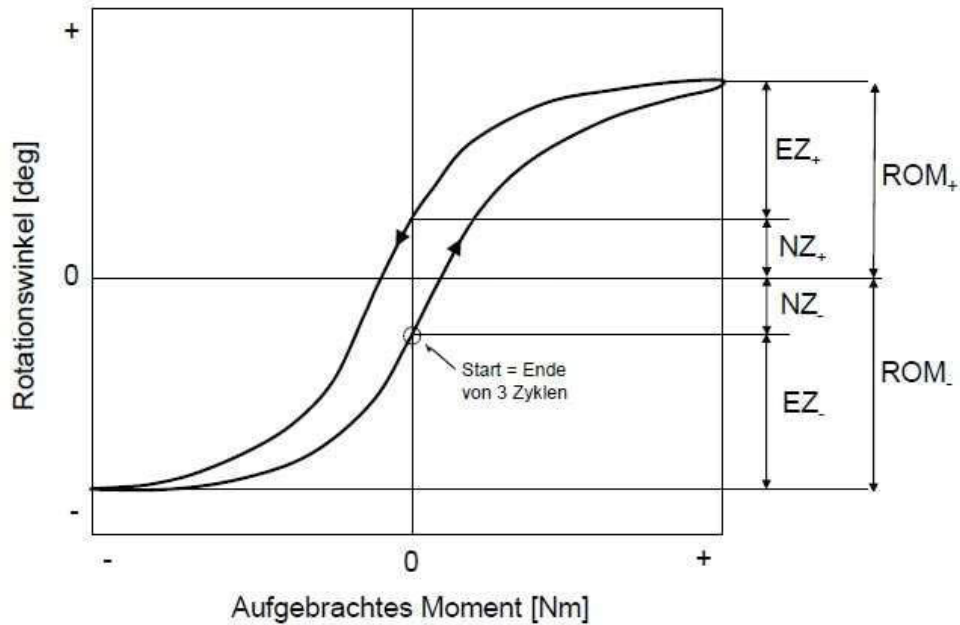


Bild 2.7 Veranschaulichung der neutralen Zone, elastischen Zone und Range of Motion im Winkel-Moment-Diagramm. Zu erkennen ist die für die Wirbelsäulentestung charakteristische Hysteresekurve, die beim Durchlauf von drei Bewegungsdurchläufen entsteht. Modifiziert nach *Wilke et al.*[WIL95].

Globale und lokale Koordinatensysteme

Um Bewegungen im Raum eindeutig beschreiben zu können und Werte verschiedener Studien miteinander vergleichen zu können, bedarf es einem einheitlichen standardisierten Koordinatensystem. 1975 legen *White et al.* in einer Studie ein globales Koordinatensystem am menschlichen aufrecht stehenden Körper fest [WHI75]. Den Ursprung des Koordinatensystems bildet der Spalt zwischen den Hörnern des Kreuzbeines. Die positive y-Achse zeigt nach kranial und spannt mit der z-Achse die Sagittalebene auf. Die positive z-Achse zeigt dabei nach ventral. Die y-Achse und die x-Achse bilden zusammen die Frontalachse, wobei die positive x-Achse nach links ausgerichtet ist (**Bild 2.8**).

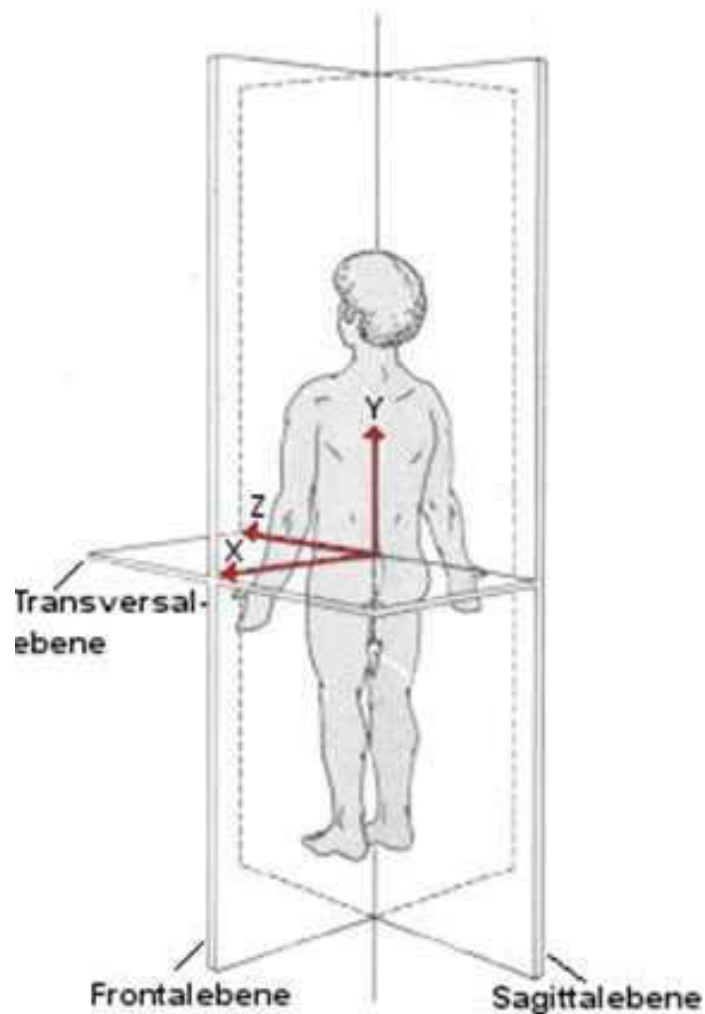


Bild 2.8 Globales Koordinatensystem. Koordinatenursprung liegt zwischen den Hörnern des Kreuzbeines. X-Achse ist nach links gerichtet, y-Achse nach kranial, z-Achse zeigt nach ventral. Modifiziert nach White [WHI75].

Neben dem globalen Koordinatensystem gibt es auch noch das anatomische Koordinatensystem an jedem einzelnen Wirbel. Es soll dazu dienen Relativbewegungen zwischen zwei Wirbeln beschreiben zu können. Für diese Bachelorarbeit werden die anatomischen Koordinatensysteme nach Crawford in abgewandelter Form verwendet [CRA97]. Dabei werden an einem Wirbel die drei Koordinatenachsen, die alle orthogonal zueinander liegen, mit Hilfe von vier Landmarken P1-P4 ausgerichtet (**Bild 2.9**).

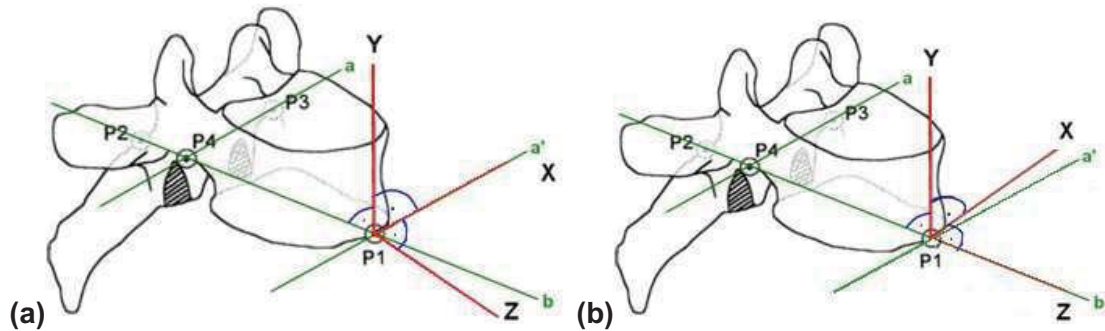


Bild 2.9 (a) Anatomisches Koordinatensystem an einem Wirbel. P1-P4 stellen die typischen Landmarken dar, nach denen das Koordinatensystem ausgerichtet wird. Der vordere Punkt P1 liegt auf der Medianebene inferior an der Basalplatte. P1 dient hier als Koordinatenursprung. Punkt P2 liegt möglichst weit dorsal am Dornfortsatz. Die Höhe von P2 wird bestimmt durch die Verlängerung von P1 auf der Basalplatte. P3 und P4 liegen mit gleichem Abstand von der Medianebene entfernt und befinden sich an der inferioren Seite der Pedikel. Modifiziert nach Crawford [CRA97]. (b) Abgewandelte Form des Koordinatensystems nach Crawford, wie es in der Software OrthoVIEW (LBB) zur Aufzeichnung der Kinematik verwendet wird. Die z-Achse richtet sich nach der Achse b, anstatt dass sich die x-Achse an der Achse a' orientiert.

Folgende Schritte werden nach *Crawford* durchgeführt, um das Koordinatensystem entsprechend zu platzieren:

- Translation des Koordinatenursprungs in P4 (Koordinaten in P4: $x = 0, y = 0, z = 0$)
- Rotation des Wirbels um die z-Achse, solange bis für P3 gilt: $x > 0, y = 0$
- Rotation des Wirbels um die y-Achse, solange bis für P3 gilt: $x > 0, y = 0, z = 0$
- Translation des Wirbels, so dass der Koordinatenursprung in P1 liegt (Koordinaten in P1: $x = 0, y = 0, z = 0$)
- Rotation des Wirbels um die x-Achse, solange bis für P2 gilt: $y = 0, z < 0$
- Translation des Wirbels, um das Koordinatensystem an die gewünschte Position zu bringen

Durch die Ausführung dieser Schritte ist das Koordinatensystem so gelegen, dass sich ein rechter Winkel zwischen der y-Achse und der verbindenden Geraden durch P1/P2 (in **Bild 2.9 b** genannt) ergibt. Ebenso ergibt sich ein rechter Winkel zwischen y-Achse und der in P1 parallel verschobenen verbindenden Geraden durch P3/P4 (in **Bild 2.9** als a' bezeichnet). Auch die z-Achse und a' liegen orthogonal zueinander, so dass das Koordinatensystem eindeutig platziert werden kann.

In der Software OrthoVIEW (LBB) zur Aufzeichnung der Kinematik wird dieses Koordinatensystem in abgewandelter Form verwendet. Da die Landmarken P1 und P2 im Gegensatz zu den Landmarken P3 und P4 auf einer Symmetrieachse liegen und der Abstand zwischen diesen beiden Landmarken größer ist, wird die z-Achse nach der Verbindungslinie zwischen P1/P2 ausgerichtet und die x-Achse an ihr im rechten Winkel

orientiert. Die Änderung zu dem Koordinatensystem von *Crawford* wurde zur Reduktion der Messunsicherheit in der Software vorgenommen.

Functional Spinal Unit (FSU)

Die kleinste funktionelle Einheit der Wirbelsäule bildet ein Bewegungssegment, welches auch als Functional Spinal Unit (FSU) bezeichnet wird [PAN80]. Es wird aus zwei benachbarten Wirbeln, der dazwischen liegenden Bandscheibe, den Bändern und Wirbelgelenken gebildet. Es weist ähnliche biomechanische Eigenschaften auf wie die gesamte Wirbelsäule. Aus diesem Grunde wird oft in *in-vitro*-Tests auf einzelne Bewegungssegmente zurückgegriffen, um die Wirbelsäule zu untersuchen. Dabei kann die Wirbelsäule als ein aus einzelnen FSUs bestehender Körper aufgefasst werden, dessen Verhalten sich aus dem der individuellen Segmente zusammensetzt.

Für die Untersuchung der Biomechanik eines oder mehrerer solcher Segmente wird zwischen zwei experimentellen Methoden unterschieden: die Steifigkeitsprüfung und die Flexibilitätsprüfung [PAN88].

Bei der Steifigkeitsprüfung ist der unterste Wirbel fest an der Prüfvorrichtung. Dem freien Ende werden Bewegungen vorgegeben und die daraus resultierenden Kräfte und Momente gemessen. Das Problem ist, dass das freie Ende die ihm zugeführten Bewegungen ausführen muss und es so zu unphysiologischem Verhalten des Segmentes kommen kann. Bei der Torsion muss der Wirbel beispielsweise um eine ihm vorgegebene Achse rotieren, was sein natürliches Bewegungsverhalten unterdrücken kann.

Bei der Flexibilitätsprüfung wird dieses Problem umgangen. Bei ihr wird dem freien Ende eine Last zugeführt und die daraus resultierenden Bewegungen anhand von Translation und Rotation gemessen. So wird dem Bewegungssegment erlaubt sich physiologisch zu verhalten. Als Last kann dem Segment entweder eine Kraft oder ein Moment zugeführt werden. Im Gegensatz zu einer Kraft führt ein reines Moment zu einer gleichmäßigen Lastverteilung (**Bild 2.10**). Aus diesem Grunde ist das Aufbringen eines reinen Momentes die bevorzugte Methode.

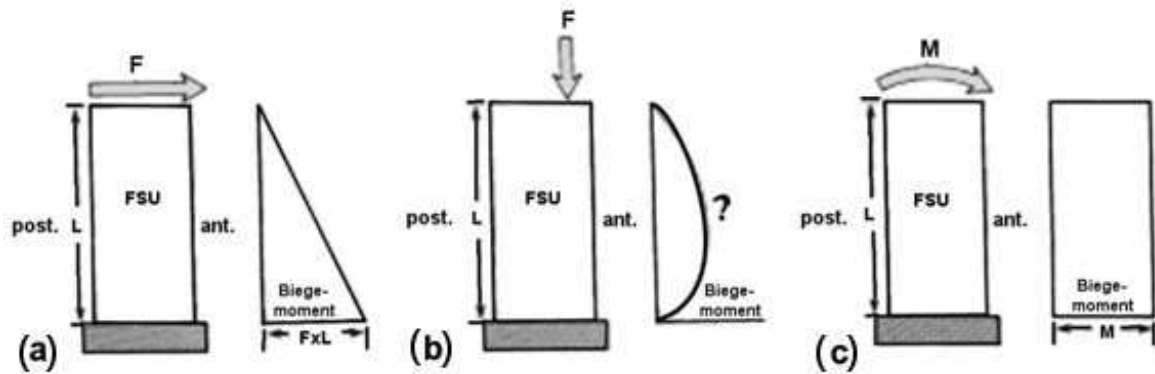


Bild 2.10 Diagramme von Biegemomenten bei drei unterschiedlichen Lastzuführungen. (a) Scherkraft auf das freie Ende des Bewegungssegmentes erzeugt ein linear ansteigendes Biegemoment. (b) Druckkraft bewirkt ein unregelmäßiges Biegemoment. (c) Reines Moment auf das freie Ende führt zu einer gleichmäßigen Belastung des Bewegungssegmentes. Modifiziert nach Panjabi [PAN88].

Besonderheiten der Biomechanik im Bereich der Lendenwirbelsäule

Im Bereich der Lendenwirbelsäule sind Bewegungen um alle drei Achsen möglich [LUM06]. Der Bewegungsumfang einer Flexion/Extension nimmt nach kaudal zu. Im lumbosakralen Bereich hat die laterale Beugung die geringste ROM, die axiale Rotation dafür die größte. Die Lendenwirbelsäule hat die Besonderheit, dass in diesem Bereich die Bewegungen nicht nur für sich allein auftreten, sondern auch kombiniert. Die laterale Beugung ist so streng mit einer axialen Rotation gekoppelt. Bei einer lateralen Beugung aus der Normalstellung heraus ist sie mit einer axialen Rotation zu der gegenüberliegenden Seite verbunden. Wird eine laterale Beugung aus einer Flexion heraus ausgeführt, so führt dies zu einer kombinierten axialen Rotation zu derselben Seite.

2.2.2 Biomechanische Funktion der Facettengelenke

Die Facettengelenke gehören zu der Gruppe der Gleitgelenke [LUM06]. Da ihre Gelenkkapsel den knöchernen Anteil nur locker umgibt, ermöglichen sie einen großen Bewegungsumfang der Wirbelsäule. Gleichzeitig haben sie aber auch eine stabilisierende Wirkung. Durch die Gelenke werden einem bestimmten Segment, die ihm möglichen Bewegungen vorgegeben. Dies geschieht über die Stellung der Gelenke. Im Zervikalbereich liegen die Ebenen der Gelenkflächen eher horizontal, wodurch eine hohe Beweglichkeit in diesem Abschnitt erlaubt wird. Die Ebenen im Brustwirbelbereich sind dagegen eher vertikal ausgerichtet. Diese Stellung begünstigt eine ausgeprägte Rotation. Eine Seitwärtsneigung ist dagegen nur in einem geringen Ausmaß ausführbar. Die Facettengelenke der Lendenwirbelsäule begünstigen durch ihre Stellung eine Streckung, Beugung und Seitwärtsneigung, während die axiale Rotation in diesem Bereich stark eingeschränkt ist. Innerhalb dieses Abschnittes ändert sich die Stellung der Gelenkflächen zusätzlich in

kraniokaudaler Richtung. Kranial liegen die Ebenen der Gelenksflächen in der Sagittalebene, nach kaudal verlaufend richten sie sich immer weiter nach der Frontalebene aus.

Neben der sich ändernden Neigung der Gelenksflächen, weisen die Gelenke der LWS auch unterschiedliche Formen auf. Im Bereich L5/S1 haben die Gelenke plane Flächen. Eine eher gebogene Form haben die Gelenke dagegen im Bereich L2/3 und L3/4 (**Bild 2.11**).

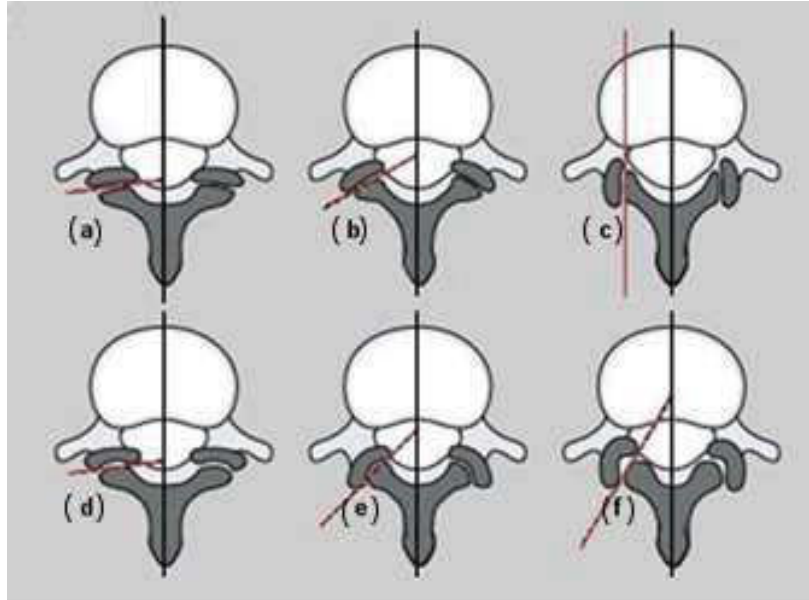


Bild 2.11 Transversalschnitt durch die humanen Lendenwirbel. Zu sehen sind die unterschiedlichen Formen der Gelenksflächen und die Ausrichtung der Ebenen relativ zur Sagittalebene. (a) flache Gelenke 90°, (b) flache Gelenke 60°, (c) parallel zur Sagittalebene, (d) leicht gebogen 90°, (e) c-förmig 45°, (f) j-förmig 30°. Modifiziert nach [LUM06].

2.3 Vergleich der humanen mit der bovinen Wirbelsäule

Für den experimentellen Teil dieser Arbeit wird auf bovine⁷ Bewegungssegmente als Substitut zurückgegriffen. Aus diesem Grund sollen in diesem Abschnitt die Unterschiede zwischen der bovinen und humanen Anatomie sowie Biomechanik dargestellt werden (**Bild 2.12**).

Vergleich der humanen und bovinen Anatomie

Cotterill et al. haben in einer Studie Präparate von sechs bis acht Wochen alten Kälbern mit humanen Präparaten verglichen und so die Unterschiede in der Wirbelsäule mit Schwerpunkt auf den thorakolumbalen Bereich herausgearbeitet [COT86]. Die Wirbelsäulen weisen in ihrer Länge und Krümmung große Diskrepanzen auf. Die bovine WS hat im Durchschnitt eine Länge von 280 cm, die humane hat dagegen nur eine Länge von 71 cm. Die totale Länge der WS wird zu einem großen Teil durch die Höhe der Bandscheiben

⁷ bovin: vom Rind stammend

beeinflusst. Bei der humanen WS sind 25 % von der Gesamtlänge auf die Bandscheiben zurückzuführen. Durch die verhältnismäßig geringe Höhe der bovinen Bandscheibe nehmen diese nur 10 % der Gesamtlänge der WS in Anspruch. Die Bandscheiben der bovinen LWS sind nur halb so hoch wie die humanen, nähern sich nach kranial aber ihrer Höhe an [BUD10]. Im oberen thorakalen Bereich sind sie fast identisch. Auch die Krümmung der WS zeigt deutliche Differenzen [COT86]. Während die humane Wirbelsäule eine doppelte s-Form hat (siehe 2.1.2), besitzt die bovine WS nur zwei Krümmungen. Zum einen ist eine leichte Lordose im Zervikalbereich erkennbar, zum anderen zeigt der thorakolumbale Bereich eine schwache Kyphose.

Die humane WS besteht aus 33-34 einzelnen Wirbeln. Bei der bovinen WS variiert die Anzahl zwischen 49 und 51 (Tabelle 2.2).

Wirbelsäulenabschnitt	Anzahl der Wirbel (bovine WS)	Anzahl der Wirbel (humane WS)
Halswirbelsäule	7	7
Brustwirbelsäule	13	12
Lendenwirbelsäule	6	5
Kreuzbein	5	5
Steißbein	18 - 21	4
Gesamt	49 - 51	33

Tabelle 2.2 Die Verteilung der bovinen und humanen Wirbel innerhalb der einzelnen Wirbelsäulenabschnitte. Angaben aus [COT86].

Bei Betrachtung der einzelnen Wirbel sind ebenso Unterschiede festzustellen, wobei der Wirbel T6 die meisten Gemeinsamkeiten aufweist [COT86]. Der Dornfortsatz dieses Wirbels ist bei bovinen WS um 111 % länger als bei den humanen. Die anterior-posteriore Ausbreitung dieses Wirbels ist bei einem bovinen Wirbel um 56 % größer, was auf den langen Dornfortsatz zurückzuführen ist. Der Wirbel L3 zeigt dagegen größere Differenzen in transversaler Richtung. Durch die Querfortsätze ist der bovine Wirbel um 23 % breiter als ein humaner Wirbel. Die Querfortsätze von L3 unterscheiden sich nicht nur in Länge sondern auch in ihrer Form. Die humanen Querfortsätze sind schmal und nach posterior gerichtet, die bovinen sind länger und haben eine leicht nach kranial und anterior gebogene Form.

Die superioren Facettengelenke haben generell eine ähnliche Orientierung [COT86]. An L3 variiert sie am stärksten. Die humanen Facettengelenke haben an diesem Wirbel eine um 107 % größere mediale Winkelausrichtung und eine um 10,5 % größere vertikale Orientierung.

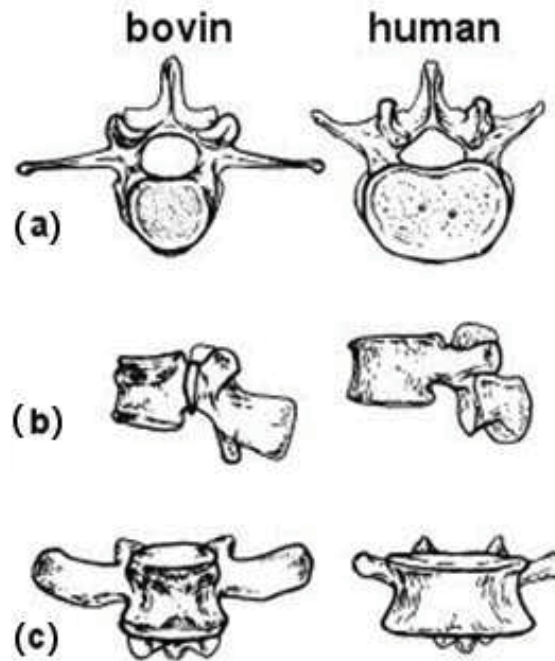


Bild 2.12 Vergleich von humanem und bovinem Wirbel L3. (a) superiore Ansicht, (b) laterale Ansicht, (c) frontale Ansicht. Die bovinen und humanen Wirbel sind nicht im gleichen Maßstab dargestellt. Modifiziert nach [COT86].

Vergleich der humanen und bovinen Biomechanik

Die Wirbelsäule vom Kalb wird schon seit einigen Jahren aus unterschiedlichen Gründen als Substitut für humane Präparate in *in-vitro*-Versuchen verwendet. *Wilke et al.* haben daher in einer Studie die biomechanischen Eigenschaften von Kalbswirbelsäulen untersucht, um sie mit bekannten Werten der humanen Wirbelsäule zu vergleichen [WIL96]. Für die Versuche werden zwölf Wirbelsäulenpräparate von 12–16 Wochen alten Kälbern verwendet. Es werden monosegmentale Präparate aus dem thorakolumbalen Bereich (T6–L6) getestet. Als biomechanische Parameter werden die Range of Motion, die neutrale Zone und die Steifigkeit der thorakolumbalen WS untersucht. Dafür wird ein reines Moment von $\pm 7,5$ Nm bei Flexion/Extension, axialer Rotation und lateraler Beugung aufgebracht.

Um einen Vergleich anstellen zu können, werden die von *Wilke et al.* ermittelten Werte für die bovine WS mit den Werten für die humane WS einer Studie von *Panjabi et al.* gegenüber gestellt [WIL97, PAN94]. *Panjabi et al.* haben neun humane Wirbelsäulenpräparate getestet. Auch sie haben Monosegmente verwendet aus den Bereichen L1–S2. Alle Präparate sind männlich mit einem Durchschnittsalter von 51 Jahren. Untersucht wird die ROM bei Flexion/Extension, lateraler Beugung und axialer Rotation, wobei ein maximales reines Moment von 10 Nm auf die Präparate ausgeübt wird.

Bei Betrachtung der Ergebnisse lässt sich erkennen, dass sich die einzelnen Bewegungssegmente qualitativ ähnlich verhalten (**Bild 2.13**). Während der Flexion und

Extension nimmt die ROM sowohl bei den bovinen wie auch bei den humanen Bewegungssegmenten nach kaudal zu. Bei der axialen Rotation ist die ROM bei beiden Gruppen in dem Bewegungssegment L2/3 am größten. Auch während der lateralen Beugung weist dieses Bewegungssegment bei beiden die größte ROM auf, nach kaudal nimmt die ROM dann aber stetig ab. Quantitativ betrachtet sind die Werte der humanen LWS immer weit über den der bovinen LWS. Dabei muss berücksichtigt werden, dass den humanen Präparaten ein um $\pm 2,5$ Nm größeres Moment zugeführt wurde.

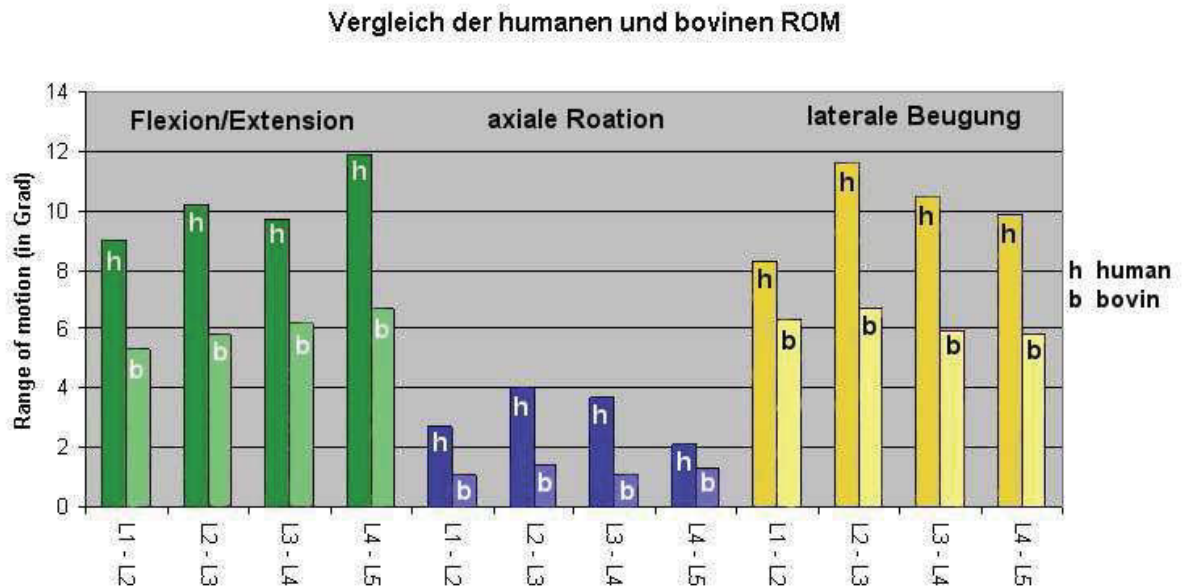


Bild 2.13 Übersicht über die ROM während der Flexion/Extension, axialen Rotation und lateralen Beugung. Es werden immer die bovinen und humanen Werte pro Bewegungssegment nebeneinander dargestellt. Angaben aus [WIL97] für die bovinen Werte, die Angaben für die humane ROM stammen aus [PAN94].

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die bovine Lendenwirbelsäule ein geeigneter Ersatz für humane Präparate für einige *in-vitro*-Versuche aufgrund ihrer biomechanischen Gemeinsamkeiten darstellt. Allerdings ist die mögliche Verwendung von den Untersuchungsparametern abhängig. Für die Ermittlung von quantitativen Ergebnissen aus den Versuchen für die Range of Motion oder die neutrale Zone eignen sich bovine Substitute nicht. Für qualitative Aussagen über die Biomechanik der Lendenwirbelsäule können dagegen durchaus bovine Substitute herangezogen werden.

3 Stand der Technik

Im Folgenden werden zunächst Studien vorgestellt, die sich ebenfalls mit der Kinematik der Facettengelenke auseinandersetzen. Dieses bietet später die Möglichkeit, die eigenen Ergebnisse mit ihnen vergleichen zu können. Anschließend sollen die für diese Arbeit verwendeten Gerätschaften und ihre bisherigen Einsatzfunktionen vorgestellt werden.

Für diese Bachelorarbeit sind während der experimentellen Versuche Druckmessungen geplant gewesen, die aus finanziellen Gründen nicht durchgeführt werden konnten. Der Vollständigkeit halber werden sie im Stand der Technik dennoch mit aufgeführt.

3.1 Vorangegangene Studien zur Untersuchung der Facettenartikulation

Die Artikulation der Facettengelenke wird schon seit den frühen 80er Jahre untersucht. Dabei lassen sich zwei unterschiedliche Methoden feststellen. Erste Untersuchungen wurden anhand von Druckmessungen in den Facettengelenken durchgeführt, um so die Belastung während verschiedener Positionen und Bewegungen zu analysieren. Eine neuere Methode ist die modellbasierte Untersuchung der Gelenke, wobei die Kinematik der Gelenke am Computer simuliert und auf diese Weise die Artikulation erforscht wird.

3.1.1 Untersuchung der Facettengelenke anhand von Druckmessungen

Die erste bekannte Studie ist von *Lorenz et al.* aus dem Jahr 1983. In *in-vitro*-Versuchen wird an humanen Präparaten die Facettenbelastung, der Spitzendruck und die Veränderung der Kontaktflächen bei sich veränderter Belastung und Haltung bestimmt [LOR83, LUM06]. Verwendet werden dafür drucksensitive Filme, die Fuji Folien, die in den Gelenkspalt eingeführt werden. Mit ihnen ist es möglich kontinuierlich den Kontaktdruck aufzuzeichnen und die Kontaktflächen zu bestimmen. *Lorenz et al.* stellen in ihrer Studie fest, dass die Last in den Facettengelenken bei steigender Druckbelastung relativ konstant bleibt. Bei einer steigenden Belastung in Streckhaltung wandern die Kontaktflächen im Gelenk des Segmentes L2/3 nach kranial, die des Segmentes L4/5 nach kaudal.

Auch *Dunlop et al.* bestimmen 1984 mit Hilfe von drucksensitiven Fuji Folien an humanen Präparaten in den Facettengelenken die Belastung [DUN84, LUM06]. Sie untersuchen den Zusammenhang zwischen der Bandscheibenhöhe und den in den Gelenken auftretenden Druck. Sie kommen zu dem Ergebnis, dass mit zunehmenden Streckungswinkel und verminderter Bandscheibenhöhe der Druck in den Facettengelenken stark zunimmt.

Rousseau et al. führen 2006 *in-vitro*-Versuche mit humanen Präparaten des Bewegungssegmentes L5/S1 durch [ROU06]. Sie befassen sich mit der intervertebralen Kinematik anhand der Lage der Instantaneous Axis of Rotation⁸ (IAR) und der Belastung in den Facettengelenken unter einer physiologischen Kombination von Druck und anterior gerichteter Scherkraft während verschiedener Positionen: neutrale Position, 3° und 6° Flexion, Extension und lateraler Beugung. Die Druckmessung erfolgt mit einer piezoresistiver Folie (Flexiforce A101-500, Tekscan Inc.), die in dem Gelenkspalt platziert wird. Bei dieser Studie stellen sie fest, dass die Belastung in den Gelenken nicht mit der Haltung korreliert. Dafür hängt allerdings die Belastung in den Gelenken zwischen zwei verschiedenen Positionen mit der Lage der IAR zusammen: bei einer Flexion liegt die IAR höher, was zu einem geringeren Druck in den Gelenken führt. Bei der lateralen Beugung verläuft die IAR schräg relativ zur Bewegungsebene und führt eine Translation zur Seite der Beugung aus. Dabei steigt die Belastung im Gelenk auf der Seite, die der Richtung der Beugung entspricht. 2010 führen *Takigawa et al.* eine Studie mit humanen Präparaten des Segmentes L4/5 durch, wobei ebenfalls die Belastung in den Gelenken direkt anhand von piezoresistiver Druckmessfolien (6900 Quad System, Tekscan, South Boston; USA) gemessen wird [TAK10]. Sie haben das Ziel mit ihrer Studie die Auswirkungen der Entfernung der Bandscheibe (Total Disc Replacement⁹: TDR) auf den Druck in den Facettengelenken und die Kinematik der Wirbelsäule zu untersuchen. Dafür wird jeweils vor und nach der TDR der Druck gemessen und die ROM und Helical Axis of Motion¹⁰ (HAM) des Bewegungssegmentes bestimmt und diese Werte miteinander verglichen. Das Ergebnis der Studie für die Belastung in den Facettengelenken ist, dass es geringe Unterschiede zwischen dem Druck vor und nach einer TDR gibt. Die größte Belastung tritt jeweils bei einer axialen Rotation auf. Die Belastung auf der Seite der Bewegungsrichtung ist dabei geringer als in dem Gelenk der gegenüberliegenden Seite. Bei der lateralen Beugung ist es genau entgegengesetzt. Der Druck in dem Gelenk der ipsilateralen¹¹ Seite der Bewegung ist wesentlich höher als der des Druckes auf der gegenüberliegenden Seite. So ist bei einer Beugung nach rechts die Belastung des rechten Gelenkes höher als die des linken Facettengelenks. Während einer Flexion ist die Belastung in den Gelenken gegenüber der bei einer Extension vermindert.

⁸ Instantaneous Axis of Rotation: Die IAR wird meist nur verwendet zur Beschreibung einer Rotation in einer Ebene. Die Achse verläuft orthogonal zu der Bewegungsebene durch den Punkt, um den der Körper rotiert und sich damit während der momentanen Rotation nicht mit bewegt [SUR98].

⁹ Total Disc Replacement: Bei der TDR wird die degenerierte Bandscheibe entfernt und durch eine Prothese ersetzt.

¹⁰ Helical Axis of Motion: Die HAM ist analog zur IAR definiert nur bezogen auf den dreidimensionalen Raum. Es ist die Linie im Raum, um die sich ein Körper zu einem bestimmten Augenblick bewegt [SUR98].

¹¹ ipsilateral: auf der selben Körperhälfte gelegen

3.1.2 Modellbasierte Untersuchungen zur Facettenartikulation

Neben der Erforschung der Facettenartikulation anhand von Druckmessungen gibt es Studien, die diese mit Hilfe von CT-basierten Modellen, welche durch experimentell ermittelte kinematische Werte simuliert werden, untersuchen und analysieren. Auf diese Weise wird auch schon in anderen Veröffentlichungen z.B. die Artikulation der Handgelenke [GRE04, FIS01] oder die Kinematik der Halswirbelsäule [CRI01, AHN05] betrachtet.

Nach dem aktuellen Stand des Wissens führen 2004 *Haberl et al.* die erste Studie zur Analyse der Facettenartikulation mittels solch einer Methode durch [HAB04]. Es werden zehn humane monosegmentale Präparate aus dem Lendenwirbelbereich L3–5 untersucht. Ziel ist es zu überprüfen, wie sich die Kinematik der lumbalen FSUs bei axialer Rotation mit einer überlagerten axialen Kompression von 200 N, einer kombinierten Kompression mit Flexion von 3 bzw. 6 Nm und einer kombinierten Kompression mit Extension von 3 bzw. 6 Nm verhalten. Die Analyse findet unter Einbeziehung der ROM und der HAM statt. Die Simulationen ihrer Studie zeigen, dass die Rotation der Segmente vor Kontakt der Facettengelenkflächen um eine HAM verläuft, die durch die Bandscheibe geht, annähernd parallel zur kranial-kaudalen Achse der Wirbelsäule ist und nahe der Medianebene gelegen ist. Während einer axialen Rotation nach rechts werden die Gelenkflächen der linken Seite zusammengepresst, die der rechten Seite gehen auseinander. Bei Kontakt der Gelenkfläche wandert die superiore Facette nach kranial relativ zu der inferioren. Dies führt wiederum zu einer gekoppelten Flexionsbewegung des kranialen Wirbels. Auch die HAM ändert ihre Position während die Gelenkflächen in Kontakt stehen. Sie verschiebt sich nach lateral zu der Seite, auf der die Gelenke in Kontakt sind. Zudem ändert sie ihre Richtung in die Frontalebene. Der Kontakt zwischen den Gelenkflächen fungiert als Begrenzung bei einer axialen Rotation.

Eine weitere Untersuchung mit der modellbasierten Vorgehensweise, bei der die Facettenartikulation im Fokus steht, führen 2010 *Cook et al.* durch [COO10]. Da Druckmessungen invasive Vorgänge sind, sind die Autoren der Meinung, die Druckmessungen könnten die Bewegungen der Gelenke beeinflussen. Aus diesem Grunde soll eine nichtinvasive Methode entwickelt werden, die die Artikulation nicht beeinträchtigt. Dies ermöglicht, Unterschiede von pathologischen und gesunden Wirbelsäulen analysieren zu können. Wie auch bei der Studie von *Haberl et al.* werden dafür aus Tests stammende kinematische Daten auf eine CT-basierende Rekonstruktion der Segmente übertragen und simuliert. Sieben humane Präparate, welche jeweils den Bereich L1–5 umfassen, werden für die Versuche herangezogen. Im Blickpunkt steht für die Analyse die Interaktion der gegenüberliegenden Gelenkflächen. Dafür wird der Abstand zwischen den am nächstgelegenen benachbarten Punkten gegenüberliegender Gelenkflächen zu bestimmten Zeitpunkten bei Flexion und Extension berechnet. Zu den einzelnen Zeitpunkten wird

zusätzlich noch die Contact Area Ratio¹² (CAR) berechnet und miteinander verglichen. Die Studie zeigt, dass die Kontaktflächen bei einer vollen Streckung am größten sind (**Bild 3.1**).

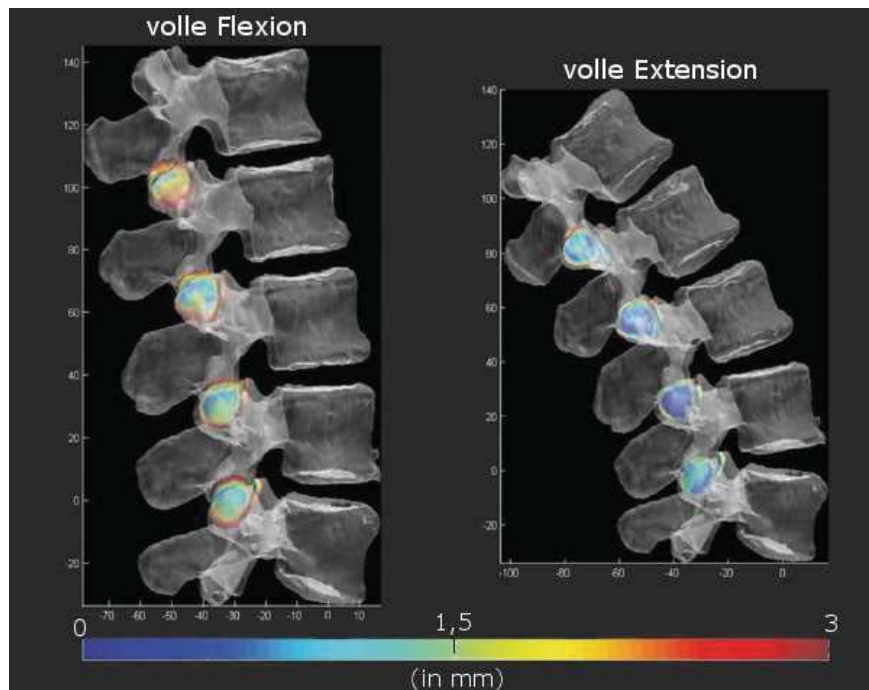


Bild 3.1 Zu sehen sind die Wirbel L1–5 (auf der linken Seite in voller Flexion und rechts in voller Extension). Die Abstände zwischen den Gelenkflächen sind farbig dargestellt. Rot steht dabei für einen großen Abstand (max. 3 mm) der Gelenkflächen zueinander, blau für einen sehr geringen Abstand (min. 0 mm). Auf dem rechten Bild, das die volle Extension darstellt, sind wesentlich mehr dunkelblaue Bereiche sichtbar, was darauf hindeutet, dass die Kontaktflächen während der vollen Extension wesentlich größer sind als bei der vollen Flexion. Modifiziert nach Cook [COO10].

3.2 Im Labor für Biomechanik bereits verwendete Prüfmethode

Im Folgenden wird der Aufbau und die Funktionsweise der Gerätschaften, die für diese Bachelorarbeit eingesetzt werden, vorgestellt. Zudem wird jeweils kurz darauf eingegangen, in welchen Bereichen sie im Labor für Biomechanik bereits zur Anwendung gekommen sind.

3.2.1 Prüfstand zur *in vitro* Wirbelsäulentestung

In-vitro-Wirbelsäulenversuche von mono- und polysegmentalen Präparaten können im LBB an einer kombinierten Prüfvorrichtung durchgeführt werden. Diese besteht aus zwei Hauptkomponenten. Ein Bestandteil ist ein Industrieroboter (Kr15, KUKA Roboter GmbH, Augsburg, Deutschland), durch den dem Präparat Bewegungen aufgetragen werden. Der Roboter kann alleine für native Kinematikversuche verwendet werden oder in Kombination mit dem Kinemator (Zentrale Forschungswerkstätten der MHH, Hannover, Deutschland), der

¹² Contact area ratio: die CAR ist das Verhältnis der Kontaktfläche zu der gesamten Gelenkfläche.

die zweite Komponente der Prüfeinrichtung darstellt. Mit ihm ist es möglich, zusätzlich durch hydraulische Antriebe Belastungen während der Versuche zu simulieren.

In vorangegangenen Studien wurde diese Prüfeinrichtung sowohl für die Wirbelsäulentestung von humanen wie auch tierischen Präparaten benutzt [WEL08]. Polysegmentale Wirbelsäulenversuche werden seit 2007 durchgeführt. Zudem fanden Studien statt, bei denen mit diesen Geräten Untersuchungen zur Kinematik der Schulter, des Knies und der Hüfte durchgeführt wurden.

Kuka-Industrieroboter

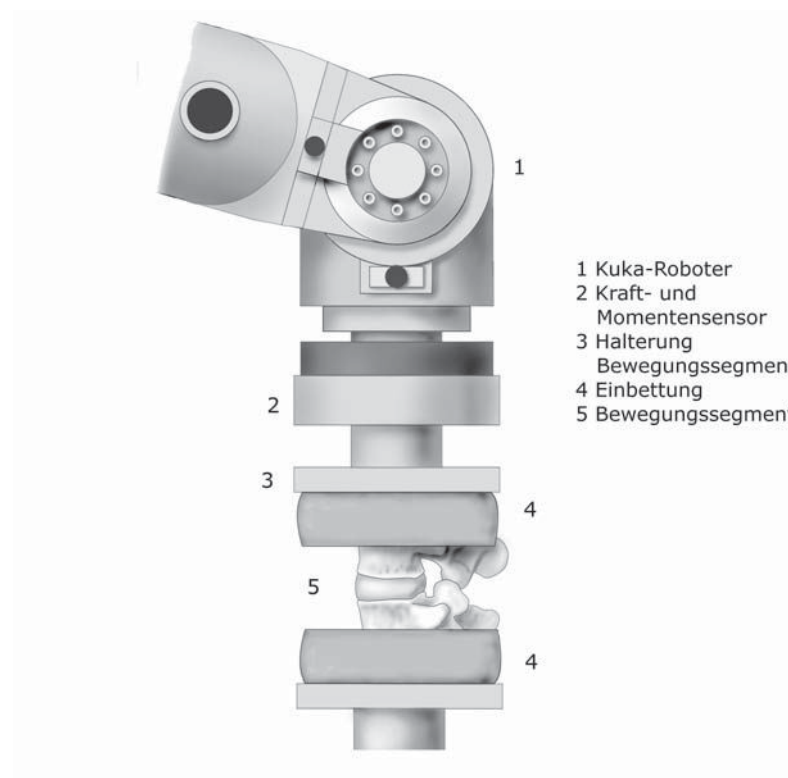


Bild 3.2 Aufbau zur Wirbelsäulentestung mit dem Kuka-Industrieroboter. Schematische Darstellung einer Testung eines monosegmentalen Präparates.

Bei der Prüfung eines Bewegungssegmentes wird das kaudale Ende des Präparates an einem Sockel fixiert, während das kraniale Ende an einem Sechskomponentensensor (IpeA GmbH, Berlin, Deutschland) befestigt ist. Der Sensor wird wiederum auch mit der Werkzeugaufnahme des Roboters verbunden (**Bild 3.2**). Der Sensor ist so kalibriert, dass die Kräfte und Momente im Zentrum der Bandscheibe eines Monosegmentes gemessen werden. Das Eigengewicht des Sensors und der Halterung werden dabei kompensiert.

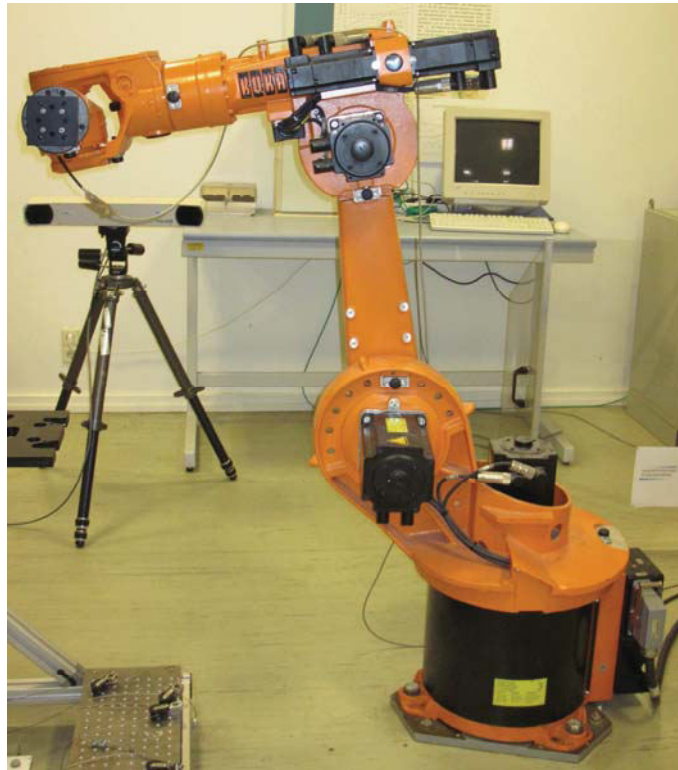


Bild 3.3 Der Kuka-Industrieroboter im Labor für Biomechanik und Biomaterialien Hannover.

Der Kuka-Industrieroboter ist ein Sechs-Achs-Arm-Roboter und zählt zu der Gruppe der seriellen Roboter (**Bild 3.3**). Er besitzt sechs Rotationsachsen, wodurch sich sechs Freiheitsgrade zur Durchführung von Bewegungen ergeben. Durch ein integriertes Messsystem können Positionsdaten des kranialen Wirbels und die auftretenden Kräfte und Momente erfasst und gespeichert werden. So können die Neutrale Zone, Total Range of Motion und die Steifigkeit eines Präparates mit diesem Versuchsaufbau untersucht werden.

Um das Präparat zu bewegen, werden von dem Roboter reine Momente aufgebracht. Treten während der Versuche unerwünschte Kräfte oder Momente in und um die Sekundärachsen auf, so werden diese automatisch unter einen bestimmten Schwellenwert geregelt, in dem der Roboter entgegen dieser Kraft oder des Momentes fährt. Diese Regelung ist zeitabhängig. Aus diesem Grund muss die Rotationsgeschwindigkeit des Roboters so eingestellt sein, dass es ihm möglich ist, die unerwünschten Kräfte und Momente zu kompensieren. Die Rotationsgeschwindigkeit darf demnach nicht zu hoch eingestellt werden und der Steifigkeit der Präparate angepasst werden.

Durch das in den Roboter integrierte Messsystem kann die Lage des kranialen zum kaudalen Wirbel bestimmt werden. Für polysegmentale Messungen muss deshalb auf ein zusätzliches Messsystem zurückgegriffen werden, um auch die Biomechanik der mittleren Wirbel untersuchen zu können. Im LBB findet dafür das optische Messsystem Polaris (Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Kanada) (siehe **3.2.2**) Verwendung.

Kinemator

Der Kinemator ist in vorherigen Studien schon für Untersuchungen an der Schulter zum Einsatz gekommen. Durch seinen flexiblen Aufbau ist er modifizierbar und kann daher auch für Versuche an der Wirbelsäule mit Muskelsimulation verwendet werden.

Für *in-vitro*-Untersuchungen an der Wirbelsäule ist im Labor für Biomechanik ein Ersatzmodell für die Simulation von Muskelkräften an Kalbspräparaten entwickelt worden [WEL08]. Dieses soll als Alternative zu *in-vivo*-Untersuchungen dienen und physiologische Belastungen möglichst realitätstreu nachbilden. Grundlage für die Entwicklung dieses Ersatzmodells stellen Studien von *Wilke et al.* dar [WIL94, WIL95, WIL96a].

Folgende Muskelpaare finden in diesem Modell Berücksichtigung: M. multifidus, M. rotatores, M. iliocostalis, M. longissimus, M. psoas major (**Bild 3.4**). Der M. multifidus und der M. rotatores nach kaudal haben ihren Ansatz am Dornfortsatz, nach kranial an den Querfortsätzen. Ebenso der M. iliocostalis mit dem M. longissimus und der M. psoas major greifen am Querfortsatz an. Der M. psoas major hat einen weiteren Angriffspunkt am Wirbelkörper.

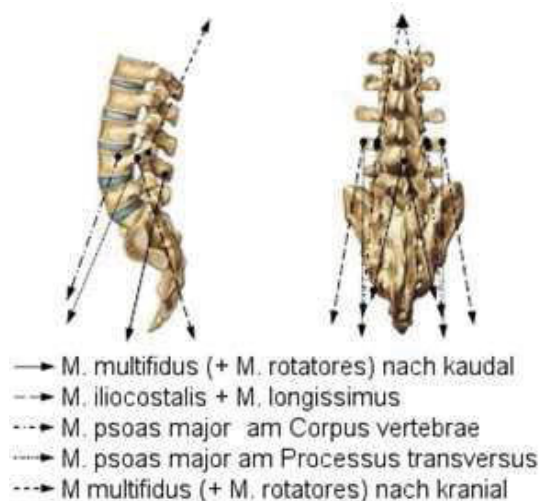


Bild 3.4 Vektorielle Darstellung der fünf simulierten Muskelpaare an einem polysegmentalen humanen Präparat von L2-S1. Ansicht auf die Sagittal- und Frontalebene [WEL08, WIL96a, SOB06].

Der Kinemator ist im LBB neben dem Industrieroboter aufgebaut, der während der Versuche weiterhin die Momente einleitet und so die Bewegung des Präparates initiiert (**Bild 3.5**). Den Hauptteil des Kinemators bildet das Rahmengestell, welches aus Aluminiumprofilen (Robert Bosch GmbH) zusammengebaut ist. Innerhalb dieses Gestells sind sieben senkrechte servohydraulische Zylinder eingebracht, die über Stahlseile Zugkräfte auf das Präparat transferieren können. Die Zugkräfte, die von den Zylindern erzeugt werden, werden in Echtzeit geregelt. Die Zylinder sind je mit einem Piezo-Kraftmesssensor verbunden, der für die Kraftregelung den Istwert liefert. Von einer in LabVIEW (National Instruments Germany

GmbH) programmierten Anwendung, die im LBB entwickelt wurde, wird der Istwert erfasst und der Sollwert an die Reglerkarten in der Elektronikbox weitergegeben.



Bild 3.5 Kinemator zur Simulation von Muskelkräften während der Kinematikversuche. Rechts neben dem Kinemator steht der Kuka-Industrieroboter zur Initiierung der Bewegungen auf das zu messende Präparat.

Zwischen dem Roboter und dem Kinemator ist ein Sockel aufgestellt, auf dem für die Muskelsimulation an Wirbelsäulenpräparaten eine breite Aluminiumplatte befestigt ist. In ihr sind Bohrungen integriert, durch die die Stahlseile zu dem Präparat geführt werden können. Insgesamt greifen an dem kranialen Wirbel fünf Muskelpaare an (**Bild 3.4**), wofür zehn Stahlseile benötigt werden.

Die Umlenkrollen, die die Stahlseile zu den Zylindern führen, sind mit L-Winkeln auf Gewindeplatten angebracht. Die Position der Umlenkrollen auf der Gewindeplatte wurde anhand von Markierungen der letzten Versuche übernommen (für genaue Anweisung für Platzierung der Rollen siehe [WEL08]).

Es gibt eine Gewindeplatte, die waagrecht am Boden des Kinemators befestigt ist. Sie hat ein Lochmuster mit M8-Gewinden, die in einem Abstand von 25 mm zueinander haben. An dieser Gewindeplatte werden die sechs nach anterior verlaufenden Stahlseile über Umlenkrollen weitergeführt.

Eine weitere Gewindeplatte ist in senkrechter Ausrichtung am Boden des Kinemators angebracht. Sie ist baugleich zu der in waagerechter Positionierung. An ihr sind acht Umlenkrollen fixiert, die die sechs Stahlseile, die von der waagerechten Platte kommen, und die zwei nach posterior gerichteten Stahlseile weiter nach oben umlenken.

Eine dritte Gewindeplatte ist am oberen Ende des Kinemators befestigt mit vier Umlenkrollen. An ihnen werden die vier Stahlseile, die von den Zylindern kommen nach unten weiter geführt, wo sie je über ein Joch und einen Kraftmesssensor mit den von unten kommenden Seilen verbunden werden.

3.2.2 Kinematikaufzeichnung mit NDI Polaris® System und OrthoVIEW

Für die Aufzeichnung von Bewegungen wird im Labor für Biomechanik das optische Trackingsystem Polaris (Northern Digital Inc. (NDI), Waterloo, Ontario, Kanada) verwendet. Es ist ein 3D Echtzeitsystem zur Bestimmung der Lage und Orientierung von Objekten im Raum und zur Analyse von Bewegungsabläufen. Neben den *in-vitro*-Untersuchungen an der Wirbelsäule findet das System im LBB ebenfalls Anwendung bei der Untersuchung der Kinematik des Knies.

Die Komponenten des Systems müssen vor jeder Messung dem Messfeld entsprechend platziert, zum Teil miteinander verbunden und initialisiert werden. Zudem wird eine Software benötigt, mit der die Aufzeichnung der Bewegungsdaten erfolgt. Für diese Arbeit wird dazu die im LBB entwickelte Software OrthoVIEW (Version 1.2) verwendet. Bei den Systemkomponenten kann zwischen aktiven und passiven Bestandteilen des Systems unterschieden werden.

Zu den aktiven Bestandteilen gehören der Kamerabalken (**Bild 3.6c**), welcher IR-Licht sendet und das von den Tools reflektierte IR-Licht wieder empfängt, und das Enhanced Tool Interface Unit (ETIU), welches die Schnittstelle zwischen dem Kamerabalken und der PC Software darstellt (**Bild 3.6a und b**).

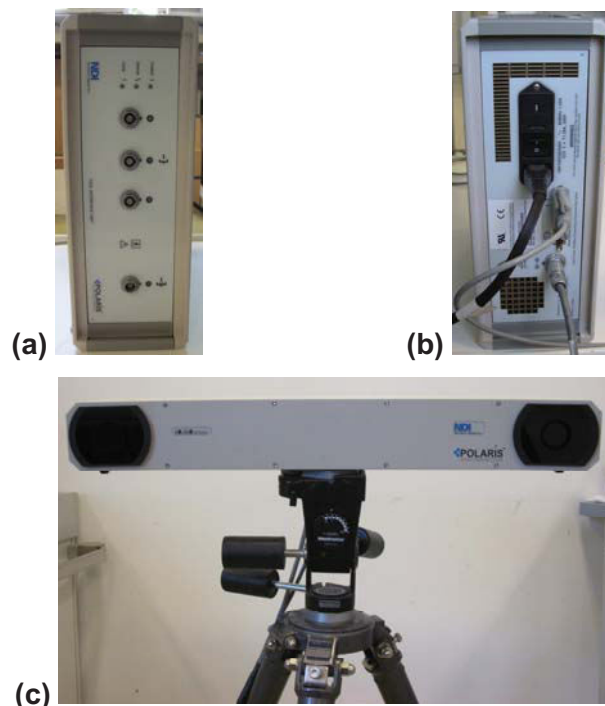


Bild 3.6 Aktive Bestandteile des NDI Polaris Systems. **(a)** Vorderansicht des ETIU. **(b)** Rückansicht des ETIU. Zu sehen sind die Anschlüsse zum Kamerabalken, zum PC und zur Stromversorgung. **(c)** Kamerabalken bzw. Positionssensor.

Zu den passiven Bestandteilen zählen die passiven Tools und die Linearprobe (**Bild 3.7**). Für diese Arbeit werden zwei passive Tools benötigt, wobei je eines die Position und Orientierung eines Wirbels wiedergibt. Die Linearprobe dient zum Abtasten von Landmarken. Anhand dieser Landmarken kann für jeden Wirbel ein anatomisches Koordinatensystem festgelegt werden.

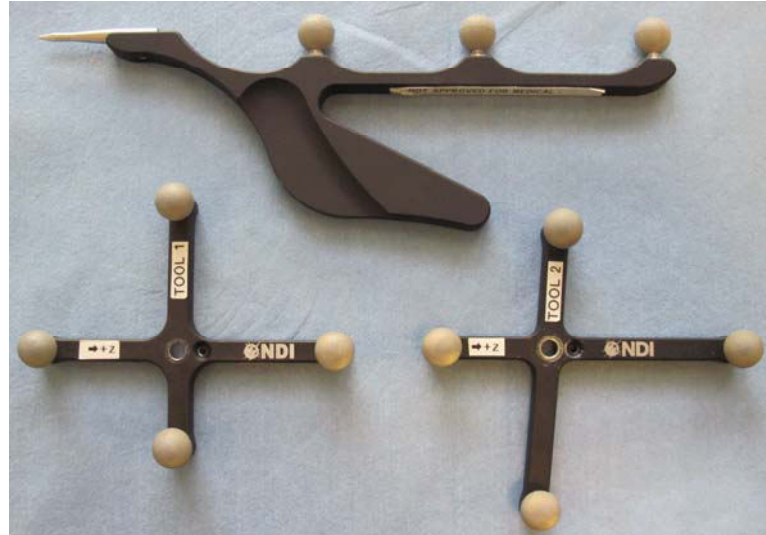


Bild 3.7 Passive Bestandteile des NDI Polaris Systems. Über den beiden Tools 1 und 2 ist die Linearprobe zu sehen. Auch die verschiedenen geometrischen Formen von Tool1 und Tool2 sind zu erkennen.

Die passiven Tools bestehen aus einem metallischen Grundkörper, an dem vier Kugeln befestigt sind, die in der Lage sind, das vom Kamerabalken kommende IR-Licht zu reflektieren. Die Form der einzelnen passiven Tools ist unterschiedlich. Das hat den Grund, dass so eindeutig bestimmt werden kann, von welchem Tool, das reflektierte Licht stammt. Für eine Messung müssen der Kamerabalken mit dem ETIU und das ETIU mit dem PC bzw. der Software verbunden werden. Die passiven Tools werden an dem zu überprüfenden Objekt befestigt. Der Kamerabalken muss so eingestellt und positioniert werden, dass sich das zu untersuchende Objekt mit den passiven Tools innerhalb des kalibrierten Messvolumens befindet (**Bild 3.8**).

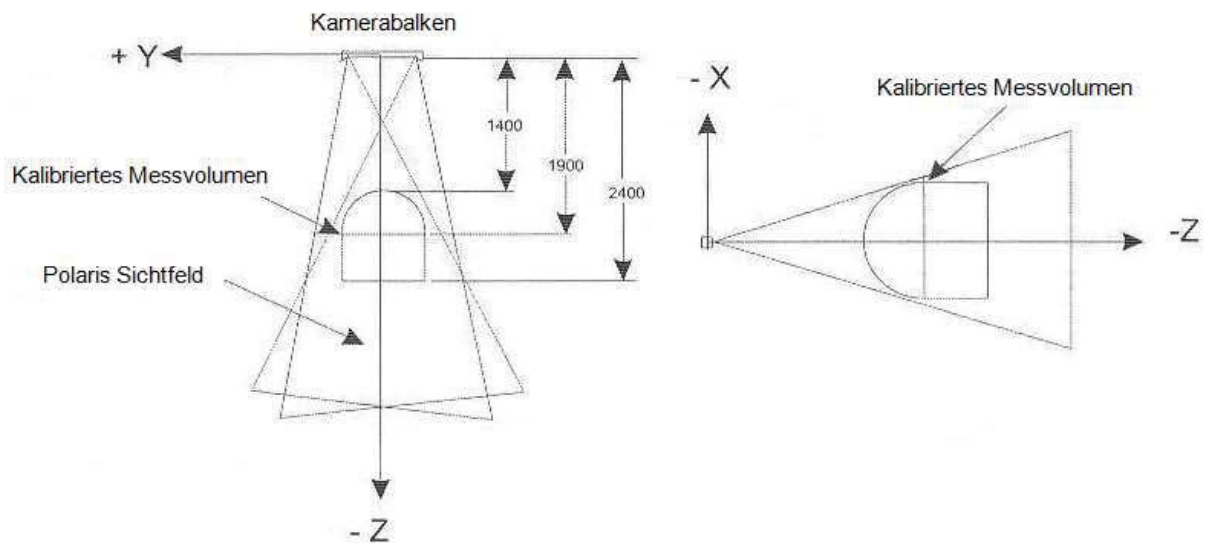


Bild 3.8 Standard Messvolumen des NDI Polaris Systems. Ob sich die Tools korrekt in diesem Messvolumen befinden, lässt sich mit der Software NDI Toolviewer oder der Software KinVIEW kontrollieren [NDI04].

Während einer Messung sendet der Kamerabalken IR-Licht, welches von den an dem zu prüfenden Objekt befestigten Tools reflektiert wird (**Bild 3.9**). Dieses reflektierte Signal wird wiederum von dem Kamerabalken aufgenommen. Die Messungen erfolgen in Echtzeit. Anhand der Messwerte können dann die Position und die Achsausrichtung der Tools bestimmt werden. Sofern die Tools richtig im Messvolumen des Systems positioniert sind, kann die Lage der Tools mit einer Genauigkeit von 0,35 mm RMS (Root Mean Square) berechnet werden [WIL04].



Bild 3.9 Funktionsweise des NDI Systems mit passiven Tools. Der Kamerabalken emittiert IR-Licht, die von dem passiven Tool reflektiert und von dem Kamerabalken wieder aufgenommen werden [NDI11].

Die Lage der Tools lässt sich in dieser Software global oder lokal anzeigen. Wird die Position global wiedergegeben, so bezieht sich die Lage der Tools auf die Position des Kamerabalkens. Wird die Position lokal angegeben, so dient eines der passiven Tools als Referenz und die anderen Tools beziehen sich auf dieses Tool. Für jedes Tool ergeben sich dadurch zur Referenz drei Rotationen und drei Translationen, mit denen die Position des jeweiligen Tools exakt bestimmt werden kann.

Mit Hilfe der Linearprobe können vor Versuchsbeginn anatomische Landmarken abgetastet werden, über die die anatomischen Koordinatensysteme erstellt werden. Über die Software OrthoVIEW können die Tooldaten auf die jeweiligen anatomischen Koordinatensysteme transformiert werden, so dass dadurch bei den Messungen relative Bewegungen der anatomischen Koordinatensysteme zueinander aufgezeichnet werden können.

3.2.3 Druckmessungen mit Tekscanfolien

Für die Druckmessung in den Facettengelenken sollen piezoresistive Druckmessfolien (Tekscan, Inc., South Boston, USA) verwendet werden. Auch in anderen Bereichen finden diese Folien immer wieder Einsatz. So werden sie z.B. im LBB genutzt, um *in-vitro*-Druckmessungen am Knie durchzuführen [WEC10].

In vorangegangenen Studien werden entweder die drucksensitiven Fuji Film Folien [LOR83, DUN84] oder ebenso die Tekscanfolien [WIL06, NIO08, TAK10] benutzt, um die Druckverhältnisse in den Facettengelenken zu erfassen. Der Vorteil der Tekscanfolien gegenüber den Fuji Film Folien ist, dass sie wesentlich dünner (0,1 mm anstatt 0,3 mm), flexibel und feuchtigkeitsbeständig sind [KÜH07, WEC10]. Sie lassen sich außerdem mehrfach wiederverwenden und zeichnen den Druck über die Zeit auf.

Je nach Anwendungsgebiet ist es wichtig, das passende Messsystem und den dazugehörigen Sensor auszuwählen. Für die Erfassung der Drücke in den Facettengelenken empfiehlt die Firma unter anderem das K-Scan System mit dem Quad Sensor 6900 (siehe **Anhang B**).

Das K-Scan System besteht aus den Messfolien, der Auswertungssoftware und einem Handle. Das Handle stellt die Verbindung zwischen der Folie und der Software bzw. dem Computer über einen USB - Anschluss her.

Die Messfolien registrieren Druckänderungen an sogenannten Sensel [TEK99]. Jedes Messfeld der Folie besteht aus einer Vielzahl dieser Sensel (siehe **Anhang B**). Die Anzahl dieser Sensel pro Messfeld ist mit jedem Sensortyp variabel. Die Druckmessung findet durch die Erfassung einer antiproportionalen Widerstandsänderung statt. Je höher der Druck auf ein Sensel ist, desto geringer fällt sein elektrischer Widerstand aus.

Die Wahl des Sensortyps entscheidet über den Messbereich, der für die Druckmessung in den Facettengelenken zur Verfügung steht. Der Quad Sensor 6900 verfügt über zwei verschiedene Varianten von Empfindlichkeitsstufen. Er ist sowohl mit einem Sättigungswert

von 7,6 MPa wie auch mit einem Sättigungswert von 68,9 MPa erhältlich. Bei einer Messfeldgröße von 196 mm² ergibt dies eine maximal messbare Kraft von ca. 1490 N bzw. 13.500 N. Aus Studien, in denen über auftretende Kräfte in humanen Facettengelenken berichtet wird, geht hervor, dass mit Kräften zwischen 50 und 100 N unter bestimmten Gegebenheiten gerechnet werden kann [NIO08, ROU06, ELB89]. Nach dieser Annahme wird deshalb davon ausgegangen, dass Sensoren mit einem Sättigungswert von 7,6 MPa für die geplanten Versuche ausreichend sind.

Bevor die Folie das erste Mal genutzt wird, muss sie zunächst konditioniert und anschließend kalibriert werden [TEK99]. Die Konditionierung erfolgt durch mehrfaches Belasten der Folie (drei bis fünf Mal) [TEK99]. Dies soll den Drift¹³- und Hystereseeffekt¹⁴ bei den Messungen vermindern und sollte bei allen neuen oder länger nicht verwendeten Folien angewendet werden. Die Belastung, die für die Konditionierung angewendet wird, sollte möglichst mit der auch für die Messung verwendeten Belastung übereinstimmen. Das Material, mit dem die Folie während der Konditionierung in Kontakt steht, sollte mit dem Material im späteren Einsatzgebiet zumindest ähnlich sein bzw. gleiche Eigenschaften aufweisen. Da es sich um Messungen im Gelenkspalt handelt, würde sich Teflon als Kontaktmaterial anbieten [WEC10].

Die Kalibrierung dient dazu, den digitalen Output der Sensoren in eine technische Einheit umzuwandeln wie z.B. PSI oder g/cm² [TEK99]. Dadurch ist es möglich, Messungen eines Sensors in verschiedenen Umgebungen oder Messungen mehrerer kalibrierter Sensoren in derselben Umgebung miteinander vergleichen zu können. Es gibt zwei verschiedene Methoden, die anzuwenden sind um die Folien zu kalibrieren: zum einen die lineare Kalibrierung, bei der eine bekannte Kraft dem Sensor zugeführt wird. Die K-Scan Software führt dann eine lineare Interpolation zwischen keiner Belastung und dieser Kraft durch. Die zweite Möglichkeit ist die zwei-Punkt-Kalibrierung. Dabei werden zwei bekannte Kräfte vorgegeben (möglichst 20 % und 80 % der maximal zu erwartenden Kraft während der späteren Messung). Mit diesen beiden Werten und dem Nullpunkt führt die Software eine Interpolation durch. Bei der Kalibrierung muss darauf geachtet werden, dass mindestens 25 % der Sensel im Messfeld belastet werden. Wie auch bei der Konditionierung sollte die Folie während der Kalibrierung mit einem Material in Kontakt sein, das dem des späteren Messumfeldes entspricht (in diesem Fall Teflon). Dabei sollte dieses Material möglichst die Fläche abdecken die der Größe des Messfeldes entspricht (beim Quadsensor 6900 entspricht dies 14x14 mm).

¹³Drifteffekt: Drift beschreibt die Veränderung des Ausgangssignals vom Sensor bei konstanter Lastzufuhr über einen bestimmten Zeitraum.

¹⁴Hystereseeffekt: Hysterese beschreibt den Unterschied des Ausgangssignals bei Be- und Entlastung zu derselben aufgebrauchten Kraft.

Für genauere Ausführungen zu Konditionierung und Kalibrierung siehe [WEC10]. In einer vorangegangenen Studie, bei denen ebenfalls Tekscanfolien verwendet werden, wird die Folie vor den Messungen in das bereits geöffnete Facettengelenk im mittleren Drittel platziert [KÜH07] (**Bild 3.10**). Über Kanülen wird sie im periartikulären Bereich fixiert, um die Bewegungen nicht zu behindern.

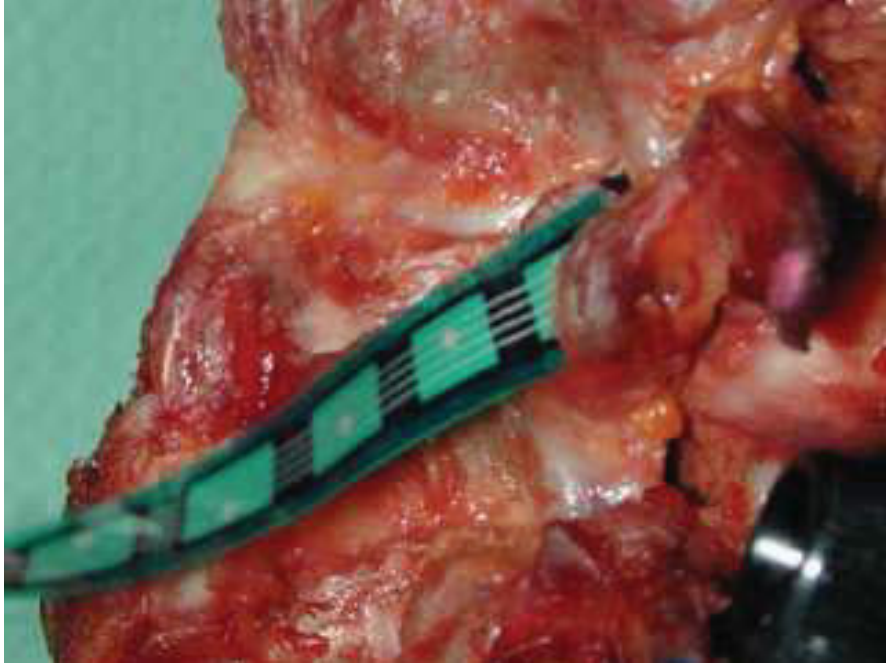


Bild 3.10 Tekscanfolie des F-Scan Systems. Die Folie wurde im mittleren Drittel der des geöffneten Gelenks platziert [SAL05].

4 Material und Methode

In diesem Abschnitt werden die Materialien und die Methoden dieser Bachelorarbeit vorgestellt. Er gliedert sich in vier Teile. Der erste Teil zeigt die verwendeten Materialien auf. Darauf folgt die Darstellung der Voruntersuchungen. Anschließend wird der experimentelle Teil dieser Arbeit behandelt, in dem die Vorbereitungen und die Vorgehensweise bei der Aufzeichnung der kinematischen Daten beschrieben werden. Der vierte modellbasierte Teil dieser Arbeit schildert wie die in den *in-vitro*-Versuchen gewonnenen kinematischen Daten auf die rekonstruierten CT-basierten Modelle der Präparate übertragen werden. Anhand dieser CT-basierten Modelle wird anschließend die Kinematik der Facettengelenke untersucht und ausgewertet.

4.1 Für diese Arbeit verwendetes Material

Für die Voruntersuchungen und für den experimentellen Teil dieser Arbeit werden folgende Materialien benötigt: Das optoelektrische Messsystem Polaris (Northern Digital Inc, Waterloo, Ontario, Kanada) mit der passiven Linearprobe, den für die Linearprobe in den zentralen Forschungswerkstätten der MHH konstruierte Aufsatz zum Abtasten der anatomischen Landmarken (**Bild 4.1b**) und die im LBB erstellte Software OrthoVIEW in der Version 1.2. Für die *in-vitro*-Versuche werden zusätzlich die passiven Tools 1 und 2 benötigt. Für die Marker werden Aluminiumkugeln mit einem Durchmesser von 2 mm genutzt, die über die zentralen Forschungswerkstätten der MHH bestellt wurden. Aus vorangegangenen Studien geht hervor, dass sich Aluminium als Markermaterial besonders gut eignet, da es aufgrund seiner geringen Dichte von $2,7 \text{ g/cm}^3$ im Verhältnis zu anderen Metallen in den CT-Aufnahmen nur wenig Artefakte verursacht [COO09]. Da die Aluminiumkugeln bei direkter Befestigung an dem Knochen tief eingebracht werden müssten, so dass die Kugeln von der Abtastspitze eventuell nicht komplett gefasst werden könnten, wurden von den Forschungswerkstätten der MHH Plexiglasstifte konstruiert, die in den Knochen eingeführt werden können. Sie haben eine Länge von 15 mm und wie die Aluminiumkugeln einen Durchmesser von 2 mm (pro Präparat werden acht Plexiglasstifte benötigt). Der Schaft ist von außen angeraut. Zur Befestigung der Aluminiumkugeln an den Plexiglasstiften wird Sekundenkleber (Pattex, Henkel AG & Co. KGaA, Düsseldorf, Deutschland) verwendet. Der Drei-Komponenten-Gießharz RenCast (RenCast FC 52/53 BD Isocyanate und FC 53 BD Polypol als flüssige Komponenten und Filler DT 082, RenShape Solutions, HuntsmanGroup, Deutschland) findet für die Befestigung der Plexiglasstifte im Knochen Anwendung und beim experimentellen Teil dieser Arbeit für die Einbettung, wobei pro Einbettung eines Wirbels 200 ml benötigt werden. Zudem werden eine Handbohrmaschine, eine Pinzette, ein Skalpell

und eine Sonde zum Einfüllen der Materialien in die Bohrlöcher zur Befestigung der Plexiglasstifte verwendet.

Für die Voruntersuchungen fanden zusätzlich noch nachfolgende Materialien Verwendung. Das Programm NDI 6D Architect 2 zur Erstellung der ROM-Datei¹⁵, ein Kalbswirbel aus dem Lendenwirbelbereich (für die Voruntersuchungen wurde kein frisches Präparat verwendet, sondern eines aus vorangegangenen Versuchen), der Knochenzement Palacos (Hereaus Medical GmbH, Wehrheim, Deutschland), Stahlkugeln mit einem Durchmesser von 2 mm und Spiralbohrer mit einem Durchmesser von 2,5 mm, 3 mm und 3,2 mm.

Für die *in-vitro*-Experimente werden zusätzlich folgende Materialien benötigt. Bei der Versandschlachterei Hubert Bahlmann GmbH & Co. aus Lindern werden acht Lendenwirbelsäulen des Kalbs bestellt und bei der lokalen Versandschlachterei Siegfried Meyer abgeholt. Dabei ist wichtig, dass die Bandstrukturen und Gelenke intakt sind. Die Tiere haben maximal ein Alter von acht Monaten und wiegen zwischen 270 und 280 kg. Über das Geschlecht der Tiere liegen keine Informationen vor. Für die Präparation der Wirbel werden zusätzlich noch Kunststoffstifte aus den Forschungswerkstätten (Durchmesser 4 mm, Länge 30 mm, acht Stück pro Präparat), Elektrolytlösung (Ringer-Lösung, Berlin Chemie AG, Berlin, Deutschland), eine Handsäge, Spiralbohrer des Durchmessers 3 mm, 4 mm, 5 mm, 6,5 mm und Alkohol (70 % Isopropanol) benötigt. Für die Einbettung werden außerdem Vaseline, Pelikan-Knete, eine Wasserwaage, pro Präparat eine M5x110 Gewindestange aus Edelstahl, einen Silikonschlauch mit dem Durchmesser 40 mm und einer ungefähren Länge von 50 cm. Dieser wird entlang der Längsachse halbiert und in ca. 5 cm lange Stücke unterteilt, um ihn als Aussparung während der Einbettung zu verwenden. Es werden Einbettvorrichtungen aus Aluminium verwendet, die in den zentralen Forschungswerkstätten der MHH gefertigt wurden. Sie haben eine Maße von 120x120 mm und eine Tiefe von 40 mm. Für die Einbettung werden als Platzhalter pro Einbettform je vier M6x40 Sechskantschrauben mit durchgängigem Gewinde verwendet. Für die Befestigung der Präparate an der Prüfvorrichtung werden acht M6x80 Sechskantschrauben mit durchgängigem Gewinde und den dazugehörigen Muttern genutzt.

Die Prüfeinrichtung für die Durchführung der experimentellen Versuche besteht neben dem Polaris System aus einem Kuka-Roboter (Kr15, KUKA Roboter GmbH, Augsburg, Deutschland) und dem Kinemator (Zentrale Forschungswerkstätten der MHH) wie bereits in Kapitel 3.2.1 beschrieben. Es werden für die Versuche die vier servohydraulischen Zylinder verwendet, die über eine PID-Reglerkarte verfügen. Die Software für den Kinemator ist das Programm Kinemator in der Version 3 (LBB). Zur Simulation der Muskelkräfte werden nicht

¹⁵ROM-Datei: Enthält die Informationen zur Charakterisierung eines passiven Tools für das optoelektrische Messsystem Polaris. Sie beinhaltet z.B. den Abstand der Reflektoren auf den Tools zueinander und die Lage des lokalen Koordinatensystems des Tools.

rostende Stahlseile mit dem Durchmesser 1,5 mm mit passenden Drahtseilklemmen verwendet. Zum Glätten der kinematischen Daten wird die Software Origin 8.5.1 genutzt. Für den modellbasierten Teil dieser Arbeit werden hochauflösende CT-Aufnahmen der acht Präparate benötigt, die in dem Institut für Radiologie der MHH aufgenommen wurden. Für die Bearbeitung der Daten wird folgende Software verwendet: Amira 5.3.3 (Visage Imaging GmbH, Berlin, Deutschland), Autodesk Inventor Professional 2009 (Autodesk GmbH, München, Deutschland), Mesh To Solid 3.0 (Sycode, Goa, Indien), Meshlab v1.2.1 (Visual Computing Lab of the Italian National Research Council, Pisa, Italien), ATOS (3D Industrial Measurement Solutions, Costa Mesa, Californien, USA), YaDiv SVN Rev. 4190 (Welfenlab, Hannover, Deutschland).

4.2 Methode der Voruntersuchungen

In diesem Abschnitt werden die zwei Voruntersuchungen beschrieben. Im ersten Vorversuch wird die Genauigkeit der neu konstruierten Abtastspitze erprobt. Außerdem wird in einem zweiten Vorversuch getestet, wie sich die Marker bestmöglich an den Präparaten befestigen lassen.

4.2.1 Untersuchung der Genauigkeit des neu konstruierten Aufsatzes der Linearprobe

Mit dem in den Forschungswerkstätten konstruierten Aufsatz für die Linearprobe ist es möglich, eine Kugel mit einem Durchmesser von 2 mm abzutasten und so von dieser Kugel den Mittelpunkt mit dem Programm OrthoVIEW eindeutig zu bestimmen (**Bild 4.1**).

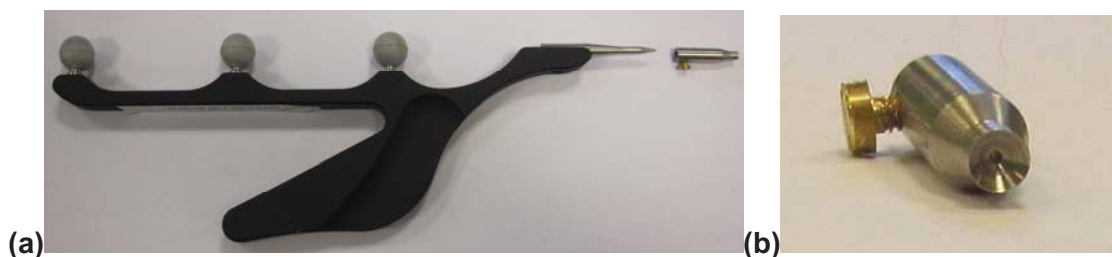


Bild 4.1 (a) 3 Marker Linear Probe (links) mit neu entwickeltem Aufsatz (rechts) (b) neuer Aufsatz zum Abtasten von Kugeln zur Bestimmung des Kugelmittelpunktes.

Dies wird für die spätere Registrierung der Kinematikdaten auf das Modell benötigt. Die Bestimmung des Mittelpunktes der Kugel wird ermöglicht, indem über Pivoting¹⁶ die neue Abtastspitze charakterisiert wird (**Bild 4.2b**). Dabei wird mit der neuen Abtastspitze kreisend die Kugel abgefahren, wobei der Punkt der Linearprobe als Spitze identifiziert wird, der

¹⁶ Pivoting: gleichmäßige Schwenkbewegung

während der Bewegung seine Position nicht ändert - in diesem Fall liegt dieser Punkt im Mittelpunkt der Kugel. Da die neue Abtastspitze nur ein über eine Schraube fixierter Aufsatz auf die ursprüngliche Linearprobe ist (**Bild 4.1b**), ist zu überprüfen, ob die Charakterisierung des Tools auch nach Lösen des Aufsatzes und erneuter Befestigung noch den Genauigkeitsanforderungen entspricht, oder ob eventuell nach jedem Lösen des Aufsatzes eine neue Charakterisierung des Tools nötig ist.

Im Messfeld des Polaris Systems wird eine Vorrichtung platziert, an der sich eine Stahlkugel zum Abtasten befindet und in ihrer Position während der gesamten Messung gleichbleibend ist (**Bild 4.2a**). Die Stahlkugel hat wie auch die in den Hauptversuchen verwendeten Aluminiumkugeln einen Durchmesser von 2 mm und wird in einer Vorrichtung mit Sekundenkleber fixiert, so dass ihre Position während der Versuche fix ist.

Die neue Abtastspitze wird soweit wie möglich auf die Linearprobe geschoben und über eine Schraube fixiert. Als nächster Schritt wird eine neue Rom-Datei für das Tool in dem Programm NDI 6D Architect 2 erstellt, welche es neu charakterisiert (siehe **SOP 2**). Mit dieser Rom-Datei werden während dieses Vorversuches alle Messungen durchgeführt.

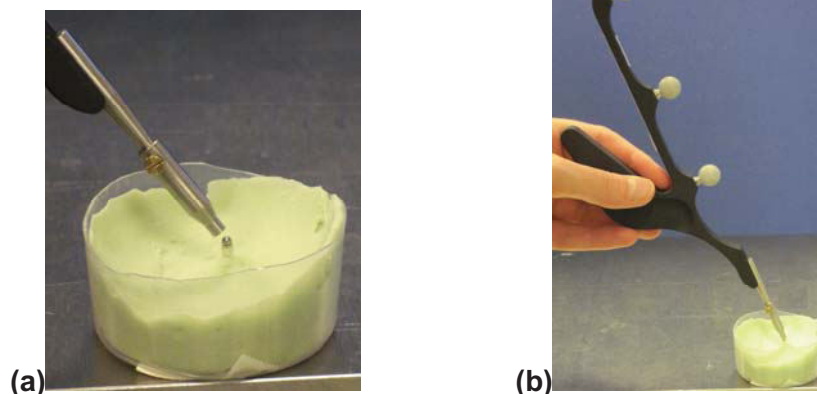


Bild 4.2 (a) Prüfvorrichtung (b) Durchführung des Pivoting zur Charakterisierung des Tools.

Zunächst werden zehn Messungen durchgeführt, wobei die neue Abtastspitze zwischen Erstellung der Rom-Datei und den Messungen nicht gelöst wird. Für jede Messung wird einmal das Pivoting durchgeführt, wodurch jeweils der Offset der Abtastspitze (T_x , T_y und T_z) und die Fehler der Messung berechnet werden. Von allen zehn Messwerten werden jeweils der Mittelwert und die Standardabweichung bestimmt.

Anschließend wird die Abtastspitze gelöst und wieder an der Linearprobe fixiert. Dafür wird die Abtastspitze wieder soweit wie möglich auf die Linearprobe geschoben und mit Hilfe der Schraube fixiert. Mit derselben Rom-Datei werden daraufhin erneut zehn Messungen mit dem Pivoting durchgeführt. Auch für diese Messwerte werden jeweils für den Abtastspitzenoffset und den Messfehler der Mittelwert und Standardabweichung bestimmt und können daraufhin mit den Messergebnissen der vorigen Messreihe verglichen werden.

4.2.2 Auswahl einer geeigneten Markerbefestigung

Für den späteren Versuchsablauf sollen in jedem Wirbel vier Marker (Aluminiumkugeln) an festgelegten Landmarken (**Bild 2.9**) befestigt werden. Vor der Durchführung der Kinematikversuche werden diese Marker mit der erweiterten Linearprobe des NDI Polaris Systems abgetastet und so die Mittelpunkte der Marker bestimmt, um über diese ein anatomisches Koordinatensystem an jedem Wirbel festzulegen. So können später die kinematischen Daten auf das Computermodell übertragen werden.

Als Marker werden die Aluminiumkugeln verwendet. Diese können durch eine kegelförmige Einkerbung an den Plexiglasstiften eindeutig platziert werden.

Da die Plexiglasstifte und Aluminiumkugeln so fixiert werden müssen, dass sie während der CT-Aufnahmen und der Versuche nicht ihre Position verändern, wird zunächst getestet, wie dies bestmöglich umsetzbar ist. Dafür werden in einem Lendenwirbel des Kalbs Bohrungen mit unterschiedlichem Durchmesser gebohrt und zum Test die Plexiglasstifte mit unterschiedlichen Materialien in ihnen befestigt. Als Durchmesser für die Bohrungen werden 2,5 mm, 3 mm und 3,2 mm geprüft. Als Material zur Befestigung der Plexiglasstifte stehen Sekundenkleber, der Knochenzement Palacos und der Drei-Komponenten-Gießharz Rencast zur Verfügung.

Zusätzlich wird getestet wie sich das Auftauen und Einfrieren auf die Befestigung auswirkt. Dafür wird das Versuchspräparat mit samt der Markerbefestigung tiefgefroren und anschließend wieder aufgetaut.

Die Ergebnisse dieser Untersuchungen und die daraus resultierende Methode zur Befestigung der Marker ist in der SOP 1 festgehalten.

4.3 Methode des experimentellen Teils der Arbeit

Dieser Abschnitt stellt den experimentellen Teil dieser Arbeit vor. Es werden die Vorbereitungen und die Vorgehensweise bei der Durchführung der *in-vitro*-Versuche zur Aufzeichnung der Kinematik boviner Monosegmente aufgezeigt.

4.3.1 Versuchsvorbereitungen

Bevor mit den Versuchen zur Aufzeichnung der Kinematik begonnen werden kann, müssen zunächst die Präparate dafür vorbereitet werden. Im Folgenden werden die dazu nötigen Maßnahmen geschildert.

Präparation der Wirbelsäule

Von der Versandschlachtereier wird der gesamte Brust- und Lendenwirbelbereich geliefert. Deshalb muss nach Ankunft der acht Präparate zunächst die Lendenwirbelsäule von der Brustwirbelsäule getrennt werden (**Bild 4.3**). Dafür wird die Bandscheibe zwischen TH13 und

L1 mit einem Skalpell durchtrennt. Anschließend werden die Präparate bis zur weiteren Verarbeitung bei -22 °C tiefgefroren.

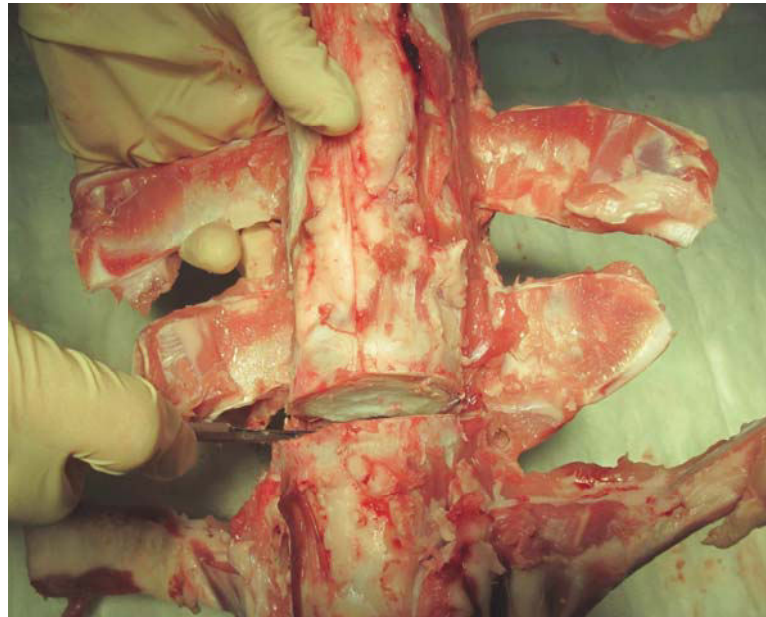


Bild 4.3 Zu sehen ist das Durchtrennen der Bandscheibe zwischen Th13 (unten im Bild) und L1. Auf diese Weise wird der Brust- von dem Lendenwirbelbereich separiert.

Am Abend vor der weiteren Präparation werden die Wirbelsäulen aus der Tiefkühltruhe genommen und bei Raumtemperatur aufgetaut. Der nächste Schritt sieht das Freistellen des gewünschten Bewegungssegmentes vor (**Bild 4.4 a**). Für die Präparation wird sich nicht auf ein bestimmtes Bewegungssegment festgelegt, sondern es wird jeweils das Segment herausgearbeitet, welches die geringsten Beschädigungen insbesondere an den Facettengelenken aufweist (siehe **Anhang A**). Das jeweilige Segment wird vorsichtig mit einem Schnitt durch die Bandscheiben von den benachbarten Lendenwirbeln getrennt. Am kranialen Ende des oberen Wirbels und am kaudalen Ende des unteren Wirbels werden daraufhin in dem zur Einbettung vorgesehenen Bereich die Gewebereste entfernt, damit sich die Wirbel später nicht aus der Einbettvorrichtung lösen können. Ebenso wird an den oberen beiden Querfortsätzen das restliche Gewebe entfernt ohne dabei umliegende Strukturen zu verletzen (**Bild 4.4 b**). Die unteren beiden Querfortsätze werden mit einer Säge entfernt. Während der gesamten Präparation muss darauf geachtet werden, dass das Segment nicht austrocknet. Aus diesem Grund wird es regelmäßig mit Ringer-Lösung feucht gehalten.

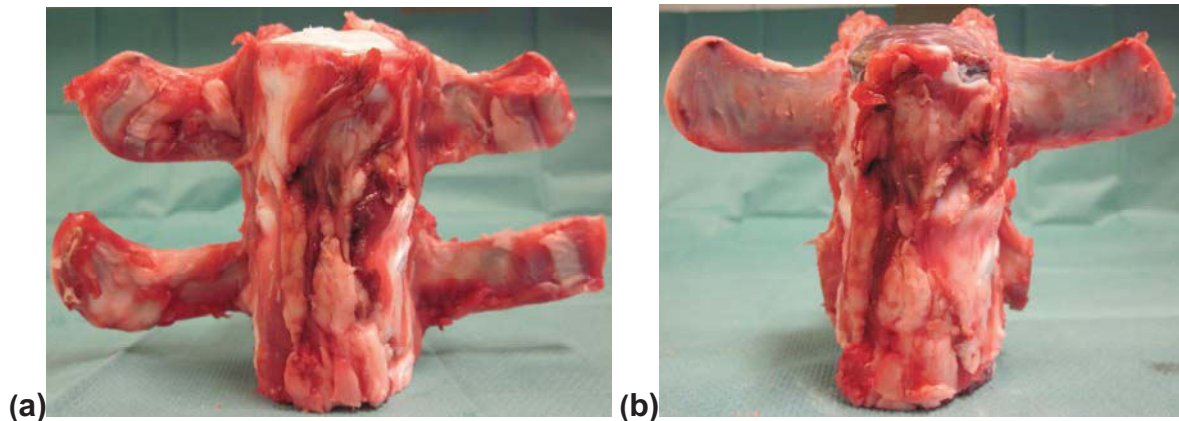


Bild 4.4 Frontalansicht auf ein Bewegungssegment L1/2. **(a)** Zu sehen ist das herausgearbeitete Bewegungssegment. **(b)** Das Bewegungssegment ist soweit bearbeitet, dass die Bandscheibenreste an der Deck- und der Grundplatte komplett entfernt sind, Gewebereste sind von den Querfortsätzen an L1 entfernt und die Querfortsätze von L2 sind abgesägt.

Die Bohrungen für die Plexiglasstifte werden mit einem 3 mm Spiralbohrer gesetzt. Die Stellen, an denen gebohrt wird, werden zunächst mit einem Stift markiert, wobei sich die Platzierung der Löcher nach den von *Crawford* festgelegten und in OrthoVIEW verwendeten Landmarken richtet (siehe **2.2.1**). An jedem Wirbel befinden sich je vier Landmarken, die wie folgt gelegen sind und an denen sofern möglich die Bohrungen durchgeführt werden (siehe **Bild 2.9**):

Bild 2.9):

Oberer Wirbel

- P1 An dem oberen Wirbel befindet sich ein Punkt frontal an der Medianebene und der Grundplatte. Dieser Punkt bestimmt später den Ursprung des anatomischen Koordinatensystems des oberen Wirbels.
- P2 Ein zweiter Punkt des oberen Wirbels liegt am dorsalen Ende des Dornfortsatzes, wobei die Höhe des Punktes durch die Verlängerung der Grundplatte bestimmt wird.
- P3 /P4 Der dritte und vierte Punkt liegen in gleichen Abstand von der Medianebene entfernt und liegen inferior an den Pedikeln etwa auf gleicher Höhe.

Unterer Wirbel

- P1 An dem unteren Wirbel befindet sich ein Punkt frontal an der Medianebene und der Deckplatte. Dieser Punkt bestimmt später den Ursprung des anatomischen Koordinatensystems des oberen Wirbels.
- P2 Ein zweiter Punkt des unteren Wirbels liegt am dorsalen Ende des Dornfortsatzes, wobei die Höhe des Punktes durch die Verlängerung der Deckplatte bestimmt wird.
- P3 /P4 Der dritte und vierte Punkt liegen in gleichen Abstand von der Medianebene entfernt und liegen superior an den Pedikeln etwa auf gleicher Höhe.

Die Bohrung P1 kann nicht direkt mittig durchgeführt werden, da dies das vordere Längsband beschädigen würde. Diese Bohrungen müssen daher zum Teil nach lateral verschoben werden. Auch die Bohrung P2 kann nicht immer in Verlängerung der Deck- bzw. der Grundplatte angesetzt werden. P2 wird durch die anatomischen Gegebenheiten am oberen Wirbel zum Teil nach kranial verschoben, am unteren Wirbel nach kaudal. Auch P3 und P4 können nicht direkt an den Pedikeln gebohrt werden, sondern werden weiter frontal platziert, wobei dennoch darauf geachtet wird, möglichst einen gleichen Abstand zur Medianebene zu bewahren. Die Löcher an diesen Landmarken werden möglichst aus dorsaler Richtung gebohrt, um später die Abtastung dieser Punkte zu erleichtern.

Anschließend müssen noch die Bohrungen durchgeführt werden, die für die Muskelsimulation notwendig sind (**Bild 4.5**). Die Bohrungen sind am kranialen Wirbel des Bewegungssegmentes wie folgt gelegen (siehe [WEL08]).

- (1) Eine Bohrung wird mit einem Durchmesser von 3 mm am Dornfortsatz durchgeführt. An dieser soll später das Stahlseil befestigt werden, welches den M. multifidus simuliert. Es liegt auf halber Höhe des Fortsatzes und 15 mm von dem dorsalen Ende des Dornfortsatzes entfernt.
- (2) Eine weitere Bohrung wird mit einem Spiralbohrer eines Durchmessers von 5 mm durchgeführt. Sie wird senkrecht zur Sagittalebene angesetzt und geht einmal mittig durch den Wirbelkörper durch. Der Abstand des Bohrlochs zur Deckplatte beträgt ca. 5 mm. In diesem Loch soll später eine Gewindestange M5 platziert werden, die an beiden Enden etwa 20 mm aus dem Wirbelkörper herausragt. An ihr soll der M. psoas major befestigt werden.
- (3) An den Querfortsätzen werden mit einem 3 mm Spiralbohrer die Löcher gebohrt, an denen der M. multifidus nach kranial angreifen soll. Sie liegen in einem Abstand von 40 mm zur Medianebene auf halber Höhe der Querfortsätze.
- (4) Ebenfalls an den Querfortsätzen werden Löcher zur Befestigung der Stahlseile für die Simulation der M. iliocostalis, M. longissimus und M. psoas major benötigt. Auch sie werden mit einem Durchmesser von 3 mm gebohrt und liegen auf halber Höhe des Querfortsatzes 70 mm von der Medianebene entfernt.

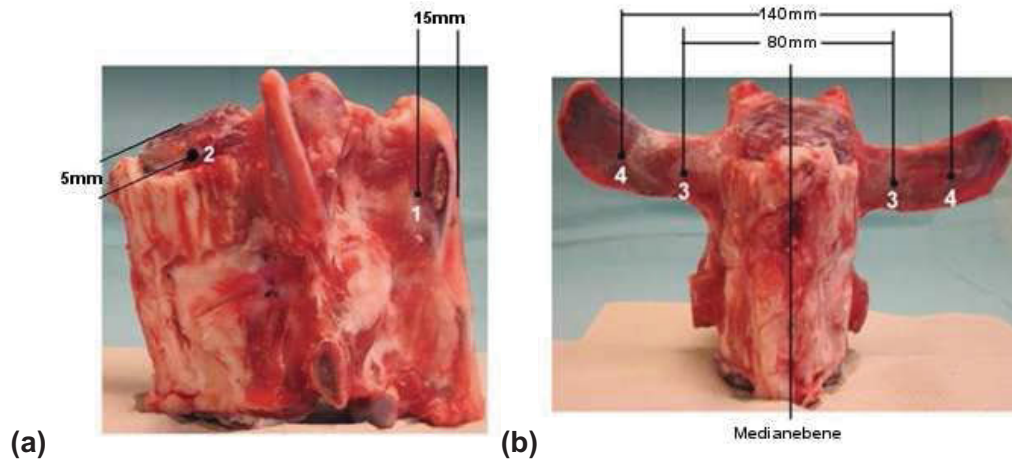


Bild 4.5 (a) Sagittalanzeige eines Bewegungssegmentes. Bohrung 1 für den M. multifidus mit 15 mm Abstand zum dorsalen Ende des Dornfortsatzes, vertikal mittig und Bohrung 2 für den M. psoas major 5 mm lotrecht zur Deckplatte sind erkennbar. (b) Frontalanzeige mit den Bohrungen 3 und 4. Sie werden auf beiden Querfortsätzen des kranialen Wirbels in gleichem Abstand zur Medianebene gesetzt (Bohrung 3 mit 40 mm und Bohrung 4 mit 70 mm Abstand). Vertikal liegen sie in der Mitte der Querfortsätze ca. 15 mm von dem oberen und unteren Ende entfernt.

Nach dem Setzen der Bohrlöcher werden die Plexiglasstifte in die für sie vorgesehenen Löcher eingesetzt (siehe **SOP 1**). Zunächst werden die Plexiglasstifte mit Alkohol gereinigt. Anschließend wird nach Herstellerangaben das Gießharz angerührt und mit einer Sonde in die Bohrlöcher eingebracht. Wenn das Bohrloch mit dem Gießharz gefüllt ist, wird der Plexiglasstift mit einer Pinzette in das Bohrloch eingeführt, so dass der Stift noch 1 bis 2 mm aus dem Bohrloch herausragt (**Bild 4.10**). Es wird anschließend gewartet bis das Gießharz vollständig ausgehärtet ist (**Bild 4.6**), bevor das Präparat dann eingeschweißt und bei $-22\text{ }^{\circ}\text{C}$ wieder eingefroren wird.

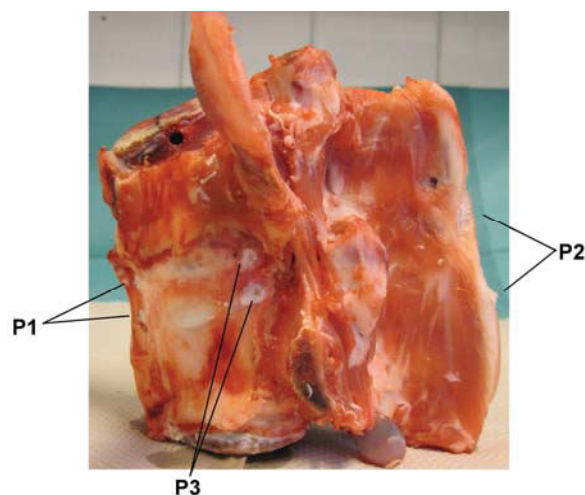


Bild 4.6 Sagittalanzeige von links. Zu sehen sind jeweils die gesetzten Pins an den Landmarken P1, P2 und P3 für den oberen und den unteren Wirbel. Hier ist auch deutlich zu sehen, dass die Pins an P2 nicht in Verlängerung der Basal- bzw. Grundplatte wegen der anatomischen Gegebenheiten platziert werden können.

Einbettung

Für die Einbettung werden zunächst am Vorabend die Präparate aus der Tiefkühlung genommen und für den folgenden Tag bei Raumtemperatur aufgetaut. Um das Präparat vor Ausbrechen aus der Einbettung während der Versuche zu schützen, werden Kunststoffstifte in die Präparate eingeführt. Dazu werden zunächst je vier Löcher in jeden Wirbel mit einem 4 mm Spiralbohrer gebohrt. Die Bohrungen werden waagrecht an der Deck- bzw. Grundplatte platziert und anschließend die Kunststoffstifte bis zur Hälfte in den Bohrlöchern versenkt (**Bild 4.7**).



Bild 4.7 Für die Einbettung vorbereitetes Präparat von frontaler Ansicht. Die Kunststoffstifte, die vor Querverdrehungen während der Versuche schützen sollen, sind gesetzt und die Gewindestange ist in der für sie vorgesehenen Bohrung platziert.

Es wird jeweils mit der Einbettung des kaudalen Wirbels begonnen. Dazu wird die Einbettvorrichtung zunächst vorbereitet. In den Bereichen, in denen während der Versuche die Stahlseile zur Muskelsimulation verlaufen, werden Aussparungen mit Hilfe von Silikonschläuchen angebracht. Im Bereich des Dornfortsatzes wird mittig eine Aussparung angebracht mit einem in der Mitte seiner Längsachse halbierten Silikonschlauches. An den Seiten, an denen die Querfortsätze liegen, werden je zwei dieser halbrunden Silikonschläuche platziert. Die Schläuche werden mit Knete fixiert und abgedichtet (**Bild 4.8**). Anschließend wird die Form von innen mit Vaseline eingefettet um ein Anheften des für die Einbettung verwendeten Gießharzes zu vermeiden. In den am Boden der Einbettvorrichtung liegenden Bohrungen werden Gewindeschrauben platziert, die zunächst als Platzhalter dienen. Sie sollen nicht in der Einbettung fixiert sein, da sie während der CT-Aufnahmen Artefakte verursachen könnten und aus diesem Grund vor den Aufnahmen entfernt werden müssen. Damit die Schrauben gerade in dem Gießharz sitzen, werden Muttern auf die Schrauben gedreht. Die Schrauben werden so in die Bohrungen eingeführt, dass der Schraubenkopf außerhalb der Einbettvorrichtung liegt. Beim Abstellen der Einbettvorrichtung liegt die Form dann auf den aufgeschraubten Muttern auf, was die Schraubenhälse

automatisch in eine senkrechte Position versetzt. Die Schraubenhälse werden anschließend noch mit Vaseline eingefettet und am Boden der Spalt zwischen Schraube und Einbettvorrichtung mit Knete abgedichtet. Anschließend kann das Präparat platziert und die Einbettvorrichtung mit dem Gießharz aufgefüllt werden. Nach einer Aushärtungszeit von ca. einer halben Stunde kann die Einbettvorrichtung samt Schrauben entfernt und der Sockel aus dem erstarrten Gießharz von Knete und Fettrückständen gereinigt werden.

Die Einbettung des kranialen Wirbels erfolgt analog, nur dass sich die Anordnung der Silikonschläuche für die Aussparungen unterscheiden. Es werden lediglich zwei Aussparungen benötigt, die jeweils im Bereich der Querfortsätze liegen (**Bild 4.8**). Dafür wird wieder je ein halbiertes Silikonschlauch verwendet und mit Knete fixiert. In dem Präparat muss vor der Einbettung zunächst noch die Gewindestange in das dafür vorgesehene Bohrloch eingeführt werden. Diese Stange wird ebenfalls mit Vaseline eingefettet und mit Knete ummantelt (ca. 1 cm zu allen Seiten), so dass sie nach der Einbettung nicht von Gießharz umschlossen ist. Die Gewindestange muss nach der Einbettung frei liegen, um das Stahlseil für die Muskelsimulation während der Versuche an ihr befestigen zu können. Anschließend kann das Präparat in der Einbettvorrichtung mit Hilfe einer Wasserwaage ausgerichtet werden (**Bild 4.9**).

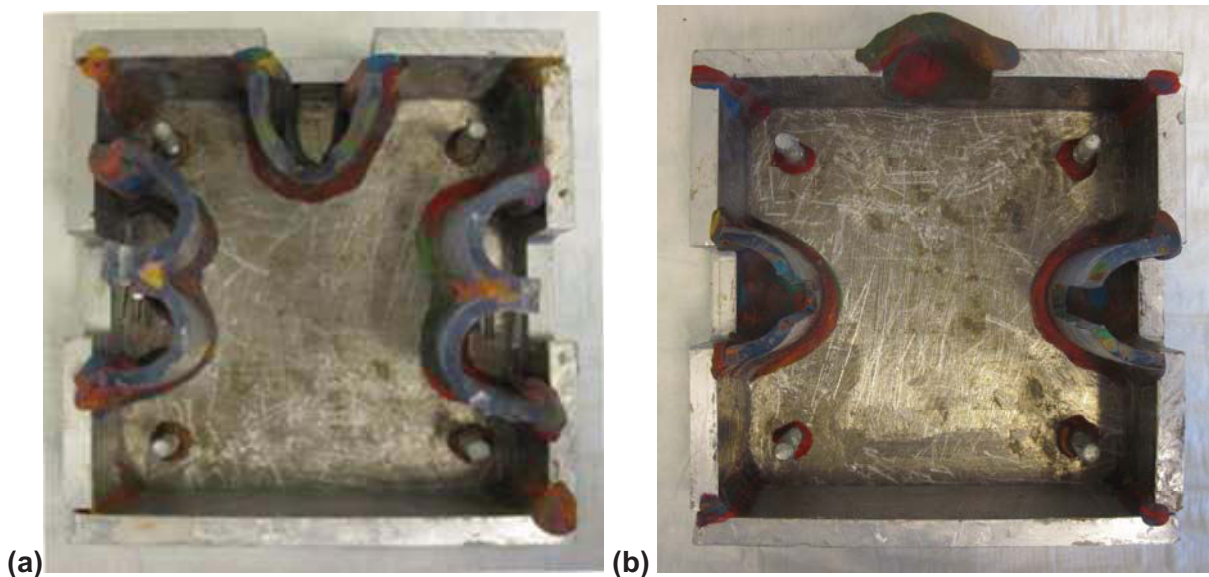


Bild 4.8 Vorbereitete Einbettvorrichtungen. **(a)** Einbettvorrichtung für den kaudalen Wirbel. Einfache Aussparung für die Stahlseile, die vom Dornfortsatz kommen, doppelte Aussparungen jeweils im Bereich der Querfortsätze. **(b)** Einbettvorrichtung für den kranialen Wirbel. Im Bereich der Querfortsätze je eine einfache Aussparung für die nach oben verlaufende Stahlseile der Muskelsimulation.

Nach Entfernung der Einbettvorrichtung und Reinigung von Rückständen werden noch die durch die Schraubenhälse verursachten Löcher in den Sockeln mit einem 6,5 mm Spiralbohrer durchbohrt, um die Löcher in der Einbettung durchgängig zu machen. Außerdem werden in den Sockel noch kleine Einkerbungen gebohrt, deren Anzahl mit der

Nummer des Präparates übereinstimmt. Dies soll gewährleisten, dass die CT-Aufnahmen, die von den Präparaten gemacht werden sollen, später eindeutig dem entsprechenden Präparat zugeordnet werden können und so Verwechslungen ausgeschlossen sind.



Bild 4.9 Einbettung des oberen Wirbels. Der untere Wirbel ist bereits eingebettet. Mit Hilfe der Wasserwaage auf dem kaudalen Wirbel können die beiden Einbettungen parallel zueinander ausgerichtet werden. Zu sehen ist auch die in roter Knete ummantelte Gewindestange innerhalb der Einbettvorrichtung.

Die Präparate werden daraufhin eingeschweißt und bis zu den Versuchen bei -22 °C tiefgefroren.

4.3.2 Versuchsdurchführung

Für die Erfassung der kinematischen Daten in den *in-vitro*-Versuchen werden die Präparate jeweils am Vorabend der Versuche zum Auftauen bei Zimmertemperatur aus der Kühltruhe genommen. Am Tag des Versuches werden zunächst die Aluminiumkugeln mit Sekundenkleber an den Plexiglasstiften befestigt (**Bild 4.10**).



Bild 4.10 Komponenten zur Befestigung der Marker am Knochen. Die Aluminiumkugel wird als Marker mit Sekundenkleber auf dem Plexiglasstift befestigt. Der Plexiglasstift ist wiederum mit dem Drei-Komponenten-Gießharz Rencast im Knochen verankert.

Zunächst werden die zwei passiven Tools des Polaris Systems an der Prüfvorrichtung befestigt. Tool 1 wird an dem Sockel des Kinemators an der dafür vorgesehenen Bohrung angebracht. Dieses Tool ist während der Versuche nicht mehr beweglich und dient später somit als Referenz für Tool 2, welches an der Bohrung in der Halteplatte des Roboters befestigt ist und somit die Bewegungen des kranialen Wirbels wiedergibt. Tool 1 bezieht sich somit auf den unteren Wirbel des Präparates, welcher ebenso während der Versuche fix an dem Sockel des Kinemators ist. Nach Anbringung der Tools muss der Kamerabalken noch so positioniert werden, dass sich die beiden Tools während der Messungen innerhalb des Messfeldes des Systems befinden. Zu überprüfen ist dies mit der Software OrthoVIEW.

Anschließend kann das Präparat in der Prüfvorrichtung befestigt werden, wobei das Präparat so ausgerichtet wird, dass der Dornfortsatz zum Kinemator zeigt. Der untere Wirbel wird über Gewindeschrauben mit dem Sockel des Kinemators verbunden. Der Roboter wird auf das Präparat gefahren und an der Halteplatte ebenfalls über vier Schrauben mit dem oberen Wirbel des Präparates verbunden.

Beim Festschrauben des oberen Wirbels mit dem Roboter befindet sich der Roboter zunächst in einem kraft- und momentfreien Einpendelmodus. Dabei führt der Roboter Ausgleichsbewegungen durch. Diese sollen verhindern, dass beim Fixieren der Schrauben Verspannungen auftreten. Nach dem Befestigen in der Prüfvorrichtung wird noch ca. 1-2 min in dem Einpendelmodus verblieben bis sich die Winkel von den Ausgleichsbewegungen bis einschließlich der zweiten Nachkommastelle nicht mehr ändern. Anschließend kann der Einpendelmodus gestoppt werden. Das Präparat hat dann seine Neutralposition eingenommen.

Hat das Präparat die Neutralposition erreicht, können die zuvor beschriebenen Landmarken zur Bestimmung der anatomischen Koordinatensysteme an den beiden Wirbelkörpern abgetastet und in der Software OrthoVIEW gespeichert werden (**Bild 4.11**) (siehe **SOP 3**). Dafür muss der Aufsatz fest mit der passiven Linearprobe verschraubt werden. Als erstes wird die Landmarke P1 frontal am Wirbelkörper an dem entsprechend gesetzten Marker abgetastet. Anschließend wird P2 am Dornfortsatz erfasst und zuletzt noch die seitlich angebrachten Marker P3 und P4. Dies wird sowohl für den oberen wie auch für den unteren Wirbel durchgeführt, wobei immer darauf geachtet werden muss, dass die Abtastspitze die Aluminiumkugel des Markers richtig fasst. Auf die festgelegten anatomischen Koordinatensysteme transferiert das Programm OrthoVIEW die lokalen Koordinatensysteme der passiven Tools, so dass während der Versuche die Relativbewegungen der beiden erzeugten Koordinatensysteme zueinander aufgezeichnet und für die spätere Auswertung gespeichert werden.

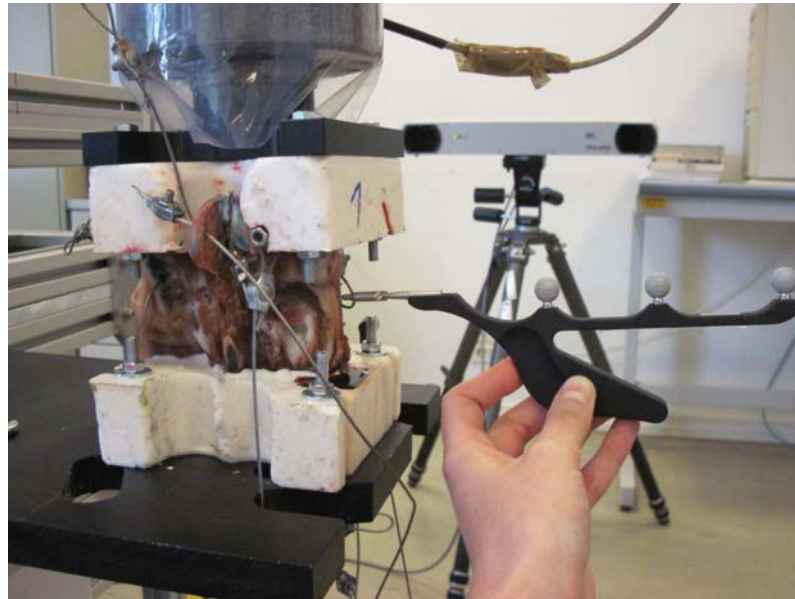


Bild 4.11 Abtasten der anatomischen Landmarken mit der erweiterten Linearprobe am Präparat nach Erreichen der Neutralposition.

Nach Festlegung der anatomischen Koordinatensysteme, kann mit den Versuchsdurchläufen begonnen werden. Generell wird jedes Präparat zunächst nativ und anschließend mit Simulation von Muskelkräften getestet, wobei je drei unterschiedliche Rotationsbewegungen durchgeführt werden. Die drei Rotationsbewegungen Flexion/Extension, laterale Beugung und axiale Rotation durchlaufen jeweils drei Zyklen. Die Rotationsbewegungen werden durch Einleitung von Momenten veranlasst, wobei das maximale auftretende Moment auf ± 10 Nm begrenzt ist. Wird das maximale Moment erreicht, dreht der Roboter automatisch die Bewegungsrichtung um. Dies geschieht solange, bis die drei Zyklen einer Rotationsbewegung durchlaufen sind.

Bei jedem Präparat werden zunächst die nativen Messungen durchgeführt für alle drei Rotationsbewegungen (siehe Versuchsprotokoll im **Anhang C**). Bei Beginn der Messung muss darauf geachtet werden, dass immer die Kinematikmessung des Polaris Systems mit der Software OrthoVIEW begonnen wird, bevor die Bewegung am Roboter startet, so dass der komplette Bewegungsverlauf von dem Programm erfasst werden kann.

Nach den nativen Messungen folgen jeweils die Versuchsaufzeichnungen mit Muskelsimulation (siehe **2.1.2**). Es werden immer alle Muskeln simultan simuliert (**Bild 4.12**). Dafür werden die Stahlseile mit Hilfe von Drahtseilklemmen am Präparat befestigt. Auch hierbei befindet sich der Roboter wieder im kraft- und momentfreien Modus, um Verspannungen zu verhindern. Zwei Stahlseile eines Muskelpaares werden jeweils an einem Joch befestigt und so zu einem Stahlseil zusammengefasst, welches über Umlenkrollen zu den servohydraulischen Zylindern geführt wird. Das Joch dient als drehbares Lager, über das die Zugkräfte des einzelnen Seils gleichmäßig auf die zwei Seile des Muskelpaares übertragen werden. An einem der insgesamt vier Joche werden die Seile zweier

Muskelpaare befestigt, da sie am Präparat denselben Angriffspunkt haben und aus diesem Grunde zusammengefasst werden können. Zwischen den Jochen und den einzelnen Stahlseilen befindet sich jeweils der dem Zylinder zugehörige Kraftaufnehmer (siehe **Anhang F**).

Von den insgesamt zehn Stahlseilen verlaufen zwei Seile vom Präparat nach kranial. Die anderen acht Seile verlaufen kaudal, wobei zwei nach posterior gehen und sechs nach anterior.

Über das Programm für den Kinemator können die einzelnen servohydraulischen Zylinder angetrieben und so die Drahtseile gespannt werden. Jedes Muskelpaar wird mit 80 N simuliert. Da an einem Zylinder der *M. psoas major* am Querfortsatz mit dem *M. iliocostalis* und dem *M. longissimus* zusammengefasst werden, muss hier eine Zugkraft von 160 N aufgebracht werden. Sind alle Seile gespannt und hat das Präparat seine Neutralposition wieder eingenommen, kann der Einpendelmodus gestoppt und mit den Messungen begonnen werden. Auf ein erneutes Abtasten der Landmarken wird wegen der hohen Kräfte in den Seilen in diesem Fall aus sicherheitstechnischen Gründen verzichtet.

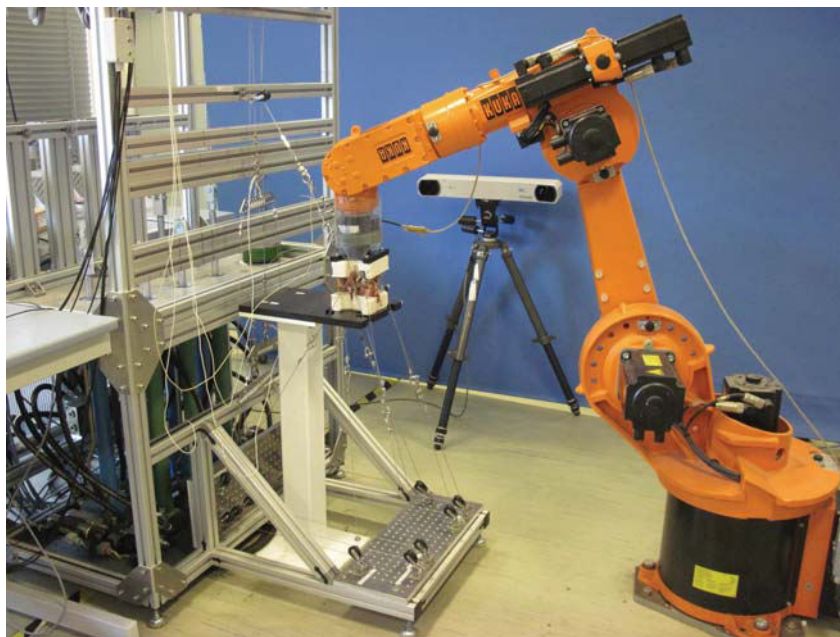


Bild 4.12 Präparat während *in-vitro*-Versuch zur Aufzeichnung der Kinematik mit Muskelsimulation.

Nach Beendigung der Versuche, können die Stahlseile gelöst, die Schrauben entfernt und der Roboter zurück in seine Ausgangsposition gefahren werden. Die Präparate werden anschließend wieder für eventuelle Versuchswiederholungen bei -22 °C tiefgefroren.

Die in den Versuchen gewonnenen Daten werden anschließend mit der Software Origin geglättet, um das Rauschen des Systems zu reduzieren (siehe **SOP 4**). Dafür wird ein FFT-Filter mit einer mittleren Grenzfrequenz von 0,09 Hz verwendet (siehe **Anhang D**), der die Schwingungen mit einer Frequenz von 10 Hz, die gleich der Abtastrate des Messsystems ist, aus den Daten filtert (**Bild 4.13**).

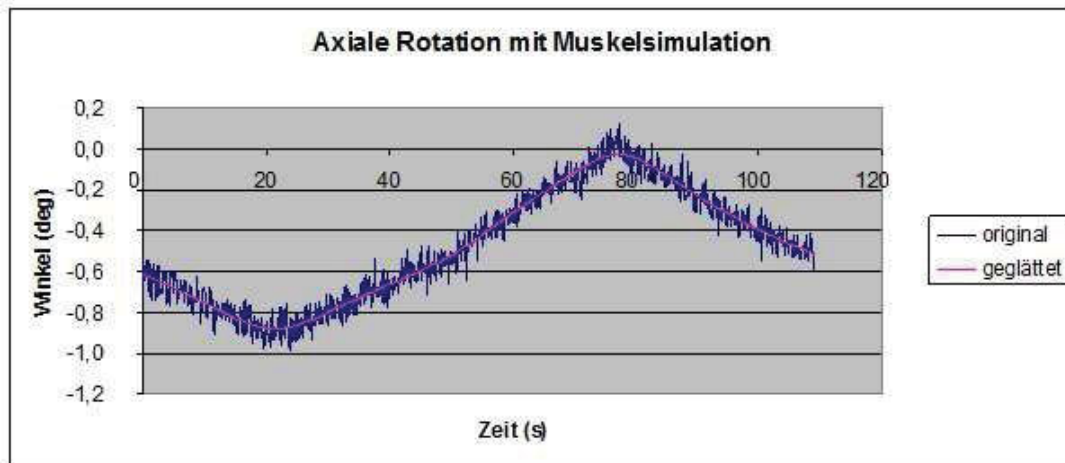


Bild 4.13 Zeit-Winkel-Diagramm. Als Beispiel werden hier Daten des dritten Zyklus der axialen Rotation mit Muskelsimulation des 1. Präparates gezeigt. Zum Vergleich sind die Daten des originalen Kurvenverlaufes (blau) über den geglätteten Verlauf (rosa) gelegt.

Von den aufgezeichneten Werten wird jeweils der Bewegungsumfang jeder Rotationsbewegung mit und ohne Muskelsimulation ermittelt. Dies wird sowohl für die geglätteten wie auch die ungeglätteten Werte durchgeführt. So kann später überprüft werden, ob sich der Bewegungsumfang auch in der Kinematik der Facettengelenke widerspiegelt und sich Verbindungen dazwischen aufzeigen lassen.

4.4 Methode des modellbasierten Teils dieser Arbeit

In dem modellbasierten Teil dieser Bachelorarbeit sollen die experimentell ermittelten kinematischen Daten auf die am Computer rekonstruierten CT-basierten Modelle übertragen und auf diese Weise mit reellen Werten simuliert werden. Dies soll die Untersuchung der Kinematik der Facettengelenke ermöglichen.

Als Grundlage dafür dienen hochauflösende CT-Aufnahmen der acht Präparate (**Bild 4.14**), die in dem Institut für Radiologie der MHH mit einem Lightspeed von General Electric (GE) aufgenommen wurden. Von jedem der acht Präparate wurde einzeln ein Scan durchgeführt. Die CT-Daten liegen zur weiteren Verarbeitung als Dicom-Format vor und haben eine Bildmatrix von 512x512 Pixeln bei einer Voxelgröße von 0,400391x0,400391x0,4 mm. Vor den Aufnahmen wurden metallische Gegenstände wie z.B. die Gewindestange von den Präparaten entfernt, um Artefakte zu vermeiden. Lediglich die Aluminiumkugeln müssen während der Aufnahmen an ihrem ursprünglichen Ort fixiert bleiben, um die spätere Registrierung der kinematischen Daten auf Computermodell gewährleisten zu können.

Im Folgenden wird darauf eingegangen, wie mit den CT-Aufnahmen weiter verfahren wird, um die Kinematik der Facettengelenke am Computer rekonstruieren und untersuchen zu können.

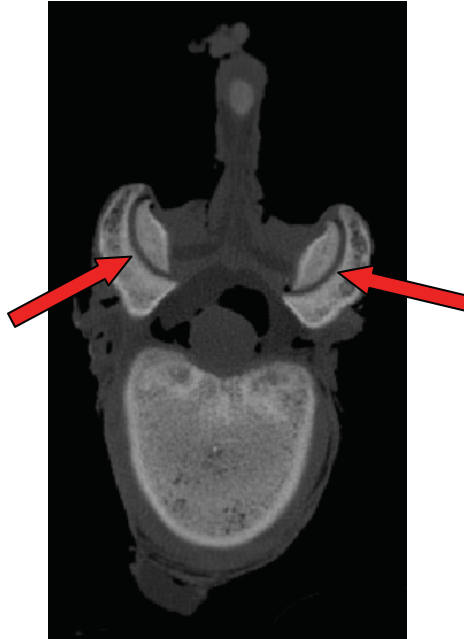


Bild 4.14 CT-Aufnahme eines Präparates. Transversalschnitt durch den kaudalen Wirbel des Präparates. Zu erkennen ist auch der Gelenkspalt der Facettengelenke (rote Pfeile).

4.4.1 Modellerstellung

In diesem Kapitel werden die Segmentierung und die Konvertierung der daraus resultierenden Dateien zur Erstellung der CT-basierten Modelle beschrieben.

Segmentierung

Für die Erstellung der Computermodelle (siehe **SOP 5**) von den acht Präparaten werden zunächst die Dicom-Datensätze der CT-Aufnahmen in das Programm Amira eingelesen. Mit Hilfe dieser Software können die gewünschten Regionen semiautomatisch segmentiert und anschließend 3D rekonstruiert werden.

Von jedem der acht Präparate sollen die knöchernen Strukturen der beiden Wirbelkörper, wie auch die als Marker gesetzten Aluminiumkugeln erfasst werden und als einzelne Oberflächenmodelle abgespeichert werden. Über das Datenfenster kann der Kontrast der Anzeige des Bildes so eingestellt werden, dass der gewünschte Bereich gut sichtbar wird. Das Datenfenster für die Segmentierung der Wirbelkörper umfasst einen Bereich von -500 bis 2000 HU. Bei der Segmentierung der Aluminiumkugeln wird ein Bereich von 400 bis 2900 HU gewählt.

Für die Segmentierung stehen einem in dieser Software verschiedene Tools zur Verfügung, die im Folgenden näher beschrieben werden. Ausführlichere Beschreibungen sind in der Dokumentation der Software zu finden und nachzulesen (Amira User's Guide).

➤ *Schwelwertverfahren mit Graustufen (Threshold):*

Bei dem Schwellwertverfahren kann ein bestimmter Graustufenbereich im Datenfenster ausgewählt werden. Alle Pixel, die einen Grauwert innerhalb dieses Bereiches haben, werden automatisch selektiert. Dieses Verfahren kann zu Beginn gewählt werden, um zunächst eine grobe Segmentierung der gewünschten Bereiche zu erzeugen. Der Threshold für die Wirbelkörper wird auf ca. 380-2850 HU festgelegt.

➤ *Lasso und Pinsel:*

Das Lasso und der Pinsel sind interaktive Tools. Das Lasso ist gut geeignet für die Bearbeitung der Segmentierung im 3D-Raum, der Pinsel eignet sich dagegen gut für die Bearbeitung der Segmentierung in 2D.

Für den Pinsel lassen sich verschiedene Größen wählen, so dass eine sehr präzise Arbeitsweise möglich ist, bei der einzelne Pixel selektiert werden können, aber auch eine grobe bei Wahl einer großen Einstellung. Selektierte Pixel können einer Segmentierung zugefügt werden, oder von einer bereits vorhandenen Segmentierung abgezogen werden.

Das Lasso eignet sich eher für grobe Arbeiten an einer Segmentierung. Durch Verbinden der beiden Enden des Lassos kann in dem 3D Fenster ein bestimmter Bereich einer bereits vorhandenen Segmentierung entfernt werden.

➤ *Fülloption (Fill):*

Mit der Fülloption ist es möglich, Bereiche, die innerhalb einer Segmentierung liegen und völlig von ihr umschlossen sind, zu selektieren und der Segmentierung hinzuzufügen. Dies kann für einzelne Schichten in 2D, aber auch für die gesamten Daten in 3D durchgeführt werden.

➤ *Inselentfernung (Remove Islands):*

Mit Hilfe diesen Tools können kleinere allein stehende Gruppen selektierter Pixel einer Segmentierung entfernt werden. In einer Auswahl kann gewählt werden, wie viele Pixel eine solche Gruppe maximal umfassen soll.

➤ *Glättung (Smooth Segmentation):*

Bei der Segmentierung von Hand mit dem Paint Tool oder dem Lasso können sehr raue Flächen entstehen. Um diese zu verfeinern kann mit dem Smooth Tool die Segmentierung in 3D oder auch nur in einer einzelnen Schicht geglättet werden.

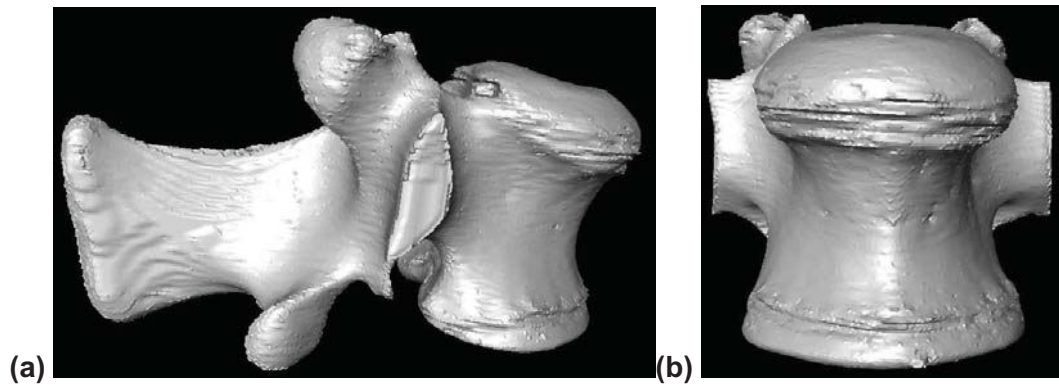


Bild 4.15 In Amira erzeugtes STL-Modell des oberen Wirbels von Präparat 1. **(a)** Sagittalansicht des Wirbels. **(b)** Frontalansicht des Wirbels.

Ist die Segmentierung abgeschlossen (**Bild 4.15**), werden jeweils die Wirbel und die Aluminiumkugeln einzeln im STL-Format als Oberflächenmodell abgespeichert.

Konvertierung der STL-Dateien in das SAT-Format

Da die Simulation der kinematischen Bewegungsabläufe in dem Programm Inventor realisiert werden, müssen die CT-basierten Modelle angepasst und in ein Format konvertiert werden, dass von dem Programm eingelesen werden kann (siehe **SOP 6**).

Dafür werden die STL-Daten der Wirbelkörper zunächst in das Programm Meshlab eingelesen. Dieses Programm ermöglicht die Reduktion der Elementzahl der Modelle, so dass beim späteren Verwenden weniger Speicher nötig ist und somit das Arbeiten mit ihnen erleichtert wird. Alle Wirbelkörper werden aus diesem Grunde zunächst auf eine Elementzahl von 25.000 reduziert.

In dem Programm ATOS werden die STL-Daten der Modelle anschließend überarbeitet. In den Oberflächen befinden sich stellenweise kleine Lücken, die in diesem Programm geschlossen werden können. Außerdem werden kleine schwebende Teilchen, die nicht direkt mit den eigentlichen Modellen verbunden sind, entfernt. Werden diese Schritte nicht durchgeführt, kann es zu Problemen beim Vernetzen der Modelle kommen, wenn die STL-Dateien in SAT-Dateien konvertiert werden. Anschließend werden die Modelle in ATOS geglättet, um raue Oberflächen zu minimieren.

Nach dem Aufarbeiten der Modelle können sie darauf in der Software Mesh To Solid konvertiert werden. Dafür werden sie STL-Dateien eingelesen und im SAT-Format gespeichert. Damit sind die Modelle soweit vorbereitet, dass sie in den Inventor importiert werden können, um dort mit ihnen weiterzuarbeiten (**Bild 4.16**).

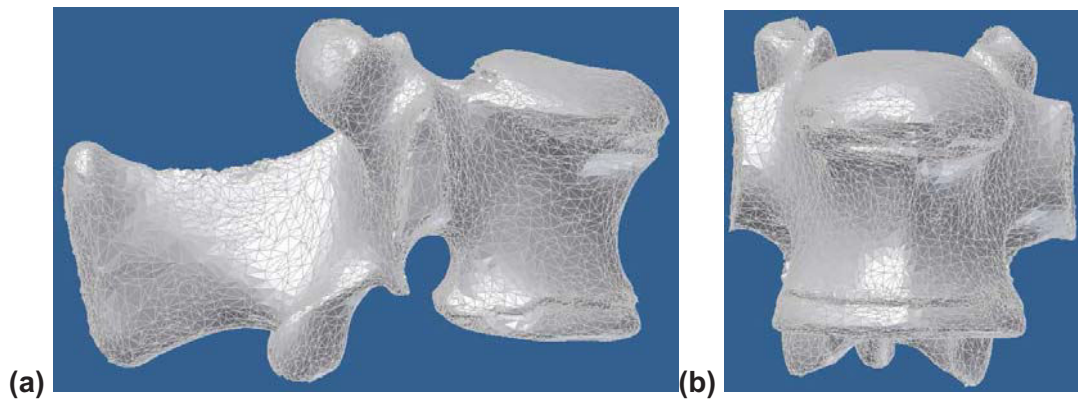


Bild 4.16 In Inventor eingelesenes SAT-Modell der äußeren Knochen- und Knorpelschichten des oberen Wirbels von Präparat 1 nach Glättung und Reduktion der Elementzahl. **(a)** Sagittalansicht des Wirbels. **(b)** Frontalansicht des Wirbels.

4.4.2 Übertragung der kinematischen Daten auf das Modell

Im Folgenden wird gezeigt, wie die kinematischen Daten auf die zuvor erstellten Modelle übertragen werden. Eine genaue Beschreibung der Abfolge von den einzelnen Schritten ist der dazugehörigen SOP zu entnehmen (siehe **SOP 7** und **SOP 8**).

Mit Hilfe der Software YaDiv können basierend auf den CT-Daten die Mittelpunkte der Marker bestimmt werden, um anhand dieser die anatomischen Koordinatensysteme an den Modellen rekonstruieren zu können. YaDiv ist eine offene Plattform zur 3D-Visualisierung und 3D Segmentierungen. Im LBB ist dieses Programm mit einer Funktion erweitert worden, die ermöglicht über einen Algorithmus die Mittelpunkte von Kugeln und ihren Radius zu ermitteln. Dafür werden die CT-Daten von jedem Präparat einzeln in das Programm eingelesen. Über manuelle Selektion wird jeweils die äußerste Pixelschicht der Kugeln markiert und einer Segmentierung zugefügt (**Bild 4.17**). Von der jeweiligen Segmentierung kann anschließend der Radius und der Mittelpunkt bestimmt werden.

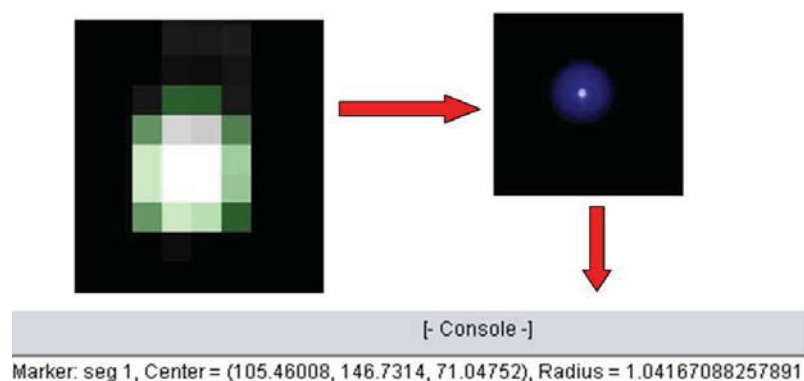


Bild 4.17 Ablauf der Mittelpunktbestimmung in YaDiv. Zunächst wird der äußere Rand der Kugel selektiert (grün dargestellt), anschließend erzeugt das Programm die entsprechende Kugel und gibt von ihr in der Konsole den Mittelpunkt und ihren Radius an.

Die Mittelpunkte der Marker werden jeweils anhand ihrer x-, y- und z-Koordinaten in diesem Programm angegeben. Die Daten können kopiert und in ein Exceldatenblatt eingefügt werden. Da YaDiv und Inventor sich nicht auf dasselbe Koordinatensystem beziehen, müssen die Koordinaten erst dementsprechend auf das Koordinatensystem in Inventor umgerechnet werden, um sie dort weiter verwenden zu können (siehe **SOP 7**).

Im Inventor können die in Excel notierten Koordinaten eingelesen und auf diese Weise Punkte eingefügt werden. Dafür muss zunächst die jeweilige SAT-Datei eines Wirbels im Inventor geöffnet werden. Über Auswahl einer 3D-Skizze können daraufhin die Koordinaten der Mittelpunkte anhand der Exceltabelle eingelesen werden, so dass an dem Modell die entsprechenden Punkte erzeugt werden, die die Mittelpunkte der Marker widerspiegeln. Anhand der in den Inventor eingelesenen Mittelpunkte der Marker können die Achsen der anatomischen Koordinatensysteme an den einzelnen Wirbeln gebildet werden, die in den Experimenten zur Aufzeichnung der Kinematik verwendet werden (**Bild 4.18**) (siehe **SOP 8**).

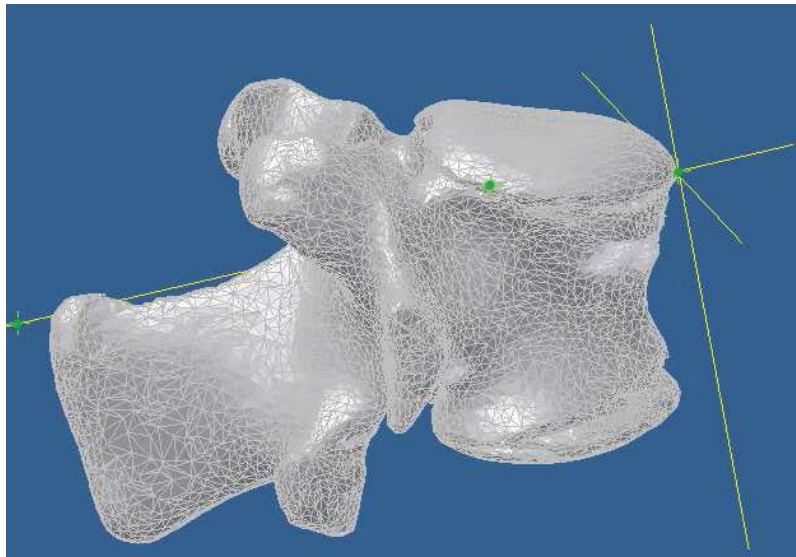


Bild 4.18 Übertragung der Koordinatenachsen in Abwandlung nach Crawford entlang der Mittelpunkte der Marker. Darstellung der drei erzeugten Achsen, an denen sich x,y und z-Achse orientieren.

Die Wirbel mit den entsprechenden Punkten und Achsen werden anschließend als ipt-Datei, was einem Bauteil entspricht, gespeichert.

Ist dies für alle Wirbel durchgeführt worden, kann im Inventor eine Baugruppe geöffnet und in dieser jeweils der obere und der untere Wirbel eines Präparates zusammengeführt werden. In der Funktion *dynamische Simulation* des Programms wird ein Gelenk erzeugt, welches die beiden Wirbel miteinander verknüpft. Dafür wird ein Gelenk gewählt, das sechs Freiheitsgrade zulässt. Der untere Wirbel wird fixiert während der obere Wirbel den beweglichen Teil der Baugruppe darstellt. Dem Gelenk können anschließend die gewünschten Eigenschaften zugewiesen werden. Zunächst werden die anatomischen Koordinatensysteme anhand der zuvor erzeugten Achsen platziert (**Bild 4.19**). Danach

können die in den Experimenten ermittelten kinematischen Daten eingelesen werden. Dafür müssen die in einer Exceltabelle gespeicherten Werte für jede Translations- bzw. Rotationsrichtung einzeln in einer Textdatei abgespeichert werden, damit das Programm diese einlesen kann. Wurden diese Daten übertragen, so kann die Simulation gestartet werden und die Bewegung der Wirbel zueinander betrachtet werden.



Bild 4.19 Zusehen sind die in Inventor zusammen geführten Wirbel des Präparates 1. Sie sind über ein Gelenk mit sechs Freiheitsgraden verknüpft. Definiert wird dieses Gelenk über die anatomischen Koordinatensysteme (blau des unteren Wirbels, braun des oberen Wirbels), die anhand der zuvor gelegten Achsen über die Mittelpunkte der Marker auf die Wirbel übertragen werden konnten.

4.4.3 Methodik zur Untersuchung der Kinematik der Facettengelenke

Die Kinematik soll anhand von Volumenmessungen im Gelenkspalt analysiert werden (siehe **SOP 9**). Da die Methode zur Untersuchung der Kinematik der Facettengelenke möglichst gut reproduzierbar und aussagekräftig sein soll, stellte sich die Methode der Volumenmessung als sehr gut umsetzbar heraus im Vergleich zu anderen Methoden wie zum Beispiel einer Abstandsmessung. Als Hilfsmittel wird dafür ein geometrischer Zylinder mit definiertem Volumen herangezogen, der in dem Gelenkspalt eindeutig platziert wird. Dieser Zylinder überschneidet sich an seinen beiden Enden mit den Gelenksflächen. Diese Kollision des Zylinders mit den Gelenksflächen ist messbar. Wird die Kollision von dem Gesamtvolumen des Zylinders abgezogen, so kann auf das Volumen, das der Zylinder im Spalt einnimmt, geschlossen werden. Die Messungen erfolgen nicht wie die Simulation dynamisch, sondern

es wird an zuvor festgelegten Zeitpunkten die Simulation gestoppt und das Volumen im Gelenkspalt gemessen.

Der Zylinder wird in Inventor als zusätzliches Bauteil angelegt und anschließend in die Baugruppen, in denen die Simulationen gespeichert sind, integriert. Der Zylinder hat eine Höhe von 5 mm und einen Durchmesser von 7 mm. Die Maße für den Zylinder haben sich in Tests ergeben, in denen überprüft wurde, welche Größe am besten geeignet erscheint. Kriterium dafür ist gewesen, dass die beiden Enden des Zylinders während der gesamten Bewegung des Präparates vollständig von den Gelenksflächen gefasst sein müssen. Der Zylinder ist dabei wie auch der untere Wirbelkörper während der Bewegungen fixiert, so dass allein der obere Wirbel während einer Bewegung seine Position verändert. Um die Position des Zylinders im Gelenkspalt eindeutig zu platzieren, wird folgendermaßen vorgegangen. Die Grundfläche des Zylinders orientiert sich an der Neigung der Gelenksflächen. Dafür wird auf Werte aus der Literatur zurückgegriffen [KOZ09]. Am unteren Wirbel wird eine Ebene erzeugt, die einen mittleren transversalen Winkel (**Bild 4.20**) von 22° aufweist und einen longitudinalen Winkel (**Bild 4.20**) von durchschnittlich 167° . Die Angaben der Winkel entsprechen dem Mittelwert der Angaben aus der Literatur.

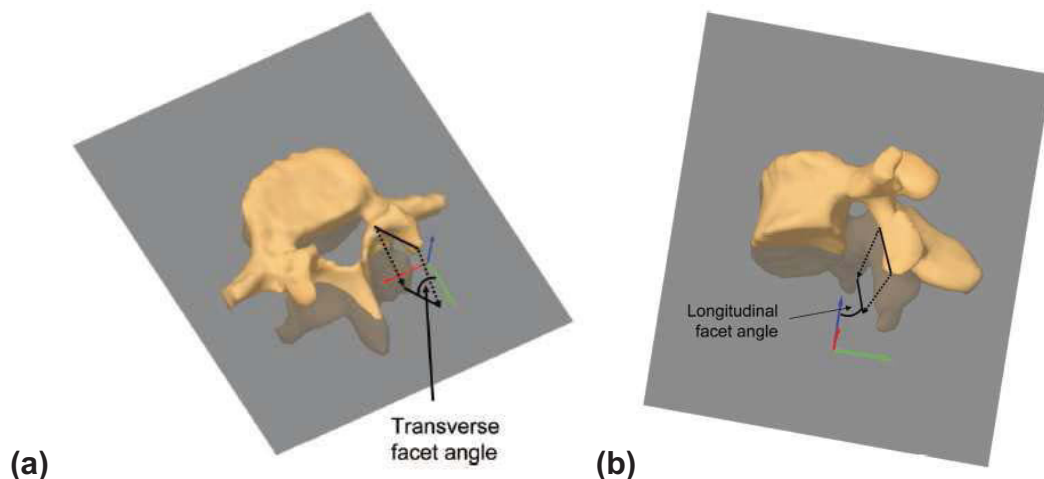


Bild 4.20 Messung des transversalen und des longitudinalen Winkels zur Ausrichtung der Grundfläche des Zylinders. Der longitudinale Winkel (**b**) wird gemessen zwischen der Facettenlänge projiziert auf die Sagittalebene des Wirbels und der kraniokaudalen Achse des Wirbels. Der transversale Winkel (**a**) wird gemessen zwischen der Linie der Facettenbreite projiziert auf die Transversalebene des Wirbels und der anteriorposterioren Achse des Wirbels.

Die Grundfläche des Zylinders wird an dieser erzeugten Ebene ausgerichtet und anschließend im Gelenkspalt so platziert, dass die beiden Enden des Zylinders während der gesamten Bewegung vollständig mit den Gelenkflächen überlagern. Dies muss für jedes Präparat und für jede Rotationsbewegung individuell festgelegt werden. Um zu gewährleisten, dass die Ergebnisse der Volumenmessung reproduzierbar sind, wurde jeweils zusätzlich ein Punkt bestimmt, durch den die Längsachse des Zylinders verläuft und die

Koordinaten des Punktes notiert. Der Zylinder ist dann noch auf seiner Längsachse verschiebbar, allerdings beeinflusst dies nicht die Ergebnisse des Volumens im Spalt, sofern die Enden des Zylinders ständig völlig gefasst sind.

Die Messungen des Volumens erfolgen zu definierten Zeitpunkten, die zuvor ermittelt werden. Für die laterale Beugung und die axiale Rotation wird dafür gleichermaßen vorgegangen. Es werden jeweils die Aufzeichnungen der Kinematik mit Muskelsimulation herangezogen und in ihr sieben Winkel bestimmt bzw. notiert: der Winkel der Anfangsposition (neutrale Position), der maximal und der minimal auftretende Winkel und jeweils den Winkel bei 33 % und 66 % der positiven bzw. negativen ROM (**Bild 4.21**). Von diesen sieben Winkeln wird jeweils der dazugehörige Zeitpunkt bestimmt, sowohl bei der Rotationsbewegung mit Muskelsimulation wie nativ. Dadurch, dass die gleichen Winkel für die Bewegungen mit und ohne Muskelsimulation herangezogen werden, können später die Volumen im Gelenkspalt dieser beiden Zustände miteinander verglichen werden.

Auswahl der Messzeitpunkte

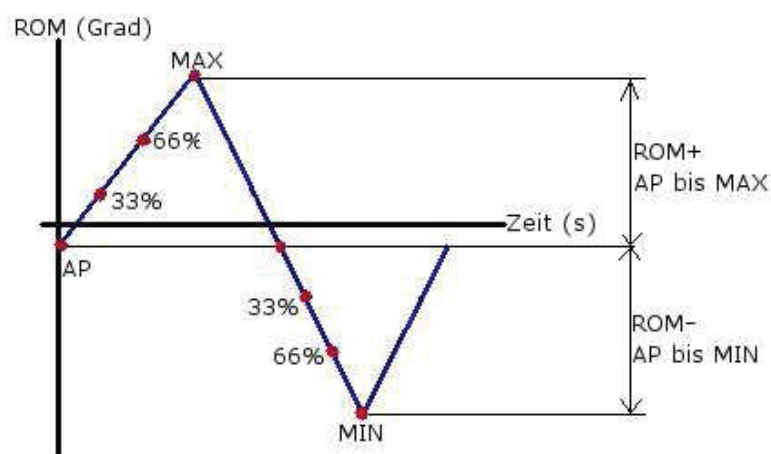


Bild 4.21 Auswahl der Messzeitpunkte für die Untersuchung der Kinematik in den Facettengelenken. Es gibt jeweils sieben Messzeitpunkte. Die Anfangsposition (AP) entspricht der neutralen Position des Präparates, 33 % und 66 % der positiven bzw. negativen ROM und der maximale (MAX) und minimale (MIN) Wert der ROM. Bei der lateralen Beugung und der axialen Rotation werden an diesen Stellen jeweils die Winkel bestimmt und bei der Simulation mit Muskelkräften auch die dazugehörigen Zeitpunkte. Die bestimmten Winkel werden auch für die Simulation ohne Muskelkraft verwendet und die entsprechenden Zeitpunkte bestimmt. Bei der Flexion/Extension wird sowohl für die Simulation mit wie auch ohne Muskelkraft an diesen sieben Messpunkten jeweils die Winkel und entsprechenden Zeitpunkte bestimmt.

Bei der Flexion/Extension ist diese Vorgehensweise nicht möglich. In der Bewegungsebene der Flexion/Extension ist die Wirbelsäule nicht symmetrisch, sondern weist eine Lordose im Lendenwirbelbereich auf. Diese wird durch die Simulation der Muskeln verstärkt. Dadurch kommt es, dass die Winkel der Flexion/Extension mit Muskelsimulation in einem völlig anderen Bereich liegen als ohne Muskelsimulation und so keine Überschneidung dieser

Bereiche stattfindet. Deshalb werden für diese Rotationsbewegung nicht gleiche Winkel, sondern ein Vergleich des Bewegungsumfanges herangezogen. Es wird dafür ähnlich vorgegangen, wie bei der lateralen Beugung und axialen Rotation, nur dass dieses Mal die sieben Winkel wie oben beschrieben jeweils für die native Simulation und mit Muskeln unabhängig voneinander bestimmt werden. Zu den ermittelten Winkeln werden ebenso wieder die dazugehörigen Zeitpunkte notiert.

An den notierten Zeitpunkten werden die Simulationen jeweils angehalten und zunächst die Kollision des Zylinders mit den Gelenkflächen gemessen (**Bild 4.22**). Anschließend kann dann auf das Volumen des Zylinders im Gelenkspalt zu dem jeweiligen Zeitpunkt zurückgerechnet werden. Neben dem Absolutvolumen sollen auch die Differenzen des Zylindervolumens im Gelenkspalt betrachtet werden. Dabei handelt es sich jeweils um die Differenz zwischen dem Absolutwert des Zylindervolumens im Spalt zu einem bestimmten Zeitpunkt und dem Absolutvolumen des Zylindervolumens im Spalt zu der Anfangsposition der jeweiligen Rotationsbewegung. Negative Werte spiegeln dann eine Abnahme des Volumens im Vergleich zum Absolutvolumen bei der Anfangsposition einer Rotationsbewegung dar. Positive Werte stehen für eine Zunahme des Zylindervolumens im Gelenkspalt.

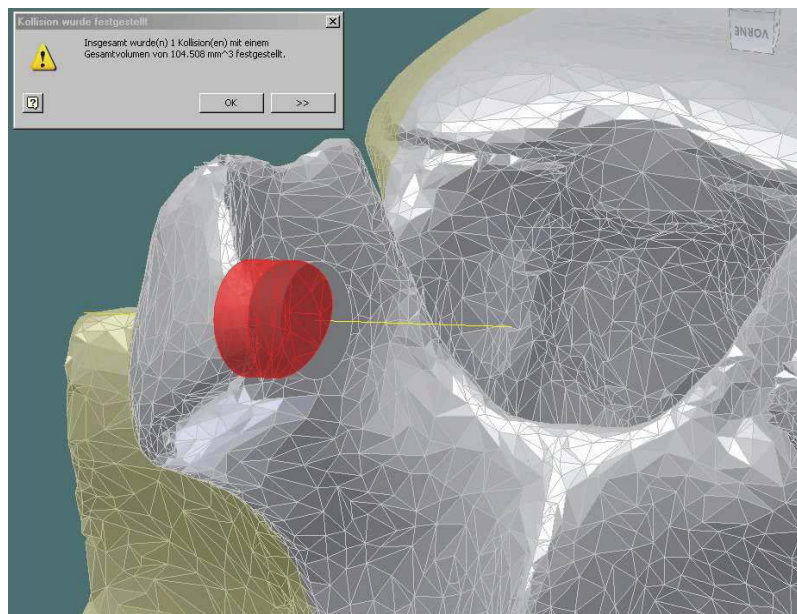


Bild 4.22 Berechnung der Kollision der Gelenkfläche des unteren Wirbels mit dem Zylinder. Ebenso wird für den oberen Wirbel vorgegangen. So kann durch Subtrahieren der beiden Kollisionen von dem Gesamtvolumen des Zylinders auf das Volumen des Zylinders im Gelenkspalt geschlossen werden. Diese Messungen werden für jedes Präparat bei jeder Rotationsbewegung an den sieben zuvor bestimmten Messzeitpunkten durchgeführt.

Die genaue Vorgehensweise für die Ausrichtung des Zylinders und Messung der Volumina kann der entsprechenden SOP entnommen werden (siehe **SOP 9**).

Zusätzlich werden in den Aufzeichnungen der kinematischen Daten die Translation in y-Richtung und die Rotation um die x-Achse der Anfangspositionen von den Bewegungen mit und ohne Muskelsimulation miteinander verglichen. Dafür wird jeweils die Differenz der Translation bzw. Rotation zwischen der Simulation mit und der Simulation ohne Muskeln gebildet. So kann beurteilt werden, ob es sich insgesamt um ein steifes oder flexibles Präparates handelt und kann dies mit den Ergebnissen der Volumenmessungen im Gelenkspalt abgleichen.

4.4.4 Untersuchung der Messgenauigkeit des Systems

In dieser Bachelorarbeit soll auch auf die Genauigkeit der Methode zur Untersuchung der Facettenartikulation eingegangen werden. Zum einen kommt es auf die Genauigkeit des Messsystems an, zum anderen wie präzise gearbeitet wird. Auch Faktoren wie z.B. die Auflösung der CT-Daten nehmen Einfluss auf die Genauigkeit.

Um einen Aspekt der Genauigkeit zu untersuchen, werden zwei unterschiedliche Methoden zur Bestimmung der Mittelpunkte der Marker miteinander verglichen.

Eine Vorgehensweise stellt die Methode mit der Software YaDiv dar, die zuvor in Kapitel 4.4.2 beschrieben wurde und zur Anwendung bei dieser Arbeit kommt. Eine andere Methode stellt die geometrische Ermittlung der Mittelpunkte der Marker dar. Dafür werden in Amira die Kugeln der Marker segmentiert, ebenfalls in das SAT-Format mit der Software Mesh To Solid konvertiert und anschließend in Inventor eingelesen. Zu der Ursprungsebene wird eine Arbeitsebene erzeugt und soweit parallel versetzt, dass sie den Marker tangential berührt. Dieser Versatz der Ebene wird notiert. Anschließend wird diese Prozedur erneut durchgeführt, allerdings so, dass die erzeugte Arbeitsebene den Marker tangential auf der gegenüberliegenden Seite berührt. Auch der Versatz dieser Ebene zu der Ursprungsebene wird notiert. Anhand der beiden notierten Ablenkungen zur Ursprungsebene kann die Position ermittelt werden, die eine Ebene einnimmt, die genau durch die Mitte des Markers verläuft (**Bild 4.23**). An dieser Stelle wird ebenfalls parallel zur Ursprungsebene eine Arbeitsebene erstellt. Dies wird für alle drei Ursprungsebenen durchgeführt. Dort wo sich die drei erzeugten Ebenen, die jeweils durch die Mitte des Markers verlaufen, schneiden, befindet sich der geometrisch ermittelte Mittelpunkt eines Markers. An dieser Schnittstelle wird ein Punkt erzeugt, der den Mittelpunkt repräsentiert.

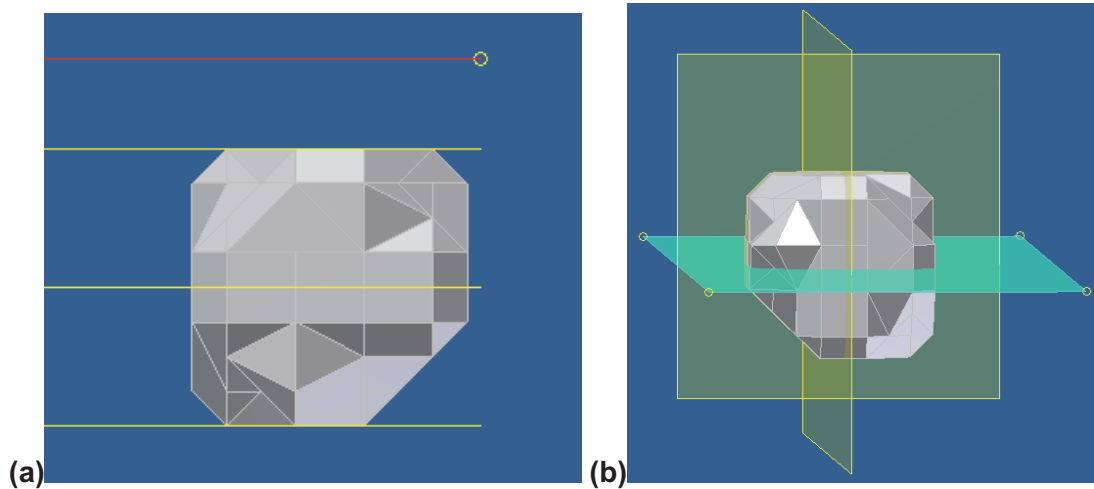


Bild 4.23 (a) Kugel mit den drei parallel verschobenen Arbeitsebenen (gelb) und der Ursprungsebene (rot), die als Referenz dient. Anhand der oberen und unteren gelben Linie wird die Position der mittleren Linie ermittelt und so die Mitte der Kugel bestimmt. (b) Kugel mit den drei erzeugten Ebenen, die jeweils durch die Mitte verlaufen. Der Schnittpunkt dieser drei Ebenen ist der geometrisch ermittelte Mittelpunkt der Kugel.

Um die Unterschiede in der Bestimmung der Markermittelpunkte miteinander vergleichen zu können, werden zusätzlich die in YaDiv ermittelten Mittelpunkte eingelesen. Anschließend kann der Abstand zwischen den geometrisch ermitteltem Punkt und den in YaDiv erzeugten Punkt eines Markers gemessen und so die Abweichung dieser beiden Punkte zueinander bestimmt werden.

5 Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse dieser Bachelorarbeit vorgestellt. Mit Fokus auf die Aufgabenstellung dieser Arbeit wird von der bisherigen Gliederung abgewichen und mit dem modellbasierten Teil begonnen, in dem die Kinematik der Facettengelenke untersucht wird. In einem zweiten Kapitel wird dann auf die in dem experimentellen Teil erzielten Resultate eingegangen.

5.1 Ergebnisse des modellbasierten Teils der Arbeit

In diesem Kapitel sollen die Ergebnisse des modellbasierten Teils dieser Bachelorarbeit und damit die Resultate der Untersuchung der Kinematik der Facettengelenke präsentiert werden.

5.1.1 Ergebnisse der Modellerstellung und Übertragung der kinematischen Daten

Anhand der hochauflösenden CT-Aufnahmen werden mit der Software Amira die Präparate am Computer rekonstruiert (**Bild 4.15**). Es werden dabei Modelle des oberen und unteren Wirbels eines Präparates erstellt. Nach einer Optimierung und Konvertierung der Modelle in das entsprechende Format können die Modelle in den Inventor eingelesen werden. Dort ist es möglich, die in den Experimenten ermittelten kinematischen Daten auf die Modelle zu übertragen, so dass eine Simulation der Flexion/Extension, der lateralen Beugung und der axialen Rotation mit und ohne Muskelsimulation durchgeführt werden kann. Die Simulationen dieser Rotationsbewegungen sind zur Veranschaulichung beispielhaft anhand eines Präparates als Videos festgehalten worden (siehe **Anhang H**).

Bei Betrachtung der Simulationen lassen sich die Bewegungen wie im Folgenden qualitativ beschreiben. Bei dem Vergleich der Simulationen mit Muskelsimulation und den nativen Messungen verhalten sich die Bewegungsabläufe der jeweiligen Rotationsbewegung gleich. Allerdings laufen die Bewegungen mit Muskelsimulation in einem kleineren Bewegungsumfang ab. Die Position der gegenüberliegenden Gelenkflächen zueinander verhält sich unterschiedlich. Bei den Simulationen mit Muskeln sind die Gelenkflächen des oberen Wirbels nach kaudal abgesenkt im Vergleich zu diesen Gelenkflächen ohne Berücksichtigung der Muskeln bei den Versuchen (**Bild 5.1**).

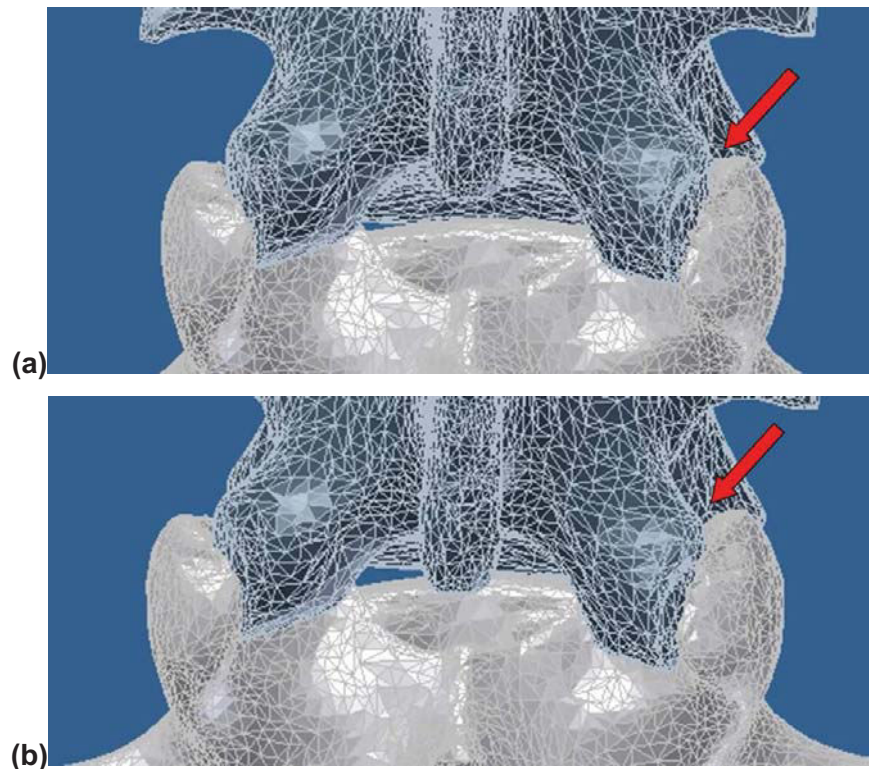


Bild 5.1 Vergleich der Stellung der Gelenkflächen zur Anfangsposition einer Flexion/Extension **(a)** nativ **(b)** mit Muskelsimulation. Zu erkennen ist, dass bei der Versuchsdurchführung mit Muskelsimulation die Gelenkflächen des oberen Wirbels weiter unten liegen als bei der nativen Versuchsdurchführung. Der obere Wirbel ist dunkelgrau, der untere ist hellgrau dargestellt.

Bei der Flexion und Extension findet eine Rotation der Wirbel um die Transversalachse statt. Eine Annäherung der gegenüberliegenden Gelenkflächen während dieser Bewegung ist nicht sichtbar. Es findet hauptsächlich eine Translation der Gelenkflächen des oberen Wirbels in kraniokaudaler Richtung statt. Auch eine Translation der Gelenkflächen nach anterior bzw. posterior ist leicht sichtbar.

In der lateralen Beugung nach links nähern sich die Gelenkflächen auf der linken Seite des Präparates an, so entfernen sie sich gleichzeitig auf der rechten Seite. Die sich gegenüberliegenden Gelenkflächen gleiten dabei in kraniokaudaler Richtung aneinander vorbei.

Bei der axialen Rotation ist eine gekoppelte Bewegung zu erkennen. Die Hauptbewegung ist eine Rotation um die kraniokaudale Achse. Diese wird begleitet von einer leichten Seitwärtsneigung nach links bzw. rechts. Nähern sich die Gelenkflächen auf einer Seite des Präparates an, so entfernen sie sich auf der anderen Seite. Durch die leichte Seitwärtsbewegungen bei der axialen Rotation gleiten die Gelenkflächen nicht nur auf der Transversalebene aneinander vorbei, sondern bewegen sich auch leicht nach kranial bzw. kaudal zueinander.

5.1.2 Ergebnisse der Untersuchung der Kinematik der Facettengelenke

Im Folgenden werden die Ergebnisse präsentiert, die sich bei der Untersuchung der Kinematik der Facettengelenke anhand der Simulationen ergeben haben.

Messung des Absolutvolumens des Zylinders innerhalb des Gelenkspaltes

Sowohl die größten wie auch die kleinsten Volumina des Zylinders im Gelenkspalt treten insgesamt während der lateralen Beugung auf. Das maximale Volumen wird bei der lateralen Beugung ohne Muskelsimulation bei dem auf der rechten Seite gelegenen Gelenk mit $89,3 \text{ mm}^3$ erreicht (**Tabelle A.7**). Das minimale Volumen weist das linke Gelenk mit $-1,5 \text{ mm}^3$ während der lateralen Beugung mit Muskelsimulation auf. Bei der axialen Rotation ist das Zylindervolumen im Gelenkspalt am größten bei der Durchführung ohne Muskelsimulation bei dem rechten Gelenk. Das Volumen beträgt dort $60,5 \text{ mm}^3$. Das kleinste liegt durchschnittlich bei $4,8 \text{ mm}^3$ und tritt am linken Gelenk während der Versuche mit Muskelsimulation auf. Ebenso verhält es sich bei der Flexion/Extension. Das größte Volumen ist auch auf der rechten Seite zu beobachten während der nativen Messungen. Es beträgt dort $50,1 \text{ mm}^3$ während es auf der linken Seite mit Muskelsimulation $18,6 \text{ mm}^3$ beträgt.

Bei der Flexion/Extension liegen die Messwerte einer Wirbelseite und Methode der Versuchsdurchführung jeweils annähernd auf einer Waagerechten und parallel zueinander. Die Volumina des rechten Gelenkes liegen immer über denen des linken Gelenkes (**Bild 5.2**). Das Zylindervolumen zwischen den Gelenkflächen ist bei voller Extension (AP bis MIN) insgesamt kleiner als bei voller Flexion (AP bis MAX).

Bei der lateralen Beugung verhält es sich anders. Die Messwerte einer Wirbelseite und Methode der Versuchsdurchführung liegen nicht mehr auf Waagerechten sondern steigen entweder stetig an bzw. fallen kontinuierlich ab. Dabei verhalten sich die Simulationen mit bzw. ohne Muskelsimulation analog zueinander, während die rechte Seite sich zur linken Seite gegenläufig verhält. Steigt das Volumen im Gelenkspalt auf der rechten Seite, so sinkt das Volumen auf der linken Seite (**Bild 5.2**). Bei maximaler Bewegung nach links ist das Zylindervolumen im Gelenkspalt auf der linken Seite am größten (AP bis MIN). Bei maximaler Bewegung nach rechts ist das Volumen entsprechend auf der rechten Seite am größten (AP bis MAX).

Die axiale Rotation verhält sich ähnlich der lateralen Beugung mit dem Unterschied, dass die Volumina sich in einem kleineren Rahmen bewegen und die linke und rechte Seite gegensätzlich verlaufen zu denen bei der lateralen Beugung (**Bild 5.3**). Bei der axialen Rotation ist sowohl bei einer Rotation nach rechts (AP bis MIN) wie auch nach links (AP bis MAX) das Zylindervolumen im Gelenkspalt auf der rechten Seite des Präparates am größten.

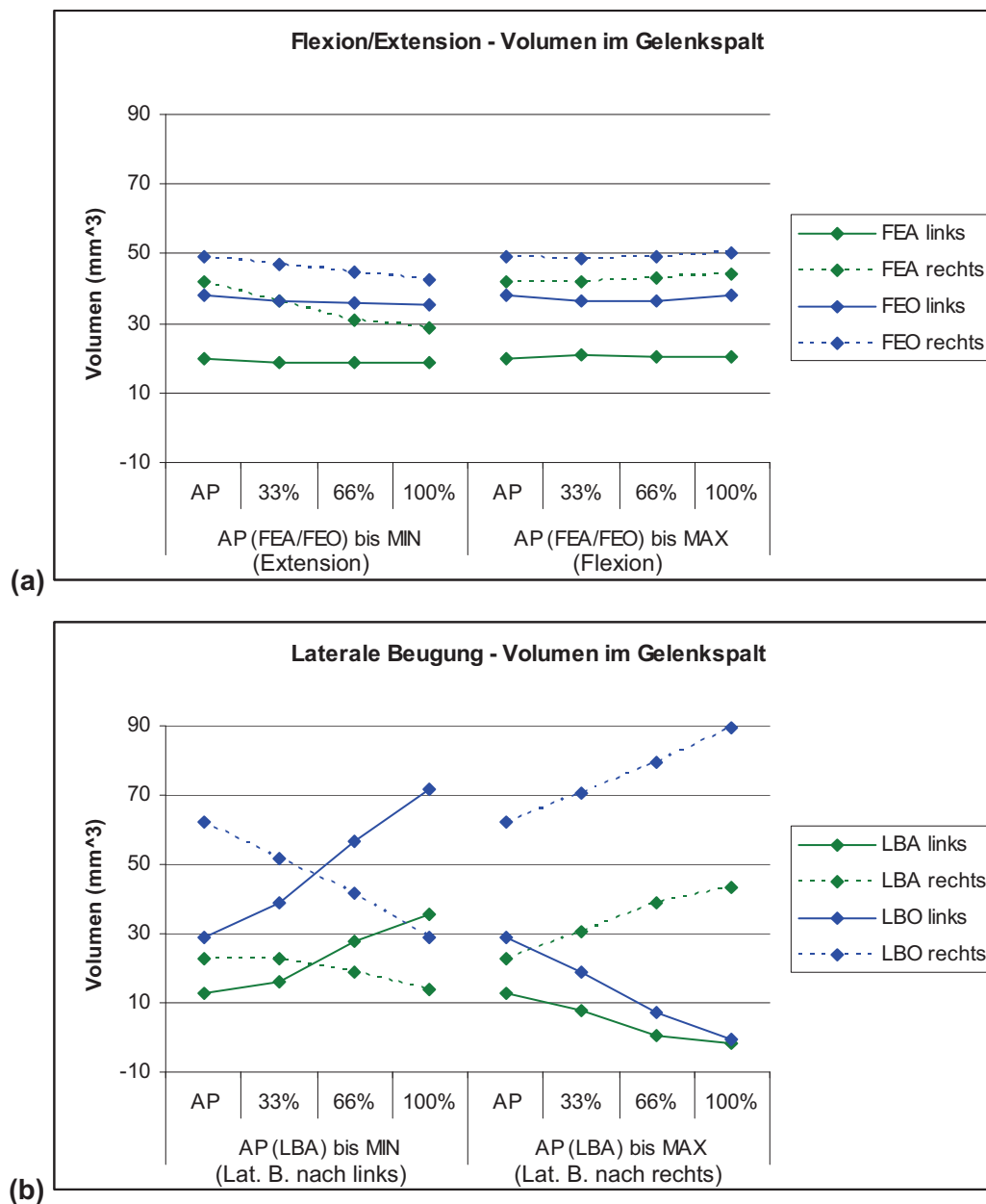


Bild 5.2 Diagramme zur Visualisierung des Absolutvolumens des Zylinders im Gelenkspalt während der Flexion/Extension **(a)**, der lateralen Beugung **(b)**. Aufgetragen werden die Volumina über den unter 4.4.3 bestimmten Messzeitpunkten. Die einzelnen Punkte wurden über Gerade miteinander verbunden, was nicht die Realität widerspiegeln muss, sondern es soll lediglich helfen, Tendenzen im Verlauf besser ausmachen zu können. Die gestrichelten Linien zeigen die Tendenzen des rechten Gelenkes, die durchgezogenen Linien die des linken Gelenkes. Die grünen Verläufe zeigen die Ergebnisse der Versuchsdurchführung mit Muskelsimulation, die blauen stehen für die Versuchsdurchführung ohne Muskelsimulation. AP steht für die Anfangs- und damit neutrale Position des Präparates.

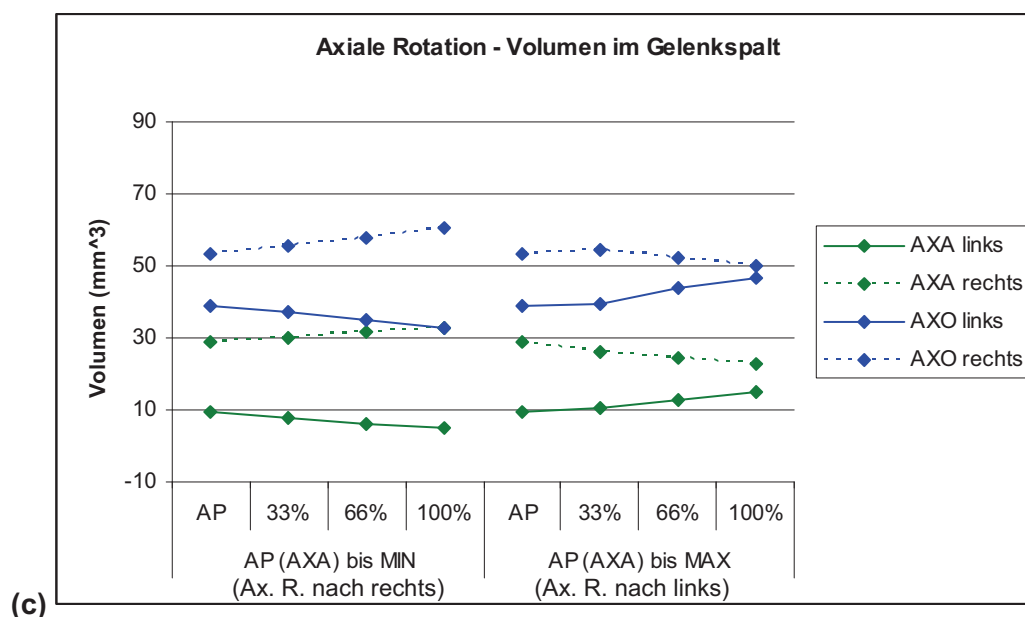


Bild 5.3 Diagramme zur Visualisierung des Absolutvolumens des Zylinders im Gelenkspalt während der axialen Rotation (c). Aufgetragen werden die Volumina über den unter 4.4.3 bestimmten Messzeitpunkten. Die einzelnen Punkte wurden über Gerade miteinander verbunden, was nicht die Realität widerspiegeln muss, sondern es soll lediglich helfen, Tendenzen im Verlauf erkennen zu können. Die gestrichelten Linien zeigen die Tendenzen des rechten Gelenkes, die durchgezogenen Linien die des linken Gelenkes. Die grünen Verläufe zeigen Ergebnisse der Versuchsdurchführung mit Muskelsimulation, die blauen die der nativen.

Messung der Volumenänderung des Zylinders innerhalb des Gelenkspaltes

Die größte Zunahme und Abnahme des Volumens insgesamt findet bei der lateralen Beugung bei der Versuchsdurchführung bei den nativen Messungen statt. Das Zylindervolumen im rechten Gelenkspalt nimmt durchschnittlich um $33,5 \text{ mm}^3$ (54,0 %) ab, während es auf der linken Seite um $42,6 \text{ mm}^3$ (147,4 %) zunimmt. Bei der Flexion/Extension nimmt das Zylindervolumen im Gelenkspalt während der Versuchsdurchführung mit Muskelsimulation mit $12,9 \text{ mm}^3$ (30,9 %) maximal ab (während der negativen ROM). Bei der positiven ROM befindet sich die größte Volumenzunahme mit $2,2 \text{ mm}^3$ (5,3 %). Die größten Volumendifferenzen zeigt das linke Gelenk bei der axialen Rotation ohne Muskelsimulation mit einer Volumenzunahme von $7,6 \text{ mm}^3$ (19,5 %) und einer Volumenabnahme von $6,3 \text{ mm}^3$ (16,2 %).

Bei Betrachtung der Verläufe in den dazugehörigen Diagrammen lässt sich bei der Flexion/Extension erkennen, dass eine Volumendifferenz bei den meisten Verläufen nur bei der Anfangsposition im Vergleich zu der Position nach 33 % der ROM zu erkennen ist. Danach findet bei fast allen Verläufen keine weitere Zu- oder Abnahme des Volumens statt, sondern das Zylindervolumen im Gelenkspalt bleibt anschließend nahezu konstant (**Bild 5.4**).

Bei der lateralen Beugung verhalten sich die linke und die rechte Seite gegenläufig. Nimmt die rechte Seite an Volumen zu, so nimmt gleichzeitig die linke Seite an Volumen ab. Dabei

sind bei den einzelnen Verläufen kontinuierliche Zunahmen und Abnahmen des Zylindervolumens erkennbar (**Bild 5.4**).

Die axiale Rotation verhält sich ähnlich der lateralen Beugung mit dem Unterschied, dass die Zu- und Abnahmen kleiner ausfallen und die linke und rechte Seite immer genau entgegengesetzt verlaufen zu denen der lateralen Beugung (**Bild 5.5**).

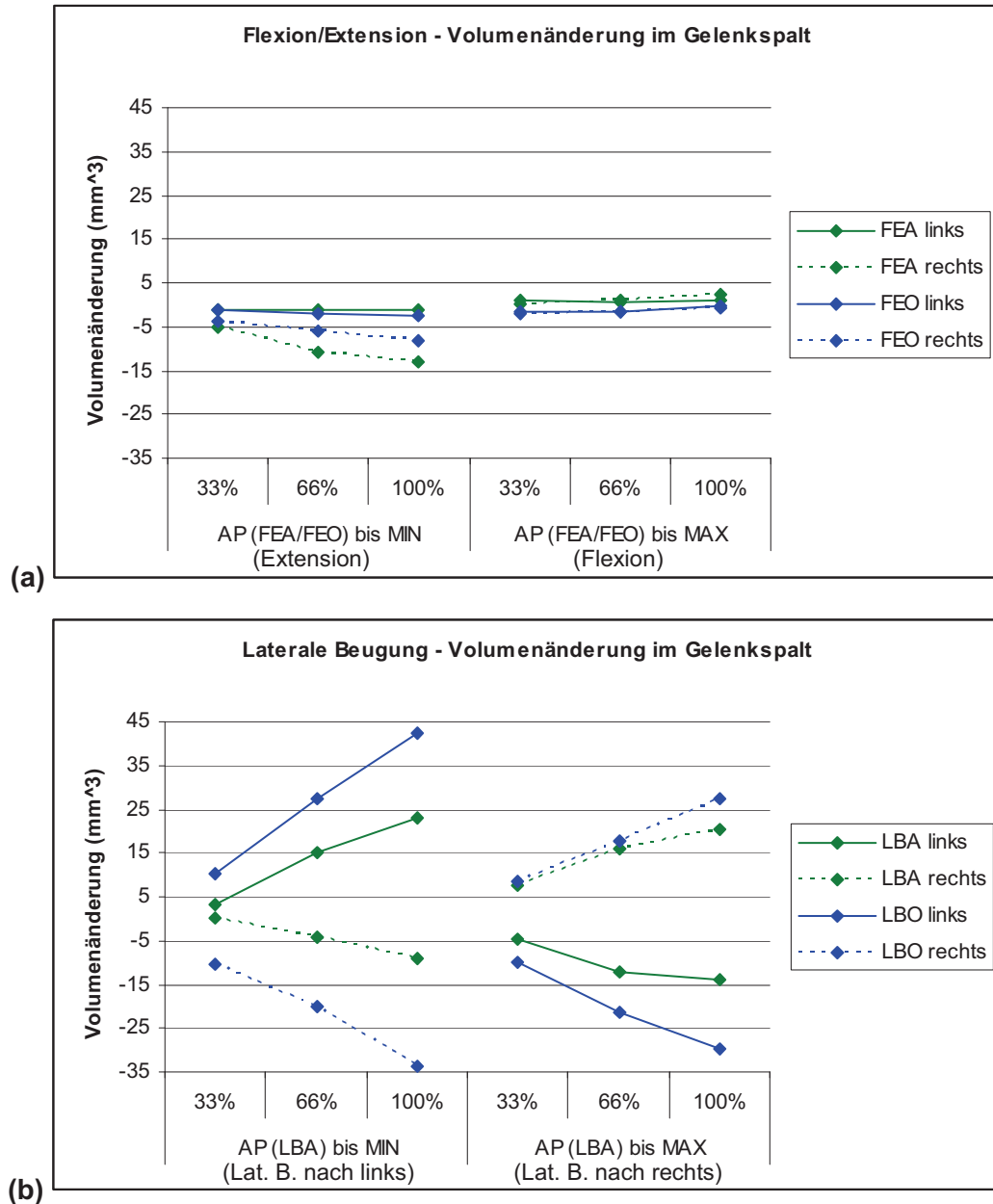


Bild 5.4 Diagramme zur Visualisierung der Volumendifferenz des Zylinders im Gelenk während Flexion/Extension (**a**) und lateraler Beugung (**b**). Aufgetragen werden die Volumendifferenzen. Die einzelnen Punkte wurden über Gerade miteinander verbunden, was nicht der Realität entspricht, sondern es soll lediglich helfen, Tendenzen im Verlauf erkennen zu können. Die gestrichelten Linien zeigen die Tendenzen des rechten, die durchgezogenen Linien die des linken Gelenkes. Die grünen Verläufe zeigen Ergebnisse der Versuchsdurchführung mit Muskelsimulation, die blauen die der nativen.

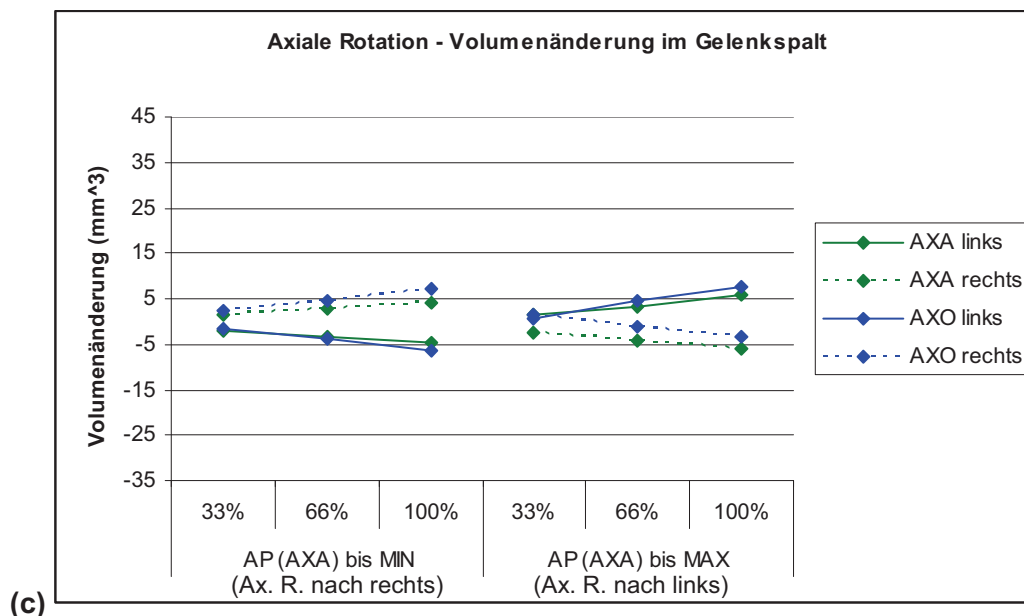


Bild 5.5 Diagramme zur Visualisierung der Volumendifferenz des Zylinders im Gelenkspalt während der axialen Rotation (c). Aufgetragen werden die Volumendifferenzen über den unter 4.4.3 bestimmten Messzeitpunkten. Die einzelnen Punkte wurden über Gerade miteinander verbunden, was nicht die Realität widerspiegeln muss, sondern es soll lediglich helfen, Tendenzen im Verlauf besser ausmachen zu können. Die gestrichelten Linien zeigen die Tendenzen des rechten Gelenkes, die durchgezogenen Linien die des linken Gelenkes. Die grünen Verläufe zeigen die Ergebnisse der Versuchsdurchführung mit Muskelsimulation, die blauen stehen für die Versuchsdurchführung ohne Muskelsimulation.

Differenz der Startpunkte von Rotationsbewegungen (Translation und Rotation) mit und ohne Muskelsimulation

Die größte Differenz in der Translation wie auch für die Rotation weist Präparat 6 mit 2,53 mm für den Betrag der Translation, 2,53 mm für die Translation in y-Richtung und 4,00 ° für die Rotation um die x-Achse auf (Tabelle 5.1) (Bild 5.6). Die kleinste Differenz bei den Translationen zeigt Präparat 5 mit -0,31 mm für den Betrag und -0,29 mm für die Translation in y-Richtung. Die kleinste Rotation weist Präparat 2 auf mit -1,80 °.

Präparatnr.	Differenz des Betrages der Translationen (mm)	Differenz der Translation in y-Richtung (kraniokaudal) (mm)	Differenz der Rotation um die x-Achse (Flexion/Extension) (°)
P1	1,44	1,48	-3,99
P2	0,55	0,49	-1,80
P3	1,06	1,11	-2,20
P4	0,42	0,41	-2,47
P5	-0,31	-0,29	-2,42
P6	2,53	2,53	-4,00
P7	1,44	1,45	-3,18
P8	0,67	0,84	-3,25

Tabelle 5.1 Übersicht der Differenzen von dem Betrag der Translationen, der Translation in y-Richtung und der Rotation um die x-Achse. Die Angaben für die Translationen sind in Millimeter, die für die Rotationen in Grad. Von den drei Rotationsbewegungen wurde jeweils der arithmetische Mittelwert gebildet. Die Differenz bildet sich jeweils aus der Anfangsposition einer Rotationsbewegung mit Muskelsimulation, von der die Anfangsposition der Rotationsbewegung ohne Muskelsimulation abgezogen wird.

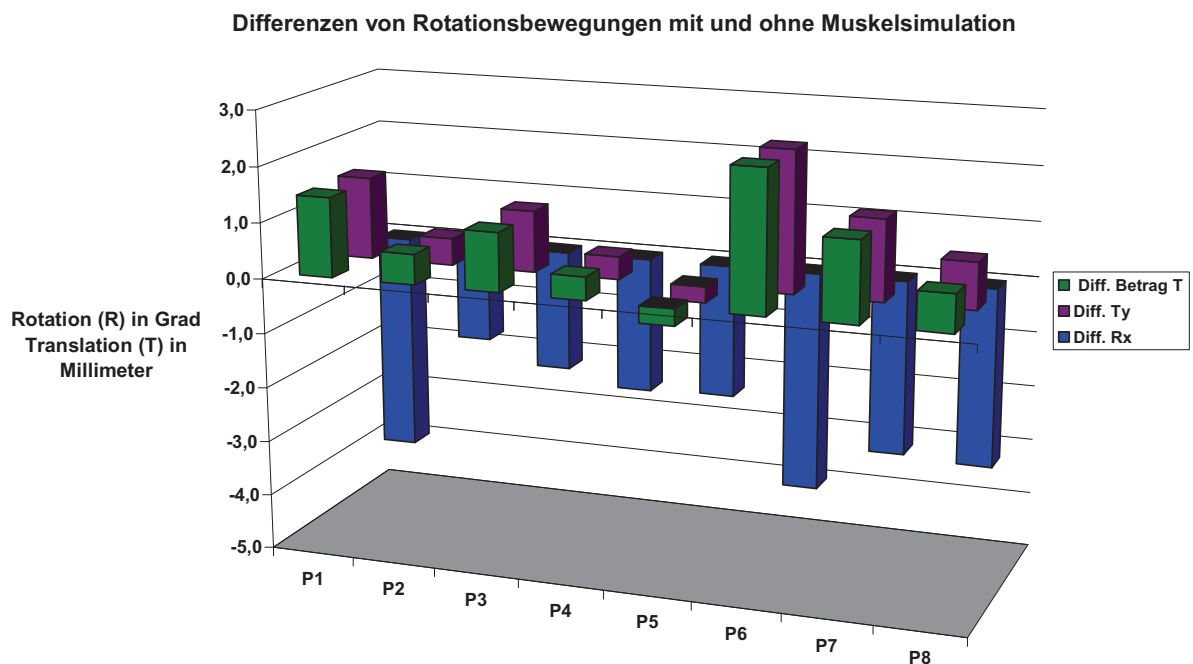


Bild 5.6 Darstellung der Differenzen von den drei Rotationsbewegungen, wobei jeweils die Anfangsposition der Rotationsbewegung ohne Muskelsimulation von der mit Muskelsimulation abgezogen wurde. Die Rotationsbewegungen wurden anschließend für jedes Präparat gemittelt.

5.1.3 Ergebnisse der Untersuchung der Messgenauigkeit

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse zur Untersuchung der Messgenauigkeit behandelt. Dabei werden zunächst die in einer Voruntersuchung ermittelten Resultate zur Prüfung der Genauigkeit des neu konstruierten Aufsatzes für die Linearprobe vorgestellt. Anschließend werden die Ergebnisse präsentiert, die bei dem Vergleich der Methoden zur Mittelpunktbestimmung der Marker entstanden sind.

Ergebnisse zur Genauigkeit des neu konstruierten Aufsatzes der Linearprobe

In einer Voruntersuchung sollte geprüft werden, ob das Lösen der Abtastspitze von der Linearprobe nach Erstellen einer Datei zur Charakterisierung des Tools die Messergebnisse nach erneutem Befestigen beeinflusst. Dafür wurden zunächst zehn Messungen nach Erstellen der Charakterisierung des Tools ohne zwischenzeitliches Lösen des Aufsatzes durchgeführt (**Tabelle 5.2a**). Anschließend wurden erneut zehn Messungen durchgeführt, wobei davor der Aufsatz einmal gelöst und wieder fixiert wurde (**Tabelle 5.2b**).

(a)

Tx (mm)	-0,01	± 0,02
Ty (mm)	0,00	± 0,01
Tz (mm)	0,06	± 0,04
3D RMS Error (mm)	0,33	± 0,03
Mean Error (mm)	0,29	± 0,03
Max 3D Error (mm)	0,90	± 0,06

(b)

Tx (mm)	-0,01	± 0,01
Ty (mm)	0,01	± 0,01
Tz (mm)	0,04	± 0,10
3D RMS Error (mm)	0,35	± 0,02
Mean Error (mm)	0,31	± 0,02
Max 3D Error (mm)	0,92	± 0,08

Tabelle 5.2 (a) Messergebnisse des Pivoting nach Charakterisierung des Tools ohne zwischenzeitliches Lösen der Abtastspitze. **(b)** Messergebnisse des Pivoting nach Lösen der Spitze und erneutem Befestigen. Von zehn Messungen ist jeweils der Mittelwert und die Standardabweichung gebildet worden. 3D RMS Error entspricht dem Fehler des Positionssensors während Max 3D Error dem Fehler des Tools angibt.

Ergebnisse des Vergleichs der Methoden zur Bestimmung des Markermittelpunktes

In diesem Abschnitt sollen die Resultate des Vergleichs der Methoden zur Bestimmung des Mittelpunktes der Marker vorgestellt werden (**Tabelle 5.3**). Bei der einen Methode handelt es sich um die Ermittlung des Mittelpunktes mit Hilfe der Software YaDiv. Die andere Methode stellt die geometrische Bestimmung der Mittelpunkte dar wie unter 4.4.4 beschrieben. Es wurde untersucht, um wie viel Millimeter die unterschiedlich ermittelten Mittelpunkte auseinander liegen.

Abstand der Mittelpunkte zwischen YaDiv/Geometrisch (mm)

	Landmarke 1	Landmarke 2	Landmarke 3	Landmarke 4	
Mittelwert Wirbel oben	0,36	0,40	0,26	0,40	
Mittelwert Wirbel unten	0,38	0,31	0,46	0,45	
Mittelwert gesamt					0,39

Tabelle 5.3 Tabelle mit Auflistung der Abstände zwischen den geometrisch ermittelten Mittelpunkten und den Mittelpunkten, die mit der Software YaDiv bestimmt wurden. Es ist jeweils der arithmetische Mittelwert der acht Präparate angegeben sowie der gesamte Mittelwert.

Die geringste Abweichung ist im Mittel mit 0,26 mm bei der Landmarke P3 des oberen Wirbels zu erkennen. Die größte Abweichung zeigt sich im Mittel mit 0,46 mm ebenfalls bei der Landmarke 3, allerdings bei dem unteren Wirbel. Der arithmetische Mittelwert gesamt der Abweichung der unterschiedlich bestimmten Mittelpunkte liegt bei 0,39 mm.

Bei dem Versatz der Mittelpunkte ist keine eindeutige Tendenz einer bestimmten Verschiebungsrichtung erkennbar.

5.2 Ergebnisse des experimentellen Teils der Arbeit

Es wurden acht Wirbelsäulenpräparate während drei verschiedenen Rotationsbewegungen nativ und mit Simulation von Muskelkräften getestet. Anhand der aufgezeichneten Werte wurde für jedes Präparat die Range of Motion ermittelt (siehe **Anhang E**), sowohl für die ungeglätteten Messwerte wie auch für die geglätteten Werte. Anschließend wurde für die acht Präparate der arithmetische Mittelwert gebildet (**Bild 5.7**).

Bei den ungeglätteten Werten ergeben sich für die ROM in der Flexion und Extension ohne Muskelsimulation 5,64 ° und mit Muskelsimulation 2,56 ° (**Tabelle 5.4**). Die laterale Beugung ohne Muskelsimulation ergibt eine ROM von 14,98 °, mit Muskelsimulation ergibt sich eine ROM von 9,75 °. Die ROM in axialer Rotation beträgt 2,98 ° ohne Muskelsimulation bzw. 1,03 ° mit Simulation von Muskeln.

(a) Range of Motion - ungeglättete Werte (deg)			
	Flexion/Extension	Laterale Beugung	Axiale Rotation
nativ	5,64±1,28	14,98±2,18	2,98±0,71
mit Muskelsimulation	2,56±0,57	9,75±1,85	1,03±0,19

(b) Range of Motion - geglättete Werte (deg)			
	Flexion/Extension	Laterale Beugung	Axiale Rotation
nativ	5,15±1,07	14,40±2,12	2,75±0,67
mit Muskelsimulation	2,42±0,56	9,26±1,78	0,78±0,19

Tabelle 5.4 Range of Motion der acht getesteten Präparate bei Durchführung der drei Rotationsbewegungen mit und ohne Muskelsimulation **(a)** ohne Glättung der Messwerte und **(b)** mit Glättung. Angegeben ist immer der Mittelwert zusammen mit der Standardabweichung.

Die in Origin durch einen FFT-Filter geglätteten Werte ergeben für die native Messung der Flexion/Extension eine ROM von 5,15 ° bzw. 2,42 ° mit Muskelsimulation. Die laterale Beugung hat eine ROM von 14,40 ° ohne und 9,26 ° mit Simulation der Muskeln. Die axiale Rotation umfasst eine ROM von 2,75 ° ohne Muskelsimulation und mit Muskeln 0,78 (**Tabelle 5.4**).

Im Durchschnitt sind die Werte der ROM von den geglätteten Werten um 0,36 ° geringer als die Werte der ROM von den ungeglätteten Messwerten.

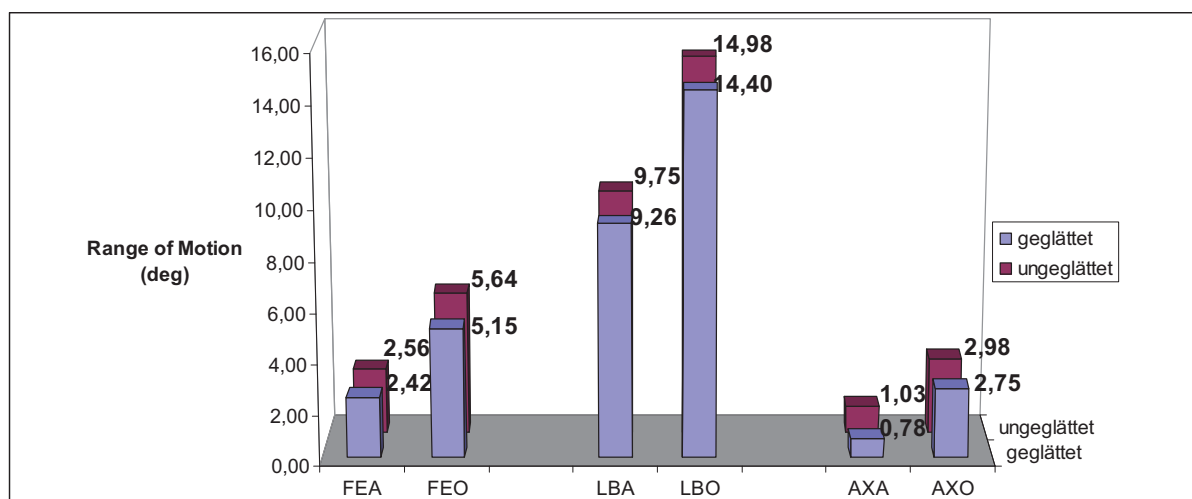


Bild 5.7 Balkendiagramm zur Darstellung der ROM. Zu sehen sind die Mittelwerte der acht getesteten Präparate während der Flexion/Extension mit Muskelsimulation (FEA), Flexion/Extension ohne Muskelsimulation (FEO), lateralen Beugung mit Muskelsimulation (LBA), lateralen Beugung ohne Muskelsimulation (LBO), axiale Rotation mit Muskelsimulation (AXA) und ohne Muskelsimulation (AXO). In der vorderen Reihe (grau) sind die geglätteten Werte zu sehen. Die ungeglätteten Werte sind in der hinteren Reihe dargestellt (dunkelblau).

6 Diskussion

In diesem Kapitel sollen die in Kapitel 5 vorgestellten Ergebnisse diskutiert werden. Dabei wird wie auch zuvor bei den Ergebnissen mit Fokus auf den Kern dieser Arbeit zunächst auf den modellbasierten Teil dieser Arbeit eingegangen. Anschließend werden die Experimente und die Voruntersuchungen dieser Bachelorarbeit behandelt.

6.1 Diskussion des modellbasierten Teils dieser Arbeit

Anhand von hochauflösenden CT-Aufnahmen konnten am Computer Rekonstruktionen der acht Präparate erstellt werden. Diese wurden mit Hilfe der experimentell ermittelten kinematischen Daten angetrieben, so dass die in den Versuchen durchgeführten Rotationsbewegungen simuliert werden konnten. Für das Präparat 6 ist eine Berechnung der Mittelpunkte der Marker mit dem Programm YaDiv nicht möglich gewesen, so dass dieses Präparat nicht für die weitere Bearbeitung und Auswertung mit einbezogen werden konnte. Die Genauigkeit der Registrierung dieser Daten auf die Modelle hängt von verschiedenen Faktoren ab. Zum einen spielt die Messgenauigkeit des optoelektrischen Messsystems eine Rolle. Diese beträgt im Schnitt eine Genauigkeit von 0,35 mm RMS [WIL04]. Diese ist doppelt gewichtet, da das Messsystem Verwendung findet um die Landmarken abzutasten und für die Aufzeichnung der kinematischen Daten. Ein anderer Faktor, der die Genauigkeit der Übertragung der Daten auf das Modell beeinflusst, ist die Auflösung der CT-Daten von $0,400391 \times 0,400391 \times 0,4$ mm. Die Auflösung der CT-Daten beeinflusst die Rekonstruktion der Marker und damit die Bestimmung derer Mittelpunkte. Es wurden die Mittelpunkte der Marker auf zwei unterschiedliche Arten bestimmt und anschließend die Position der Mittelpunkte miteinander verglichen (siehe 4.4.4). Dabei hat sich herausgestellt, dass die Mittelpunkte durchschnittlich um 0,39 mm versetzt zueinander sind ohne eine eindeutige Tendenz in welche Richtung diese Verschiebung sich bewegt. Bei Addition dieser Faktoren kann es zu einem Fehler bei der Bestimmung des Mittelpunktes von 1,09 mm kommen. Die daraus resultierende Rotation des Wirbels kann dadurch maximal $1,06^\circ$ betragen (**Bild 6.1**).

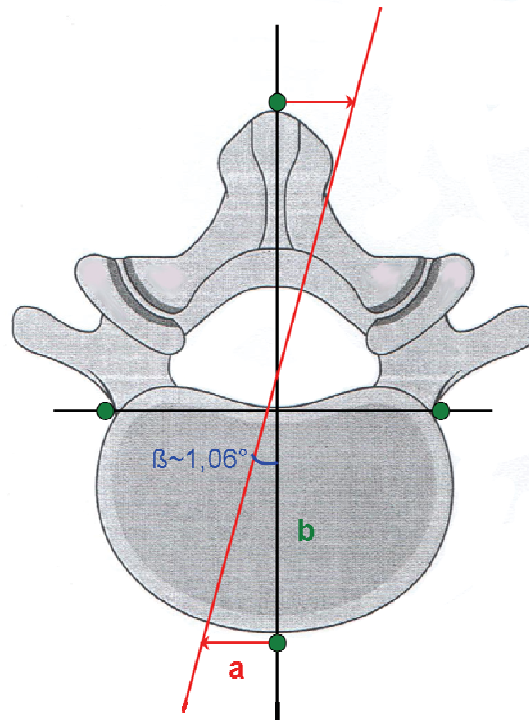


Bild 6.1 Transversalschnitt durch einen humanen Lendenwirbel zur Veranschaulichung der Auswirkung der Ungenauigkeiten innerhalb des Systems. Die schwarzen Linien zeigen die optimale Position der Verbindungslinien zwischen den Landmarken. Einfluss auf die Verschiebung des Mittelpunktes haben die Messgenauigkeit von Polaris und die Genauigkeit bei der Rekonstruktion der Mittelpunkte der Marker. *a* zeigt die dadurch zustande kommende Verschiebung, *b* den halben Abstand zwischen den Landmarken P1 und P2, der zuvor ermittelt und über die acht Präparate gemittelt wurde. β ist der Winkel der Rotation, der durch die Verschiebung der Mittelpunkte resultieren würde. Modifiziert nach [LUM06].

Die durch die Messungenauigkeit auftretende Rotation der Wirbel kann eine Erklärung sein, warum es während der Simulation zu Überschneidungen der Gelenkflächen kommt. Bei Betrachtung der Ergebnisse der Messungen des Absolutvolumens des Zylinders im Gelenkspalt ist auffällig, dass dort auch negative Werte auftreten (**Bild 5.2, Bild 5.3**). Diese sind auf eine Überkreuzung der Gelenkflächen während der Bewegung zurückzuführen, die sich teilweise durch die zuvor beschriebenen Messungenauigkeiten erklären lassen. Eine andere mögliche Ursache ist, dass für die Simulation die Verformung der Gelenkflächen bei Kontakt nicht mit einbezogen wurde. Die Modelle wurden einfach als Starrkörper angenommen, die keine Verformung zulassen. Dies entspricht nicht der Realität, da die Gelenkflächen von einer dünnen Knorpelschicht überzogen sind. Für eine realitätsgetreuere Darstellung müssten Materialeigenschaften mit einbezogen werden, die eine Verformung zulassen würden. Dies könnte eine Überschneidung der Gelenkflächen während der Simulationen eventuell reduzieren.

Die Ergebnisse zur Auswertung der Kinematik zeigen, dass die Volumina für die Versuche mit Muskelsimulation stets unter denen ohne Muskelsimulation liegen. Auf die Volumenänderung im Gelenkspalt nimmt die Simulation von Muskeln dagegen kaum

Einfluss. Auch direkt bei den Simulationen ist sichtbar, dass die Gelenkflächen des oberen Wirbels bei den Bewegungen mit Muskelsimulation abgesenkt sind bei einem Vergleich zu den nativen Bewegungen, wodurch sich die gegenüberliegenden Gelenkflächen automatisch einander annähern (**Bild 5.1**). Die Absenkung der Gelenkflächen geht auch aus den Untersuchungen zur Differenz der Startpunkte von den Rotationsbewegungen unter 5.1.2 hervor. Die Translation weist meist positive Werte auf, während die der Rotationen negativ sind. Dies bedeutet, dass sich die Wirbel im Bereich der Bandscheibe voneinander entfernen, im Bereich der Facettengelenke und des Dornfortsatzes durch die Rotation allerdings annähern bei den Versuchen mit Muskelsimulation im Vergleich zu den nativen Versuchen. Dadurch, dass die Volumenmessung des Zylinders im Gelenkspalt bei den Versuchen mit Muskelsimulation eindeutig abweichende Ergebnisse liefert als bei den nativen Versuchen, ist daraus zu schließen, dass die Simulation der Muskeln die Auswertung der Kinematik der Facettengelenke beeinflusst und es deswegen wichtig ist, die Muskeln bei den Versuchen mit zu berücksichtigen.

Beim Vergleich der Flexion/Extension mit der lateralen Beugung und der axialen Rotation ist auffällig, dass sich die Volumina im Gelenkspalt bei der Flexion/Extension kaum ändern, während sie bei der lateralen Beugung und der axialen Rotation stets zu- bzw. abnehmen (**Bild 5.2, Bild 5.3**). Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Gelenkflächen annähernd nach der Sagittalebene ausgerichtet sind und sich bei der Flexion/Extension innerhalb dieser Ebene bewegen. Auf diese Weise kommt es dazu, dass sich die Gelenkflächen bei dieser Rotationsbewegung nur geringfügig im Vergleich zu den Abständen während der anderen beiden Rotationsbewegungen annähern.

Bei einer Studie von *Cook et al.* wurde ebenfalls die Facettenartikulation untersucht [COO10]. Dort wurde ausschließlich die Flexion/Extension betrachtet und die Abstände der Gelenkflächen zueinander farblich visualisiert. Dies hat den Vorteil, dass die unterschiedlichen Abstände zwischen zwei Gelenkflächen besser differenzierbar und die Abstände gut quantitativ zu beurteilen sind. Ein Ergebnis der Studie von *Cook et al.* ist gewesen, dass der Facettenkontakt bei voller Extension größer ist als bei voller Flexion. Dies geht auch aus dieser Bachelorarbeit hervor, da das Zylindervolumen bei voller Extension kleiner ist als bei voller Flexion. Allerdings sollten die Ergebnisse dieser Arbeit nur qualitativ betrachtet werden, da das Zylindervolumen nicht das gesamte Volumen im Gelenkspalt widerspiegelt, sondern nur einen Teil davon. Auch aufgrund der Messungenauigkeiten sollten die Ergebnisse nur qualitativ betrachtet werden. Beim Vergleich der Genauigkeiten mit denen von *Cook et al.*, so lassen sich Gemeinsamkeiten feststellen. Die Mittelpunkte der Landmarken konnten mit einer Genauigkeit von 0,4 mm RMS ermittelt werden, was ähnlich der Genauigkeit in dieser Arbeit ist. Die Kinematik wurde mit dem Optotrak 3020 motion capture system (Optotrak, Northern Digital Instruments, Waterloo, ON, Canada) mit einer

Genauigkeit von 0,1 mm aufgenommen. Die Auflösung der CT-Aufnahmen betrug 0,625x0,27x0,27 mm. Für jeden Wirbel wurde eine durchschnittliche Unsicherheit von 1,69 mm angenommen. Da sich der Spalt der zu untersuchenden Gelenke auch nur je nach Bewegungsstand im Millimeterbereich befindet, so sind die Messunsicherheiten sowohl bei der Studie von *Cook et al.* wie auch bei dieser Arbeit verhältnismäßig groß, so dass dies in jedem Fall noch verbessert werden sollte.

6.2 Diskussion des experimentellen Teils dieser Arbeit

Bei der Lieferung der Wirbelsäulen zur Präparation der einzelnen Segmente sind einige Facettengelenke beschädigt und teilweise die Gelenkkapseln nicht mehr intakt gewesen (siehe **Anhang A**). Aus diesem Grunde ist es nicht möglich gewesen für jedes Präparat das gleiche Bewegungssegment zu wählen. Da im Lendenwirbelsäulenbereich die Stellung der Facettengelenke je nach Segment variiert (**Bild 2.11**), hat dies Auswirkungen auf die Kinematik der einzelnen Präparate. Bei sechs von acht Präparaten waren dennoch die Facettengelenke während der Versuche nicht vollständig intakt. Dies kann sich ebenfalls auf die Kinematik auswirken.

Die Marker zum Abtasten der Landmarken konnten gut fixiert werden, so dass davon ausgegangen werden kann, dass sie ihre Position während der Versuche und der Aufnahme der CT-Aufnahme nicht verändert haben. Allerdings kam es teilweise zu Problemen beim Abtasten der Landmarke P4. Bei diesem Marker war es schwierig, die Linearprobe so zu halten, dass sie von dem Kamerabalken erkannt wird. Dies war besonders auffällig bei Präparat 2 und Präparat 3. Dadurch kann es sein, dass die Linearprobe mit ihrem Aufsatz nicht optimal die Aluminiumkugel gefasst hat. Dies würde wiederum zu Messfehlern führen, die sich in der Registrierung der kinematischen Daten auf die am Computer rekonstruierten Modelle niederschlagen würde. Das Polaris System misst mit einer Genauigkeit von 0,35 mm RMS [WIL04]. Dies ist allerdings nur ein Mittelwert, so dass einzelne Ausnahmen durchaus größere Abweichungen aufweisen können. Dies ist unter anderem darauf zurückzuführen, dass beim Abtasten der Winkel der Linearprobe zum Kamerabalken größer ist als die vorgesehenen 30 °, die durch das Pivoting in der Rom-Datei festgelegt sind. Durch erneute Ausrichtung des Kamerabalkens zum Abtasten der einzelnen Punkte könnte dieses Problem reduziert werden. Zum Zeitpunkt der Durchführung der Versuche war es in dem Programm OrthoVIEW so eingerichtet, dass bei jedem Abtasten einer Landmarke nur ein einzelner Wert erfasst wird. So können größere Abweichungen eines Messwertes durchaus zur Geltung kommen und zu Ungenauigkeiten bei der Registrierung der kinematischen Daten auf die Modelle führen. Inzwischen ist das Programm im LBB geändert worden, so dass zur Erfassung einer Landmarke mehrere Messwerte aufgenommen und gemittelt werden. So können jetzt größere Abweichungen einzelner Messwerte besser ausgeglichen

werden. Da dies zum Zeitpunkt der Versuche allerdings noch nicht möglich gewesen ist, muss dies für die Auswertung berücksichtigt werden.

Ein weiterer zu berücksichtigender Aspekt ist, dass die Messungenauigkeiten bei der lateralen Beugung und die der axialen Rotation größer sind, als die bei der Flexion und Extension. Dies ist auf die Anbringung der Tools an der Prüfvorrichtung zurückzuführen. Die Tools sind lateral von dem Präparat angebracht und von der Ausrichtung an der Sagittalebene des Präparates orientiert. Während der Flexion/Extension bewegt sich das Präparat nur entlang der Sagittalebene, so dass die Tools sich bei dieser Bewegung nur in dieser einen Ebene aufhalten. Der Kamerabalken steht ebenfalls lateral zum Präparat und frontal zu den beiden Tools. Bei den anderen beiden Rotationsbewegungen ist dies nicht der Fall und das Tool bewegt sich nicht nur in dieser einen Ebene. Dadurch ist das Tool während der Ausführung dieser Bewegungen nicht kontinuierlich frontal zum Kamerabalken ausgerichtet und so können die Tools nicht mehr optimal erfasst werden. Für eine Verbesserung müssten während der lateralen Beugung die Tools entlang der Frontalebene ausgerichtet und der Kamerabalken ebenfalls anterior zum Präparat platziert werden. Während der axialen Rotation müssten die Tools entlang der Transversalebene ausgerichtet werden und Kamerabalken die Bewegungen von kranial aufnehmen. Da dies für diese Versuche nicht durchführbar gewesen ist, konnte beobachtet werden, dass das Rauschen in den Messwerten bei der lateralen Beugung und der axialen Rotation ungefähr um das fünffache größer gewesen ist, als das der Flexion/Extension.

Es konnten für alle acht Präparate die drei Rotationsbewegungen nativ und mit Muskelsimulation aufgezeichnet werden. Bei Betrachtung der Ergebnisse des experimentellen Teils lassen sich im Durchschnitt für die Flexion/Extension eine ROM von $5,15^\circ$, für die laterale Beugung von $14,4^\circ$ und für die axiale Rotation von $2,75^\circ$ feststellen. Mit Muskelsimulation nimmt die ROM ab. Bei der Flexion/Extension beträgt sie nun $2,42^\circ$; bei der lateralen Beugung $9,26^\circ$ und bei der axialen Rotation $0,78^\circ$. Bei der Flexion/Extension nimmt die ROM im Vergleich zu den nativen Messungen um 54 %, bei der lateralen Beugung um 36 % und bei der axialen Rotation um 72 % ab. Die Simulation der Muskelkräfte hat somit den größten Einfluss auf die axiale Rotation. Beim Vergleich dieser Werte mit anderen Werten aus der Literatur ist die ROM bei der Flexion/Extension und besonders bei der lateralen Beugung bei diesen Versuchen wesentlich größer. Die laterale Beugung weist mehr als doppelt so große Werte auf. In der Studie von *Welke* liegen die Werte für die ROM bei der lateralen Beugung vergleichsweise bei $6,91^\circ$ nativ und $4,51^\circ$ mit Muskelsimulation [WEL08]. Dies lässt darauf schließen, dass es sich bei den Präparaten dieser Arbeit um verhältnismäßig bewegliche Exemplare handelt. Auch bei der Studie von *Welke* wie auch bei der Studie von *Wilke et al.* hat die Simulation der Muskelkräfte den größten Einfluss auf die axiale Rotation genommen [WIL96a].

6.3 Diskussion der Voruntersuchungen

Für die Linearprobe des Polaris Systems ist von den zentralen Forschungswerkstätten ein Aufsatz zur Abtastung von Kugeln konstruiert worden. Dieser Aufsatz musste zunächst für das Messsystem charakterisiert werden. Da es sich um einen Aufsatz handelt, der zum Aufstecken und Festschrauben auf die eigentliche Linearprobe vorgesehen ist, sollte geprüft werden, ob die Genauigkeit mit der zuvor erstellten Charakterisierung des neu konstruierten Aufsatzes nach dem Lösen und erneutem Befestigen noch gewährleistet ist.

Beim Vergleich der Ergebnisse (**Tabelle 5.2**), die sich aus den ersten zehn Messungen ergeben, mit denen der letzten zehn Messungen (nach Lösen und Wiederbefestigen des Aufsatzes), lässt sich erkennen, dass die Werte für den Offset der Abtastspitze beide jeweils im Bereich von hundertstel Millimeter liegen. Bei Tz ist der Offset der zweiten zehn Messungen sogar kleiner als der der ersten zehn Messungen. Zudem befinden sich die Messwerte des Offsets in einem wesentlich kleineren Bereich als die Messgenauigkeit des Systems mit einem RMS von 0,35 mm. Dies spricht dafür, dass auch nach dem Lösen der Spitze und Wiederverwenden der Rom-Datei die Genauigkeit bei der Bestimmung der Abtastspitze und damit bei der Bestimmung des Mittelpunktes der Kugel immer noch gegeben ist. Nach dem Lösen der Spitze muss demnach nicht erneut eine Rom-Datei zur Charakterisierung des Tools erzeugt werden, sondern es kann mit der zuvor erstellten Rom-Datei weitergearbeitet werden. Für den experimentellen Teil dieser Arbeit kann aus diesem Grunde diese Charakterisierung bzw. ROM-Datei verwendet werden und wird im LBB in die für die Experimente verwendete Messsoftware OrthoVIEW 1.2 integriert, so dass dieses Tool für die Messungen zur Verfügung steht.

In den Voruntersuchungen konnte außerdem eine Methode entwickelt werden, die Marker an den Landmarken dauerhaft zu fixieren. Dafür wurden Plexiglasstifte verwendet, die über Gießharz im Knochen befestigt wurden. Mit Sekundenkleber wurde jeweils eine Aluminiumkugel als Marker in einer dafür vorgesehenen Einkerbung an den Stiften angebracht. Wichtig dabei ist, dass dieser Stift richtig im Knochen verankert ist und nicht in dem darum liegenden weicheren Gewebe. An den Dornfortsätzen war dies nicht immer umsetzbar. So kann es in diesem Bereich zu Messabweichungen kommen, da dort die Strukturen leicht beweglich sind und mit ihm somit auch der Marker. Ein anderes Problem ist, dass die Plexiglasstifte relativ spröde sind und somit an dünneren Stellen wie z. B. an der Einkerbung für die Aluminiumkugeln leicht brechen. Eventuell könnte überlegt werden, die Stifte aus einem anderen Kunststoff fertigen zu lassen, der in diesem Bereich bessere Eigenschaften aufweist.

7 Zusammenfassung und Ausblick

Die Facettengelenke spielen bei der Kraftübertragung an der Wirbelsäule eine große Rolle. Schmerzen im Bereich der Lendenwirbelsäule sind oft auf degenerative Veränderungen der Bandscheibe oder auf die Facettengelenke zurückzuführen. Vor diesem Hintergrund ist es wichtig, die Kinematik der Facettengelenke zu verstehen und zu untersuchen. Aus diesem Grunde wurde im Rahmen der vorliegenden Bachelorarbeit eine Methode entwickelt, um die Artikulation der Facettengelenke im Lendenwirbelbereich anhand der im Labor für Biomechanik und Biomaterialien Hannover (LBB) verfügbaren Software und Prüfstände zu untersuchen.

Diese Arbeit ist in einen praktischen und einen computerbasierten Teil unterteilt. Dabei umfasst der praktische Teil die Durchführung von *in-vitro*-Versuchen mit acht Kalbspräparaten. Jedes Präparat besteht aus einem Bewegungssegment des Lendenwirbelsäulenbereichs. Mit jedem Präparat wurde jeweils eine Flexion/Extension, laterale Beugung und eine axiale Rotation zunächst im nativen Zustand durchgeführt. Die Bewegungen wurden dabei durch einen Roboter mit einem maximalen Moment von 10 Nm initiiert. Anschließend wurden diese drei Rotationsbewegungen auch mit Simulation von Muskelkräften durchgeführt, wobei die Simulation wie auch schon bei früheren Versuchen durch Anbringen von Stahlseilen am Präparat und Aufbringen von Kräften durch den Kinemator realisiert wurde. Ein optoelektrisches Messsystem diente während der Versuche zur Aufnahme der Kinematik. Über das Abtasten von Landmarken an den Präparaten wurde an jedem Wirbel ein anatomisches Koordinatensystem erzeugt, mit dessen Hilfe die Kinematikdaten auf die am Computer rekonstruierten Modelle übertragen wurden.

Der computerbasierte Teil umfasst die Rekonstruktion der Wirbelkörper und die Simulation der experimentellen Kinematik. Dafür wurden hochauflösende CT-Aufnahmen (GE Lightspeed, Bildmatrix 512x512 Pixel, Voxelgröße 0,400391x0,400391x0,4 mm) der acht Präparate angefertigt. Durch semiautomatische Segmentierung wurden anhand der CT-Aufnahmen 3D-Modelle der Wirbel erzeugt. Diese Modelle wurden anschließend in ein CAD-Programm eingelesen, um dort die experimentelle Kinematik anhand der anatomischen Koordinatensysteme auf die Modelle zu registrieren. Durch Volumenmessungen im Gelenkspalt bei unterschiedlichen Bewegungszuständen wurde anschließend die Kinematik der Facettengelenke untersucht.

Ergebnis dieser Arbeit ist, dass eine Methode zur Untersuchung der Facettenartikulation entwickelt werden konnte. Die Anwendbarkeit der Methode konnte gezeigt werden. In Übereinstimmung mit vorangegangenen Studien wurde ein Einfluss der Simulation mit Muskelkräften auf die experimentellen Ergebnisse der *in-vitro*-Versuche im Vergleich zu den nativen Versuchen nachgewiesen. Anhand der Ergebnisse des modellbasierten Teils

konnten zusätzlich die Auswirkungen auf die Stellung der Gelenkflächen visualisiert werden. Bei der Versuchsdurchführung mit Muskelsimulation befinden sich die sich gegenüberliegenden Gelenkflächen näher beieinander und die Gelenkflächen des kranialen Wirbels sind im Vergleich zu den nativen Versuchen abgesenkt.

Die Untersuchungen zur Volumenmessung im Gelenkspalt haben ergeben, dass die Gelenkflächen während der lateralen Beugung den größten Bewegungsumfang aufweisen. Dort treten die größten Volumendifferenzen im Gelenkspalt auf. Außerdem wird durch die Volumenmessung erkennbar, ob sich die Gelenkflächen während einer Bewegung annähern bzw. entfernen, da das Volumen im Gelenkspalt dementsprechend zu- bzw. abnimmt. Verschieben sich die Gelenkflächen während einer Bewegung parallel zueinander, so bleibt das Volumen im Gelenkspalt annähernd konstant.

Wegen der bei dieser Methode auftretenden Messungenauigkeiten sollten alle Ergebnisse stets nur qualitativ betrachtet werden.

Die entwickelten Methoden zur Untersuchung der Facettengelenke sind grundsätzlich anwendbar, sie erfordern allerdings derzeit noch viele manuelle Interaktionen, wie zum Beispiel das Messen der Volumina im Gelenkspalt. Aufbauend auf diese Arbeit könnten die nächsten Schritte daher in einer Automatisierung der Arbeitsschritte bestehen. So könnte unter anderem eine dynamische Aufzeichnung des Volumens im Gelenkspalt realisiert werden.

Eine weitere sinnvolle Erweiterung der vorliegenden Untersuchung der Artikulation der Facettengelenke wäre eine Druckmessung in den Gelenken. Dies hat jedoch den aktuellen finanziellen Rahmen der Arbeit überschritten. Wie auch zuvor in anderen Studien könnte die Einbeziehung der Helical Axis of Motion (HAM) in den Simulationen zur Beschreibung der Bewegungen zusätzliche Informationen liefern.

8 Literaturverzeichnis

- [AHN05] AHN, H. S.
„Computer-aided geometric modeling and animation of the cervical spine“, 2005, The Korean Journal of Anatomy, 1, 38
- [ANA99] SCHIEBLER, T. H., SCHMIDT, W.
„Anatomie“, Auflage 8, Springer, 1999
- [BIO79] FARFAN, H. F.
„Biomechanik der Lendenwirbelsäule“, Hippokrates Verlag Stuttgart, 1979
- [BUD10] BUDWEG, I.
„Monosegmentale Evaluation der Stabilität der dorsalen ligamentären Strukturen an der thorakolumbalen Kalbswirbelsäule“, 2010, Dissertation aus dem Universitätsklinikum Münster
- [COM03] GRAUMANN, W., SASSE, D.
„Compactlehrbuch Anatomie“, Schattauer Verlag, 2003
- [COO09] COOK, D. J.
„Characterization of the response of the cadaveric human spine to loading in a six-degree-of-freedom spine testing apparatus“, 2009, Masterarbeit aus der University of Pittsburgh
- [COO10] COOK, D. J., BOYLE, C. C.
„Development of a model based method for investigating facet articulation“, 2010, Journal of Biomechanical Engineering, Vol.132
- [COT86] COTTERILL, P. C., KOSTUIK, J. P., D'ANGELO, G., FERNIE, G. R., MAKI, B. E.
„An anatomical comparison of human and bovine thoracolumbar spine“, 1986, Journal of Orthopaedic Research, 4, 298-303
- [CRA97] CRAWFORD, N. R., DICKMANN, C. A.
„Construction of local vertebral coordinate systems using a digitizing probe-technical note“, 1997, Spine, Vol.2, Nr.5
- [CRI01] CRIPTON, P. A., SATI, M., ORR, T. E., BOURQUIN, Y., DUMAS, D. A., NOLTE, L.-P.
„Animation of in vitro biomechanical tests“, 2001, Journal of Biomechanics, 34, 1091-1096
- [CYR80] CYRON, B. M., HUTTON, W. C.
„Articular tropism and stability of the lumbar spine“, 1980, Spine, Vol.5, Nr.2
- [DUN84] DUNLOP, R. B., ADAMS, M. A., HUTTON, W. C.
„Disc space narrowing and the lumbar facet joints“, 1984, Journal of Bone and Joint Surgery, 66B, 706-710
- [ELB89] EL-BOHY, A. A., YANG, K.-H., KING, A. I.
„Experimental verification of facet load transmission by direct measurement of facet lamina contact pressure“, 1989, Journal of Biomechanics, Vol. 22, Nr.8/9, 931-941
- [FIS01] FISCHER, K. J., MANSON, T. T., PFAEFFLE, H. J., TOMAINO, M. M., WOO, S.L.-Y.
„A method for measuring joint kinematics designed for accurate registration of kinematic data to models constructed from CT-data“, 2001, Journal of Biomechanics, 34, 377-383
- [FUN85] KAPANDJI, I.A.
„Funktionelle Anatomie der Gelenke: Schematische und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik“, Band 3 Rumpf und Wirbelsäule, Enke Verlag Stuttgart, 1985
- [GRE04] GREEN, J. K., WERNER, F. W., WANG, H., WEINER, M. M., SACKS, J. M., SHORT, W. H.
„Three-dimensional modeling and animation of two carpal bones: a technique“, 2004, Journal of Biomechanics, 37, 757-762
- [HAB 04] HABERL, H., CRIPTON, P. A., ORR, T.-E., BEUTLER, T., FREI, H., LANKSCH, W. R., NOLTE, L.-P.
„Kinematic response of lumbar functional spinal units to axial torsion with and

- without superimposed compression and flexion/extension“, 2004, European Spine Journal, 13, 560-566
- [KAH90] KAHMANN, R. D., BUTTERMANN, G. R., LEWIS, J. L., BRADFORD, D.S.
„Facet loads in canine lumbar spine before and after disc alteration“, 1990, Spine, Vol.15, Nr.9, 971-978
- [KOZ09] KOZANEK, M., WANG, S., PASSIAS, P. G., XIA, Q.
„Range of Motion and Orientation of the Lumbar Facet Joints In Vivo“, 2009, Spine, Vol.34, Nr.19, E689-E696
- [KÜH07] KÜHNEL, S.-P.
„Experimentelle biomechanische und morphometrische Analyse der Facettengelenksdegeneration – Untersuchungen an der gesunden, der degenerativ veränderten Lendenwirbelsäule“, 2007, Dissertation aus der Ludwig-Maximilians-Universität zu München
- [LOR83] LORENZ, M., PATWARDAHN, A., VANDERBY, R. JR.
„Load-bearing characteristics of lumbar facets in normal and surgically altered spinal segments“, 1983, Spine, Vol.8, Nr.2
- [LUM06] JEROSCH, J., HEISEL, J.
„Das lumbale Facettensyndrom“, 2. Auflage, Springer, 2006
- [LUO96] LUO, Z.-P., BUTTERMANN, G. R., LEWIS, J. L.
„Determination of spinal facet joint loads from extra articular strains- a theoretical validation“, 1996, Journal of Biomechanics, Vol.29, Nr.6, 785-790
- [NDI04] NDI POLARIS USER'S GUIDE
Revision Number 1.1, Dec 2004
- [NDI11] NDI DATA SHEET
„How does the NDI Polaris System work?“, 2011
- [NIO08] NIOSI, C. A., WILSON, D. C., ZHU, Q., KEYNAN, O., WILSON, D. R., OXLAND, T. R.
„The effect of an interspinous process implant on facet loading during extension“, 2005, Spine, Vol.30, Nr.8, 903-907
- [PAN80] PANJABI, M. M., WHITE, A. A.
„Basic biomechanics of the spine“, 1980, Neurosurgery, Vol. 7, Nr. 1
- [PAN88] PANJABI, M. M.
„Biomechanical Evaluation of spinal fixation devices: I. a conceptual framework“, 1988, Spine, Vol. 13, Nr. 10
- [PAN94] PANJABI, M. M., OXLAND, T. R., YAMAMOTO, I., CRISCO, J. J.
„Mechanical behaviour of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves“, 1994, Journal of Bone and Joint Surgery (Am.), 76, 413-424
- [PRO07] SCHÜNKE, M., SCHULTE, E., SCHUMACHER, U., VOLL, M., WESKER, K.
„Prometheus- Lernatlas der Anatomie: Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem“, 2. Auflage, Georg Thieme Verlag, 2007
- [ROU06] ROUSSEAU, M. -A., Bradford, D. S., Hadi, T. M., Pedersen, K. L., Jeffery, C. L.
„The instant axis of rotation influences facet forces at L5/S1 during flexion/extension and lateral bending“, 2006, European Spine Journal, 15, 299-307
- [SAL05] SALZMANN, M.
„Experimentelle Bewegungs- und Druckanalyse an humanen Lendenwirbelsäulenpräparaten bei Implantation von Zwischenwirbelendoprothesen mit parallel prospektiv klinischer Studie“, 2005, Dissertation aus dem Labor für Biomechanik und experimentelle Orthopädie der orthopädischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München
- [SOB06] PUTZ, R., PABST, R.
„Sobotta: Atlas der Anatomie des Menschen“, 2006, Auflage 22, Verlag Urban & Fischer
- [SOB10] PAULSEN, F., WASCHKE, J.
„Sobotta: Atlas der Anatomie des Menschen – Allgemeine Anatomie und

- [SUR98] Bewegungsapparat“, Auflage 23, Verlag Urban & Fischer, 2010
DICKMAN, C. A., SPETZLER R. F., SONNTAG, V. K. H.
„Surgery of the craniovertebral junction“, Thieme Verlag, 1998
- [TAK10] TAKIGAWA, T., ORIAS, A. A. E., AN, H. S., GOHGI, S., UDAYAKUMAR, R. K.,
SUGISAKI, K., NATARAJAN, R. N., WIMMER, M. A., INOUE, N.
„Spinal kinematics and facet load transmission after total disc replacement“,
2010, Spine, Volume 35, Nr. 22, 1160-1166
- [TEK99] K-Scan User's Manual der Firma Tekscan November 1999
- [WEC10] WECHSLER, S.
„Konzeption und Etablierung eines Messverfahrens zur dynamischen in vitro
Untersuchung von metallischen und keramischen Knieendoprothesen, auf
kinematische und akustische Eigenschaften“, 2010, Masterarbeit aus dem
Labor für Biomechanik und Biomaterialien- Orthopädische Klinik im Annastift
Hannover
- [WEL08] WELKE, B.
„Extrapolation eines biomechanischen Modells der humanen
Lendenwirbelsäule mit simulierten Muskelkräften auf ein bovines
monosegmentales Präparat“, 2008, Diplomarbeit aus dem Labor für
Biomechanik und Biomaterialien- Orthopädische Klinik im Annastift Hannover
- [WHI75] WHITE, A. A., PANJABI, M. M, Brand, R. A. Jr.
„A system for defining position and motion of the human body parts“,
1975, Medical and Biological Engineering and Computing, Vol.13, Nr.2, 261-
265
- [WIL06] WILSON, D. C., NIOSI, C. A., ZHU, Q. A., OXLAND, T. R., WILSON, D. R.
„Accuracy and repeatability of a new method for measuring facet loads in the
lumbar spine“, 2006, Journal of Biomechanics, 39, 348-353
- [WIL94] WILKE, H.-J., WOLF, S., CLAES, L. E., SCHMITT, H., WOLF, S.
„A universal spine tester for *in vitro* experiments with muscle force simulation“,
1994, Eur Spine J, Vol. 3, No. 2: 91-97
- [WIL95] WILKE, H.-J., WOLF, S., CLAES, ARAND, M., WIESEND, A.
„Stability Increase of the Lumbar Spine With Different Muscle Groups“, 1995,
Spine, Vol. 20, No. 2: 192-198
- [WIL96] WILKE, H. J., KRISCHAK, S. T., CLAES, L. E.
„Biomechanical comparison of calf and human spines“, 1996, Journal of
Orthopaedic Research, 14, 500-503
- [WIL96a] WILKE, H.-J., WOLF, S., CLAES, L. E., ARAND, M., WIESEND, A.
„Influence of varying muscle forces on lumbar intradiscal pressure: an *in vitro*
study“, 1996, J. Biomech, Vol. 29, No. 4: 549-555
- [WIL97] WILKE, H. J., KRISCHAK, S. T., WENGER, K. H., CLAES, L. E.
„Load-displacement properties of the thoracolumbar calf spine: experimental
results and comparison to known human data“, 1997, European Spine Journal,
6, 129-137
- [WIS05] WISEMAN, C. M., LINDSEY, D. P., FREDRICK, A. D., YERBY, S. A.
„The effect of an interspinous process implant on facet loading during
extension“, 2005, Spine, Vol.30, Nr.8, 903-907

9 Abbildungsverzeichnis

Bild 2.1	Darstellung der drei Hauptebenen und Hauptachsen am Körper. 1 Transversalachse, 2 Sagittalachse, 3 Longitudinalachse, hellrote Ebene Medianebene, dunkelrote Ebene Sagittalebene, hellgraue Ebene Frontalebene, dunkelgraue Ebene Transversalebene [ANA99].....	3
Bild 2.2	Aufbau der humanen Wirbelsäule. Ansicht von lateral links. Die fünf Abschnitte und ihre Krümmungen: 1. Halswirbelsäule (Lordose), 2. Brustwirbelsäule (Kyphose), 3. Lendenwirbelsäule (Lordose), 4. Kreuzbein (Kyphose), 5. Steißbein (Kyphose). Modifiziert nach <i>Sobotta</i> [SOB10].	5
Bild 2.3	Aufbau eines Wirbels. (a) 12.Brustwirbel Ansicht von lateral links. (b) 5.Brustwirbel Ansicht von kranial. Modifiziert nach <i>Sobotta</i> [SOB10].	6
Bild 2.4	Die Bandscheibe. (a) Ansicht von kranial. (b) Medianschnitt. Modifiziert nach <i>Sobotta</i> [SOB10].....	7
Bild 2.5	Die Bänder am Beispiel der Brustwirbelsäule. Die oberen beiden Wirbel sind median-sagittal geschnitten. Die unteren Wirbel sind nicht aufgeschnitten in Sagittalansicht dargestellt. Zu sehen sind die Bänder, die die Wirbelkörper, Wirbelbögen und Quer-/Dornfortsätze verbinden. Es ist ebenfalls die Befestigung einer Rippe an der Wirbelsäule an den unteren beiden Wirbeln zu sehen. Modifiziert nach [ANA99].....	8
Bild 2.6	Transversalschnitt durch ein Facettengelenk. Die Gelenkkapsel geht über den Rand des unteren Gelenkfortsatzes hinaus. Der anteriore Teil der Kapsel wird durch das Lig. flavum begrenzt. Modifiziert nach [LUM06].	10
Bild 2.7	Veranschaulichung der neutralen Zone, elastischen Zone und Range of Motion im Winkel-Moment-Diagramm. Zu erkennen ist die für die Wirbelsäulentestung charakteristische Hysteresekurve, die beim Durchlauf von drei Bewegungsdurchläufen entsteht. Modifiziert nach <i>Wilke et al.</i> [WIL95].	12
Bild 2.8	Globales Koordinatensystem. Koordinatenursprung liegt zwischen den Hörnern des Kreuzbeines. X-Achse ist nach links gerichtet, y-Achse nach kranial, z-Achse zeigt nach ventral. Modifiziert nach <i>White</i> [WHI75].	13
Bild 2.9	(a) Anatomisches Koordinatensystem an einem Wirbel. P1-P4 stellen die typischen Landmarken dar, nach denen das Koordinatensystem ausgerichtet wird. Der vordere Punkt P1 liegt auf der Medianebene inferior an der Basalplatte. P1 dient hier als Koordinatenursprung. Punkt P2 liegt möglichst weit dorsal am Dornfortsatz. Die Höhe von P2 wird bestimmt durch die Verlängerung von P1 auf der Basalplatte. P3 und P4 liegen mit gleichem Abstand von der Medianebene entfernt und befinden sich an der inferioren Seite der Pedikel. Modifiziert nach <i>Crawford</i> [CRA97]. (b) Abgewandelte Form des Koordinatensystems nach <i>Crawford</i> , wie es in der Software OrthoVIEW (LBB) zur Aufzeichnung der Kinematik verwendet wird. Die z-Achse richtet sich nach der Achse b, anstatt dass sich die x-Achse an der Achse a' orientiert.	14

Bild 2.10	Diagramme von Biegemomenten bei drei unterschiedlichen Lastzuführungen. (a) Scherkraft auf das freie Ende des Bewegungssegmentes erzeugt ein linear ansteigendes Biegemoment. (b) Druckkraft bewirkt ein unregelmäßiges Biegemoment. (c) Reines Moment auf das freie Ende führt zu einer gleichmäßigen Belastung des Bewegungssegmentes. Modifiziert nach Panjabi [PAN88]. 16
Bild 2.11	Transversalschnitt durch die humanen Lendenwirbel. Zu sehen sind die unterschiedlichen Formen der Gelenksflächen und die Ausrichtung der Ebenen relativ zur Sagittalebene. (a) flache Gelenke 90°, (b) flache Gelenke 60°, (c) parallel zur Sagittalebene, (d) leicht gebogen 90°, (e) c-förmig 45°, (f) j-förmig 30°. Modifiziert nach [LUM06]. 17
Bild 2.12	Vergleich von humanem und bovinem Wirbel L3. (a) superiore Ansicht, (b) laterale Ansicht, (c) frontale Ansicht. Die bovinen und humanen Wirbel sind nicht im gleichen Maßstab dargestellt. Modifiziert nach [COT86]. 19
Bild 2.13	Übersicht über die ROM während der Flexion/Extension, axialen Rotation und lateralen Beugung. Es werden immer die bovinen und humanen Werte pro Bewegungssegment nebeneinander dargestellt. Angaben aus [WIL97] für die bovinen Werte, die Angaben für die humane ROM stammen aus [PAN94].... 20
Bild 3.1	Zu sehen sind die Wirbel L1–5 (auf der linken Seite in voller Flexion und rechts in voller Extension). Die Abstände zwischen den Gelenkflächen sind farbig dargestellt. Rot steht dabei für einen großen Abstand (max. 3 mm) der Gelenkflächen zueinander, blau für einen sehr geringen Abstand (min. 0 mm). Auf dem rechten Bild, das die volle Extension darstellt, sind wesentlich mehr dunkelblaue Bereiche sichtbar, was darauf hindeutet, dass die Kontaktflächen während der vollen Extension wesentlich größer sind als bei der vollen Flexion. Modifiziert nach Cook [COO10]. 24
Bild 3.2	Aufbau zur Wirbelsäulentestung mit dem Kuka-Industrieroboter. Schematische Darstellung einer Testung eines monosegmentalen Präparates. 25
Bild 3.3	Der Kuka-Industrieroboter im Labor für Biomechanik und Biomaterialien Hannover. 26
Bild 3.4	Vektorielle Darstellung der fünf simulierten Muskelpaare an einem polysegmentalen humanen Präparat von L2-S1. Ansicht auf die Sagittal- und Frontalebene [WEL08, WIL96a, SOB06]. 27
Bild 3.5	Kinemator zur Simulation von Muskelkräften während der Kinematikversuche. Rechts neben dem Kinemator steht der Kuka-Industrieroboter zur Initiierung der Bewegungen auf das zu messende Präparat..... 28
Bild 3.6	Aktive Bestandteile des NDI Polaris Systems. (a) Vorderansicht des ETIU. (b) Rückansicht des ETIU. Zu sehen sind die Anschlüsse zum Kamerabalken, zum PC und zur Stromversorgung. (c) Kamerabalken bzw. Positionssensor. 29
Bild 3.7	Passive Bestandteile des NDI Polaris Systems. Über den beiden Tools 1 und 2 ist die Linearprobe zu sehen. Auch die verschiedenen geometrischen Formen von Tool1 und Tool2 sind zu erkennen. 30
Bild 3.8	Standard Messvolumen des NDI Polaris Systems. Ob sich die Tools korrekt in diesem Messvolumen befinden, lässt sich mit der Software NDI Toolviewer oder der Software KinVIEW kontrollieren [NDI04]. 31

Bild 3.9	Funktionsweise des NDI Systems mit passiven Tools. Der Kamerabalken emittiert IR-Licht, die von dem passiven Tool reflektiert und von dem Kamerabalken wieder aufgenommen werden [NDI11]. 31
Bild 3.10	Tekscanfolie des F-Scan Systems. Die Folie wurde im mittleren Drittel der des geöffneten Gelenks platziert [SAL05]. 34
Bild 4.1	(a) 3 Marker Linear Probe (links) mit neu entwickeltem Aufsatz (b) neuer Aufsatz zum Abtasten von Kugeln zur Bestimmung des Kugelmittelpunktes. 37
Bild 4.2	(a) Prüfvorrichtung (b) Durchführung des Pivoting zur Charakterisierung des Tools. 38
Bild 4.3	Zu sehen ist das Durchtrennen der Bandscheibe zwischen Th13 (unten im Bild) und L1. Auf diese Weise wird der Brust- von dem Lendenwirbelbereich separiert. 40
Bild 4.4	Frontalansicht auf ein Bewegungssegment L1/2. (a) Zu sehen ist das herausgearbeitete Bewegungssegment. (b) Das Bewegungssegment ist soweit bearbeitet, dass die Bandscheibenreste an der Deck- und der Grundplatte komplett entfernt sind, Gewebereste sind von den Querfortsätzen an L1 entfernt und die Querfortsätze von L2 sind abgesägt. 41
Bild 4.5	(a) Sagittalansicht eines Bewegungssegmentes. Bohrung 1 für den M. multifidus mit 15 mm Abstand zum dorsalen Ende des Dornfortsatzes, vertikal mittig und Bohrung 2 für den M. psoas major 5 mm lotrecht zur Deckplatte sind erkennbar. (b) Frontalansicht mit den Bohrungen 3 und 4. Sie werden auf beiden Querfortsätzen des kranialen Wirbels in gleichem Abstand zur Medianebene gesetzt (Bohrung 3 mit 40 mm und Bohrung 4 mit 70 mm Abstand). Vertikal liegen sie in der Mitte der Querfortsätze ca. 15 mm von dem oberen und unteren Ende entfernt. 43
Bild 4.6	Sagittalansicht von links. Zu sehen sind jeweils die gesetzten Pins an den Landmarken P1, P2 und P3 für den oberen und den unteren Wirbel. Hier ist auch deutlich zu sehen, dass die Pins an P2 nicht in Verlängerung der Basal- bzw. Grundplatte wegen der anatomischen Gegebenheiten platziert werden können. 43
Bild 4.7	Für die Einbettung vorbereitetes Präparat von frontaler Ansicht. Die Kunststoffstifte, die vor Querverdrehungen während der Versuche schützen sollen, sind gesetzt und die Gewindestange ist in der für sie vorgesehenen Bohrung platziert. 44
Bild 4.8	Vorbereitete Einbettvorrichtungen. (a) Einbettvorrichtung für den kaudalen Wirbel. Einfache Aussparung für die Stahlseile, die vom Dornfortsatz kommen, doppelte Aussparungen jeweils im Bereich der Querfortsätze. (b) Einbettvorrichtung für den kranialen Wirbel. Im Bereich der Querfortsätze je eine einfache Aussparung für die nach oben verlaufenden Stahlseile der Muskelsimulation. 45
Bild 4.9	Einbettung des oberen Wirbels. Der untere Wirbel ist bereits eingebettet. Mit Hilfe der Wasserwaage auf dem kaudalen Wirbel können die beiden Einbettungen parallel zueinander ausgerichtet werden. Zu sehen ist auch die in roter Knete ummantelte Gewindestange innerhalb der Einbettvorrichtung. 46

Bild 4.10	Komponenten zur Befestigung der Marker am Knochen. Die Aluminiumkugel wird als Marker mit Sekundenkleber auf dem Plexiglasstift befestigt. Der Plexiglasstift ist wiederum mit dem Drei-Komponenten-Gießharz Rencast im Knochen verankert.....	46
Bild 4.11	Abtasten der anatomischen Landmarken mit der erweiterten Linearprobe am Präparat nach Erreichen der Neutralposition.	48
Bild 4.12	Präparat während <i>in-vitro</i> -Versuch zur Aufzeichnung der Kinematik mit Muskelsimulation.	49
Bild 4.13	Zeit-Winkel-Diagramm. Als Beispiel werden hier Daten des dritten Zyklus der axialen Rotation mit Muskelsimulation des 1. Präparates gezeigt. Zum Vergleich sind die Daten des originalen Kurvenverlaufes (blau) über den geglätteten Verlauf (rosa) gelegt.	50
Bild 4.14	CT-Aufnahme eines Präparates. Transversalschnitt durch den kaudalen Wirbel des Präparates. Zu erkennen ist auch der Gelenkspalt der Facettengelenke (rote Pfeile).	51
Bild 4.15	In Amira erzeugtes STL-Modell des oberen Wirbels von Präparat 1. (a) Sagittalsicht des Wirbels. (b) Frontalsicht des Wirbels.	53
Bild 4.16	In Inventor eingelesenes SAT-Modell der äußeren Knochen- und Knorpelschichten des oberen Wirbels von Präparat 1 nach Glättung und Reduktion der Elementzahl. (a) Sagittalsicht des Wirbels. (b) Frontalsicht des Wirbels.	54
Bild 4.17	Ablauf der Mittelpunktbestimmung in YaDiv. Zunächst wird der äußere Rand der Kugel selektiert (grün dargestellt), anschließend erzeugt das Programm die entsprechende Kugel und gibt von ihr in der Konsole den Mittelpunkt und ihren Radius an.	54
Bild 4.18	Übertragung der Koordinatenachsen in Abwandlung nach Crawford entlang der Mittelpunkte der Marker. Darstellung der drei erzeugten Achsen, an denen sich x,y und z-Achse orientieren.	55
Bild 4.19	Zusehen sind die in Inventor zusammen geführten Wirbel des Präparates 1. Sie sind über ein Gelenk mit sechs Freiheitsgraden verknüpft. Definiert wird dieses Gelenk über die anatomischen Koordinatensysteme (blau des unteren Wirbels, braun des oberen Wirbels), die anhand der zuvor gelegten Achsen über die Mittelpunkte der Marker auf die Wirbel übertragen werden konnten.	56
Bild 4.20	Messung des transversalen und des longitudinalen Winkels zur Ausrichtung der Grundfläche des Zylinders. Der longitudinale Winkel (b) wird gemessen zwischen der Facettenlänge projiziert auf die Sagittalebene des Wirbels und der kraniokaudalen Achse des Wirbels. Der transversale Winkel (a) wird gemessen zwischen der Linie der Facettenbreite projiziert auf die Transversalebene des Wirbels und der anteriorposterioren Achse des Wirbels.	57

- Bild 4.21** Auswahl der Messzeitpunkte für die Untersuchung der Kinematik in den Facettengelenken. Es gibt jeweils sieben Messzeitpunkte. Die Anfangsposition (AP) entspricht der neutralen Position des Präparates, 33 % und 66 % der positiven bzw. negativen ROM und der maximale (MAX) und minimale (MIN) Wert der ROM. Bei der lateralen Beugung und der axialen Rotation werden an diesen Stellen jeweils die Winkel bestimmt und bei der Simulation mit Muskelkräften auch die dazugehörigen Zeitpunkte. Die bestimmten Winkel werden auch für die Simulation ohne Muskelkraft verwendet und die entsprechenden Zeitpunkte bestimmt. Bei der Flexion/Extension wird sowohl für die Simulation mit wie auch ohne Muskelkraft an diesen sieben Messpunkten jeweils die Winkel und entsprechenden Zeitpunkte bestimmt. 58
- Bild 4.22** Berechnung der Kollision der Gelenkfläche des unteren Wirbels mit dem Zylinder. Ebenso wird für den oberen Wirbel vorgegangen. So kann durch Subtrahieren der beiden Kollisionen von dem Gesamtvolumen des Zylinders auf das Volumen des Zylinders im Gelenkspalt geschlossen werden. Diese Messungen werden für jedes Präparat bei jeder Rotationsbewegung an den sieben zuvor bestimmten Messzeitpunkten durchgeführt. 59
- Bild 4.23** (a) Kugel mit den drei parallel verschobenen Arbeitsebenen (gelb) und der Ursprungsebene (rot), die als Referenz dient. Anhand der oberen und unteren gelben Linie wird die Position der mittleren Linie ermittelt und so die Mitte der Kugel bestimmt. (b) Kugel mit den drei erzeugten Ebenen, die jeweils durch die Mitte verlaufen. Der Schnittpunkt dieser drei Ebenen ist der geometrisch ermittelte Mittelpunkt der Kugel. 61
- Bild 5.1** Vergleich der Stellung der Gelenkflächen zur Anfangsposition einer Flexion/Extension (a) nativ (b) mit Muskelsimulation. Zu erkennen ist, dass bei der Versuchsdurchführung mit Muskelsimulation die Gelenkflächen des oberen Wirbels weiter unten liegen als bei der nativen Versuchsdurchführung. Der obere Wirbel ist dunkelgrau, der untere ist hellgrau dargestellt. 63
- Bild 5.2** Diagramme zur Visualisierung des Absolutvolumens des Zylinders im Gelenkspalt während der Flexion/Extension (a), der lateralen Beugung (b). Aufgetragen werden die Volumina über den unter 4.4.3 bestimmten Messzeitpunkten. Die einzelnen Punkte wurden über Gerade miteinander verbunden, was nicht die Realität widerspiegeln muss, sondern es soll lediglich helfen, Tendenzen im Verlauf besser ausmachen zu können. Die gestrichelten Linien zeigen die Tendenzen des rechten Gelenkes, die durchgezogenen Linien die des linken Gelenkes. Die grünen Verläufe zeigen die Ergebnisse der Versuchsdurchführung mit Muskelsimulation, die blauen stehen für die Versuchsdurchführung ohne Muskelsimulation. AP steht für die Anfangs- und damit neutrale Position des Präparates. 65

- Bild 5.3** Diagramme zur Visualisierung des Absolutvolumens des Zylinders im Gelenkspalt während der axialen Rotation (**c**). Aufgetragen werden die Volumina über den unter 4.4.3 bestimmten Messzeitpunkten. Die einzelnen Punkte wurden über Gerade miteinander verbunden, was nicht die Realität widerspiegeln muss, sondern es soll lediglich helfen, Tendenzen im Verlauf erkennen zu können. Die gestrichelten Linien zeigen die Tendenzen des rechten Gelenkes, die durchgezogenen Linien die des linken Gelenkes. Die grünen Verläufe zeigen Ergebnisse der Versuchsdurchführung mit Muskelsimulation, die blauen die der nativen..... 66
- Bild 5.4** Diagramme zur Visualisierung der Volumendifferenz des Zylinders im Gelenk während Flexion/Extension (**a**) und lateraler Beugung (**b**). Aufgetragen werden die Volumen-differenzen. Die einzelnen Punkte wurden über Gerade miteinander verbunden, was nicht der Realität entspricht, sondern es soll lediglich helfen, Tendenzen im Verlauf erkennen zu können. Die gestrichelten Linien zeigen die Tendenzen des rechten, die durchgezogenen Linien die des linken Gelenkes. Die grünen Verläufe zeigen Ergebnisse der Versuchsdurchführung mit Muskelsimulation, die blauen die der nativen. 67
- Bild 5.5** Diagramme zur Visualisierung der Volumendifferenz des Zylinders im Gelenkspalt während der axialen Rotation (**c**). Aufgetragen werden die Volumendifferenzen über den unter 4.4.3 bestimmten Messzeitpunkten. Die einzelnen Punkte wurden über Gerade miteinander verbunden, was nicht die Realität widerspiegeln muss, sondern es soll lediglich helfen, Tendenzen im Verlauf besser ausmachen zu können. Die gestrichelten Linien zeigen die Tendenzen des rechten Gelenkes, die durchgezogenen Linien die des linken Gelenkes. Die grünen Verläufe zeigen die Ergebnisse der Versuchsdurchführung mit Muskelsimulation, die blauen stehen für die Versuchsdurchführung ohne Muskelsimulation..... 68
- Bild 5.6** Darstellung der Differenzen von den drei Rotationsbewegungen, wobei jeweils die Anfangsposition der Rotationsbewegung ohne Muskelsimulation von der mit Muskelsimulation abgezogen wurde. Die Rotationsbewegungen wurden anschließend für jedes Präparat gemittelt..... 69
- Bild 5.7** Balkendiagramm zur Darstellung der ROM. Zu sehen sind die Mittelwerte der acht getesteten Präparate während der Flexion/Extension mit Muskelsimulation (FEA), Flexion/Extension ohne Muskelsimulation (FEO), lateralen Beugung mit Muskelsimulation (LBA), lateralen Beugung ohne Muskelsimulation (LBO), axiale Rotation mit Muskelsimulation (AXA) und ohne Muskelsimulation (AXO). In der vorderen Reihe (grau) sind die geglätteten Werte zu sehen. Die geglätteten Werte sind in der hinteren Reihe dargestellt (lila). 72

-
- Bild 6.1** Transversalschnitt durch einen humanen Lendenwirbel zur Veranschaulichung der Auswirkung der Ungenauigkeiten innerhalb des Systems. Die schwarzen Linien zeigen die optimale Position der Verbindungslinien zwischen den Landmarken. Einfluss auf die Verschiebung des Mittelpunktes haben die Messgenauigkeit von Polaris und die Genauigkeit bei der Rekonstruktion der Mittelpunkte der Marker. a zeigt die dadurch zustande kommende Verschiebung, b den halben Abstand zwischen den Landmarken P1 und P2, der zuvor ermittelt und über die acht Präparate gemittelt wurde. β ist der Winkel der Rotation, der durch die Verschiebung der Mittelpunkte resultieren würde. Modifiziert nach [LUM06]. 74
- Bild A.1** Schematische Zeichnung eines Quad Sensors 6900 [TEK11]. Er besteht aus vier voneinander unabhängigen Messfeldern, die allerdings alle die gleiche Empfindlichkeit aufweisen. Jedes dieser vier Messfelder muss einzeln kalibriert und konditioniert werden. 95

10 Tabellenverzeichnis

Tabelle 0.1	Übersicht verwendeter Abkürzungen	VI
Tabelle 0.2	Richtungsbegriffe zur Orientierung am Körper. Diese Definitionen sind immer relativ zum Körper gesehen und damit unabhängig von der Lage des Körpers im Raum.	VII
Tabelle 2.1	Übersicht wichtiger Begriffe in der Biomechanik	11
Tabelle 2.2	Die Verteilung der bovinen und humanen Wirbel innerhalb der einzelnen Wirbelsäulenabschnitte. Angaben aus [COT86].....	18
Tabelle 5.1	Übersicht der Differenzen von dem Betrag der Translationen, der Translation in y-Richtung und der Rotation um die x-Achse. Die Angaben für die Translationen sind in Millimeter, die für die Rotationen in Grad. Von den drei Rotationsbewegungen wurde jeweils der arithmetische Mittelwert gebildet. Die Differenz bildet sich jeweils aus der Anfangsposition einer Rotationsbewegung mit Muskelsimulation, von der die Anfangsposition der Rotationsbewegung ohne Muskelsimulation abgezogen wird.	69
Tabelle 5.2	(a) Messergebnisse des Pivoting nach Charakterisierung des Tools ohne zwischenzeitliches Lösen der Abtastspitze. (b) Messergebnisse des Pivoting nach Lösen der Spitze und erneutem Befestigen. Von zehn Messungen ist jeweils der Mittelwert und die Standardabweichung gebildet worden. 3D RMS Error entspricht dem Fehler des Positionssensors während Max 3D Error dem Fehler des Tools angibt.	70
Tabelle 5.3	Tabelle mit Auflistung der Abstände zwischen den geometrisch ermittelten Mittelpunkten und den Mittelpunkten, die mit der Software YaDiv bestimmt wurden. Es ist jeweils der arithmetische Mittelwert der acht Präparate angegeben sowie der gesamte Mittelwert.	71
Tabelle 5.4	Range of Motion der acht getesteten Präparate bei Durchführung der drei Rotationsbewegungen mit und ohne Muskelsimulation (a) ohne Glättung der Messwerte und (b) mit Glättung. Angegeben ist immer der Mittelwert zusammen mit der Standardabweichung.	72
Tabelle A.1	Präparationsprotokoll: Zuordnung der Segmente zu den Präparatnummern und Beschreibung der Besonderheiten, die während der Präparation aufgetreten sind.....	94
Tabelle A.2	Exemplarisches Versuchsprotokoll wie es zur Aufzeichnung der kinematischen Daten während der <i>in-vitro</i> -Wirbelsäulentests verwendet wird.	96
Tabelle A.3	Protokoll der Auffälligkeiten und Schwierigkeiten, die während der <i>in-vitro</i> -Wirbelsäulenversuche zur Aufzeichnung der kinematischen Daten aufgetreten sind.....	97
Tabelle A.4	Grenzfrequenzen zur Glättung der kinematischen Messwerte in Hz. Die Grenzfrequenzen sind für jedes Präparat und für jede Rotationsbewegung (Rot.B.) angegeben. Zusätzlich wurde für jedes Präparat einzeln und für alle Präparate gesamt der Mittelwert (MW) ermittelt.	98

Tabelle A.5	Range of Motion in Grad der acht getesteten Präparate bei Durchführung der drei Rotationsbewegungen mit und ohne Muskelsimulation. Die obere Tabelle zeigt die Range of Motion der ungeglätteten Werte während die untere Tabelle die der geglätteten Werte anzeigt.....	99
Tabelle A.6	Im LBB verwendete Zuordnung der simulierten Muskelpaare und Kraftmesssensoren zu den Zylindern.....	100
Tabelle A.7	Übersicht der einzelnen Werte des Absolutvolumens des Zylinders im Gelenkspalt in mm ³ . Aufgeführt werden zu jeder Rotationsbewegung die Volumina des linken und des rechten Facettengelenkes bei der Versuchsdurchführung mit und ohne Muskelsimulation zu den unter 4.4.3 definierten Zeitpunkten. Die Werte spiegeln jeweils den arithmetischen Mittelwert der getesteten Präparate.....	101
Tabelle A.8	Übersicht der einzelnen Werte der Volumendifferenz des Zylinders im Gelenkspalt in mm ³ jeweils im Vergleich zum Volumen während der Anfangsposition. Aufgeführt werden zu jeder Rotationsbewegung die Volumendifferenzen des linken und des rechten Facettengelenkes bei der Versuchsdurchführung mit und ohne Muskelsimulation. Die Werte spiegeln jeweils den arithmetischen Mittelwert der getesteten Präparate. Die Werte ergeben sich jeweils aus der Differenz des Absolutvolumens zu dem definierten Messzeitpunkt und dem Absolutvolumen zu der Anfangsposition (Tabelle A.7).....	102

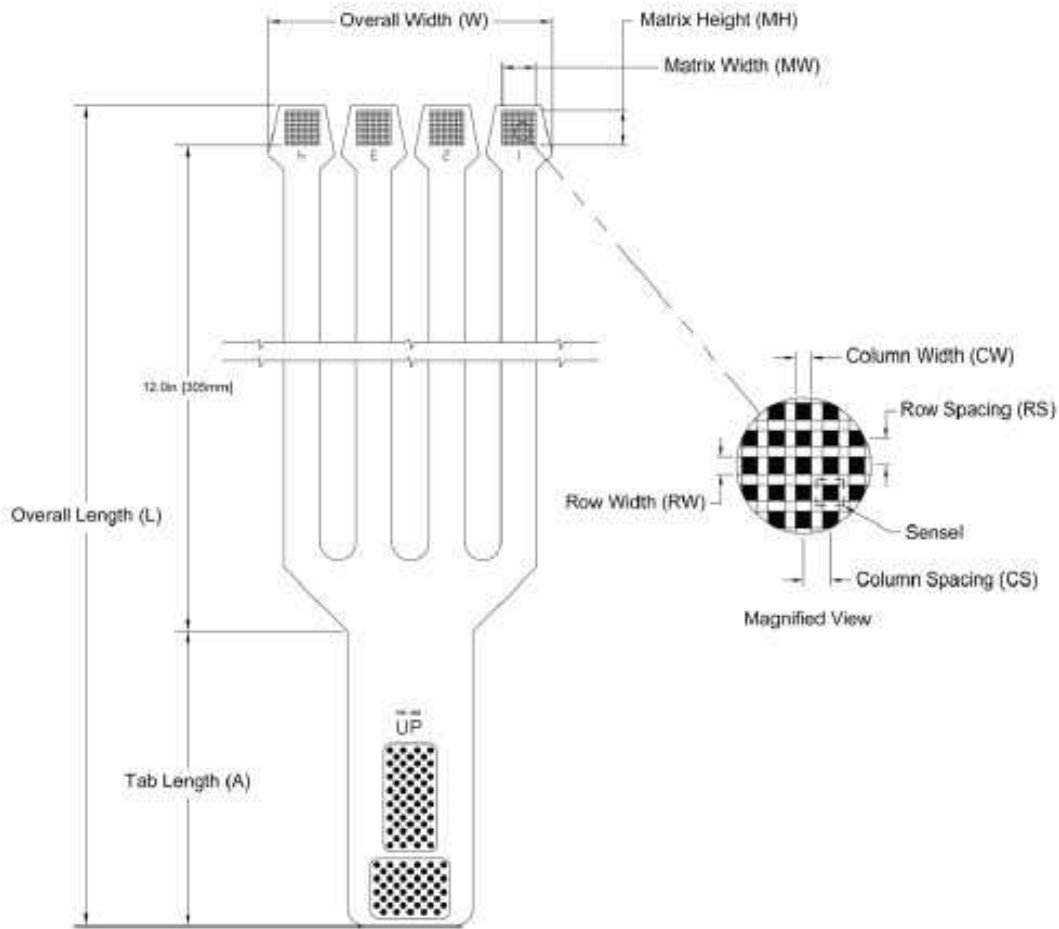
Anhang A Präparationsprotokoll

Präparat	Segment	Auffälligkeiten
P1	L1/2	<ul style="list-style-type: none"> • Facettengelenke waren zwischen L1/2 leicht beschädigt, aber nur minimal geöffnet (alle anderen Facettengelenke weit geöffnet) • Querfortsätze an L1 waren etwas zu kurz, um die 140 mm für die Bohrung umsetzen zu können, an dem das Stahlseil für die Simulation des M. iliocostalis, M. longissimus und M. psoas major befestigt werden soll
P2	L1/2	<ul style="list-style-type: none"> • bei Anlieferung waren alle Gelenke stark beschädigt außer zwischen L5/6 auf der rechten Seite und denen zwischen L1 und L2 (da bei L5/6 Querfortsätze nicht ganz erhalten waren, wurde L1/2 als Bewegungssegment ausgewählt)
P3	L3/4	<ul style="list-style-type: none"> • vor der Präparation waren alle Facettengelenke beschädigt • Bandscheiben waren nicht beschädigt • zwischen Querfortsätzen und Facettengelenken saß ein tiefer Schnitt, der eventuell die Facettengelenke beschädigt haben könnte (wenn war dies allerdings nicht sichtbar) • Umsetzung der eigentlichen Landmarken beim Setzen der Plexiglasstifte war nicht ganz möglich (wegen der Bänder konnten die frontalen Plexiglasstifte nicht richtig mittig am Wirbelkörper platziert werden, an den Dornfortsätzen liegt der Plexiglasstift an L3 weiter kranial und an L4 viel weiter kaudal als es die Landmarken eigentlich vorsehen, die lateralen Plexiglasstifte konnten nicht direkt am Ansatz des Wirbelbogens zum Wirbelkörper befestigt werden aus Rücksicht auf die Bänder und da es sonst zu Schwierigkeiten beim Abtasten der Marker kommen könnte, außerdem haben sie nicht genau den gleichen Abstand zur Medianebene)
P4	L2/3	<ul style="list-style-type: none"> • Vor der Präparation waren auf beiden Seiten die Facettengelenke beschädigt, bis auf das rechte Facettengelenk zwischen L1 und L2 (dieses Segment konnte allerdings nicht verwendet werden, da an L1 der rechte Querfortsatz fehlte) • Vor der Präparation waren auf beiden Seiten die Bandscheiben leicht angeschnitten • Umsetzung der eigentlichen Landmarken beim Setzen der Plexiglasstifte war nicht ganz möglich (wegen der Bänder konnten die frontalen Plexiglasstifte nicht richtig mittig am Wirbelkörper platziert werden, an den Dornfortsätzen liegt der Plexiglasstift an L3 weiter kranial und an L4 weiter kaudal als es die Landmarken eigentlich vorsehen, die lateralen Plexiglasstifte konnten nicht direkt am Ansatz des Wirbelbogens zum Wirbelkörper befestigt werden aus Rücksicht auf die Bänder und da es sonst zu Schwierigkeiten beim Abtasten der Marker kommen könnte)
P5	L2/3	<ul style="list-style-type: none"> • Das Präparat wurde mit nur 5 Lendenwirbeln geliefert (L1-5) • Vor der Präparation waren auf der rechten Seite alle Facettengelenke beschädigt • Auf linker Seite zwischen L2 und L3 war das Facettengelenk intakt • Umsetzung der eigentlichen Landmarken beim Setzen der Plexiglasstifte war nicht ganz möglich (wegen des vorderen Längsbandes konnten die frontalen Plexiglasstifte nicht richtig mittig am Wirbelkörper platziert werden, an den Dornfortsätzen liegt der Plexiglasstift an L3 weiter kranial und an L4 weiter kaudal als es die Landmarken eigentlich vorsehen, die lateralen Plexiglasstifte konnten nicht direkt am Ansatz des Wirbelbogens zum Wirbelkörper befestigt werden aus Rücksicht auf die Bänder und da es sonst zu Schwierigkeiten beim Abtasten der Marker kommen könnte)

P6	L3/4	<ul style="list-style-type: none"> • Vor der Präparation war auf einer Seite zwischen L3 und L4 das Facettengelenk beschädigt • Vor der Präparation waren die Facettengelenke der anderen Segmente auf beiden Seiten beschädigt • Umsetzung der eigentlichen Landmarken beim Setzen der Plexiglasstifte war nicht richtig möglich (wegen des vorderen Längsbandes konnten die frontalen Plexiglasstifte nicht ganz mittig am Wirbelkörper platziert werden, an den Dornfortsätzen liegt der Plexiglasstift an L3 weiter kranial und an L4 weiter kaudal als es die Landmarken eigentlich vorsehen, die lateralen Plexiglasstifte konnten nicht direkt am Ansatz des Wirbelbogens zum Wirbelkörper befestigt werden aus Rücksicht auf die Bänder und da es sonst zu Schwierigkeiten beim Abtasten der Marker kommen könnte
P7	L2/3	<ul style="list-style-type: none"> • Vor der Präparation waren Facettengelenke des Segments L2/3 äußerlich etwas angeschnitten, aber nicht geöffnet • Vor der Präparation waren die Bandscheiben leicht angeschnitten • Umsetzung der eigentlichen Landmarken beim Setzen der Plexiglasstifte war nicht ganz möglich (wegen des vorderen Längsbandes konnten die frontalen Plexiglasstifte nicht richtig mittig am Wirbelkörper platziert werden, sondern wurden links vom vorderen Längsband gesetzt, an den Dornfortsätzen liegt der Plexiglasstift an L3 weiter kranial und an L4 weiter kaudal als es die Landmarken eigentlich vorsehen, die lateralen Plexiglasstifte konnten nicht direkt am Ansatz des Wirbelbogens zum Wirbelkörper befestigt werden aus Rücksicht auf die Bänder und da es sonst zu Schwierigkeiten beim Abtasten der Marker kommen könnte
P8	L2/3	<ul style="list-style-type: none"> • Das Präparat wurde mit nur 5 Lendenwirbeln geliefert (L1-5) • Vor der Präparation waren auf beiden Seiten die Bandscheiben beschädigt • Vor der Präparation war auf linker Seite zwischen L2 und L3 das Facettengelenk geöffnet, auf der rechten Seite angeschnitten, aber nicht geöffnet • Umsetzung der eigentlichen Landmarken beim Setzen der Plexiglasstifte war nicht ganz möglich (wegen des vorderen Längsbandes konnten die frontalen Plexiglasstifte nicht richtig mittig am Wirbelkörper platziert werden, an den Dornfortsätzen liegt der Plexiglasstift an L3 weiter kranial und an L4 weiter kaudal als es die Landmarken eigentlich vorsehen, die lateralen Plexiglasstifte konnten nicht direkt am Ansatz des Wirbelbogens zum Wirbelkörper befestigt werden aus Rücksicht auf die Bänder und da es sonst zu Schwierigkeiten beim Abtasten der Marker kommen könnte

Tabelle A.1 Präparationsprotokoll: Zuordnung der Segmente zu den Präparatnummern und Beschreibung der Besonderheiten, die während der Präparation aufgetreten sind.

Anhang B Datenblatt Tekscan Quadsensor 6900



Model	General Dimensions			Sensing Region Dimensions								Summary	
	Overall Length	Overall Width	Tab Length	Matrix Width	Matrix Height	Columns			Rows		Total No. of Sensels	Sensel Spatial Resolution	
	L	W	A	MW	MH	CW	CS	Qty.	RW	RS			Qty.
US 6900	(in) 17.00	(in) 4.21	(in) 4.39	(in) 0.55	(in) 0.55	(in) 0.025	(in) 0.050	11	(in) 0.025	(in) 0.050	11	121	(sensel per sq-in) 400.0
Metric 6900	(mm) 431.8	(mm) 107.0	(mm) 111.4	(mm) 14.0	(mm) 14.0	(mm) 0.6	(mm) 1.3	11	(mm) 0.6	(mm) 1.3	11	121	(sensel per sq-cm) 62.0

Bild A.1 Schematische Zeichnung eines Quad Sensors 6900 [TEK11]. Er besteht aus vier voneinander unabhängigen Messfeldern, die allerdings alle die gleiche Empfindlichkeit aufweisen. Jedes dieser vier Messfelder muss einzeln kalibriert und konditioniert werden.

Anhang C Versuchsprotokoll

Versuchsprotokoll

Präparatnummer:

Datum:

Muskel	Parameter	Ablauf	Datei (PN ...VN)
<i>nativ</i>	M= 10 Nm	<ol style="list-style-type: none"> 1. Anatomische Landmarken abtasten 2. Ermitteln der Neutralposition 3. Flexion/Extension 4. laterale Beugung 5. axiale Rotation 	feo _____ lbo _____ axo _____
<i>alle Muskeln</i> <ul style="list-style-type: none"> • Zylinder 1-4 • Sensoren rot, blau, gelb, grün 	M= 10 Nm F= 400 N	<ol style="list-style-type: none"> 1. Stahlseil befestigen 2. Muskelkraft einleiten 3. Ermitteln der Neutralposition 4. Flexion/Extension 5. laterale Beugung 6. axiale Rotation 7. Präp. entlasten, Seil entfernen 	fea _____ lba _____ axa _____

Notizen:

PN= Präparatnummer

VN= Versuchsnummer (zweistellig und fortlaufend)

Tabelle A.2 Exemplarisches Versuchsprotokoll wie es zur Aufzeichnung der kinematischen Daten während der *in-vitro*-Wirbelsäulentests verwendet wird.

Präparatnr.	Besonderheiten während der Versuchsdurchführung
P1	Aluminiumkugel am Dornfortsatz des unteren Wirbels ist kurz vor dem Versuch abgebrochen, konnte aber wieder relativ gut an ursprünglicher Position fixiert werden- Abweichungen sind dennoch möglich
P2	Beim Abtasten von Landmarke P4 ergaben sich Probleme. An dieser Landmarke war es schwer die Linearprobe im Messfeld des Polaris-Systems zu platzieren, so dass die Linearprobe nur schwer erkannt werden konnte. Eventuell lag die Spitze der Linearprobe dadurch nicht ideal an der Aluminiumkugel, so dass es zu Abweichungen bei der Registrierung der kinematischen Daten kommen könnte.
P3	Beim Abtasten von Landmarke P4 ergaben sich Probleme. An dieser Landmarke war es schwer die Linearprobe im Messfeld des Polaris-Systems zu platzieren, so dass die Linearprobe nur schwer erkannt werden konnte. Eventuell lag die Spitze der Linearprobe dadurch nicht ideal an der Aluminiumkugel, so dass es zu Abweichungen bei der Registrierung der kinematischen Daten kommen könnte.
P4	Präparat mit dem auch die Vorversuche zum Ermitteln der geeigneten Regelparameter des Kuka-Roboters durchgeführt wurden. Die Regelparameter des Roboters waren für dieses Präparat andere als letzten Endes für alle anderen Präparate verwendet wurden.
P6	Bei den Versuchen mit Muskelsimulation nahm das Präparat eine sehr schiefe Position ein. Beim Abtasten von Landmarke P4 ergaben sich Probleme. An dieser Landmarke war es schwer die Linearprobe im Messfeld des Polaris-Systems zu platzieren, so dass die Linearprobe nur schwer erkannt werden konnte. Eventuell lag die Spitze der Linearprobe dadurch nicht ideal an der Aluminiumkugel, so dass es zu Abweichungen bei der Registrierung der kinematischen Daten kommen könnte.

Tabelle A.3 Protokoll der Auffälligkeiten und Schwierigkeiten, die während der *in-vitro*-Wirbelsäulenversuche zur Aufzeichnung der kinematischen Daten aufgetreten sind.

Anhang D Grenzfrequenzen zur Glättung der Kinematik

Grenzfrequenzen zur Glättung der Messwerte (Hz)

Präparatnr.	Rot.B.	Grenzfrequenz	Präparatnr.	Rot.B.	Grenzfrequenz
P1	axa	0,13512	P5	axa	0,13515
	fea	0,11534		fea	0,12501
	lba	0,05914		lba	0,04946
	axo	0,09575		axo	0,06757
	feo	0,06352		feo	0,06944
	lbo	0,05731		lbo	0,04320
MW P1		0,08770	MW P5		0,08164
P2	axa	0,14286	P6	axa	0,10639
	fea	0,10639		fea	0,11905
	lba	0,05952		lba	0,09091
	axo	0,07575		axo	0,07936
	feo	0,05435		feo	0,09259
	lbo	0,04808		lbo	0,05814
MW P2		0,08116	MW P6		0,09107
P3	axa	0,14705	P7	axa	0,13514
	fea	0,15152		fea	0,20833
	lba	0,05556		lba	0,06757
	axo	0,09433		axo	0,09160
	feo	0,10204		feo	0,05747
	lbo	0,03067		lbo	0,05747
MW P3		0,09686	MW P7		0,10293
P4	axa	0,17858	P8	axa	0,14704
	fea	0,10205		fea	0,13159
	lba	0,05952		lba	0,08197
	axo	0,11628		axo	0,09804
	feo	0,08326		feo	0,08474
	lbo	0,06667		lbo	0,08929
MW P4		0,10106	MW P8		0,10545
MW gesamt					0,09348

Tabelle A.4 Grenzfrequenzen zur Glättung der kinematischen Messwerte in Hz. Die Grenzfrequenzen sind für jedes Präparat und für jede Rotationsbewegung (Rot.B.) angegeben. Zusätzlich wurde für jedes Präparat einzeln und für alle Präparate gesamt der Mittelwert (MW) ermittelt.

Anhang E Range of Motion der Präparate

ungeglättete Werte (deg)						
Präparatnr.	AXA	AXO	FEA	FEO	LBA	LBO
P1	1,113	4,228	3,248	7,213	11,985	19,636
P2	0,953	2,600	2,709	6,271	9,912	14,599
P3	1,004	2,939	1,970	4,428	12,648	16,363
P4	1,314	3,368	3,281	7,502	10,704	15,498
P5	0,761	2,128	2,307	3,981	9,123	12,549
P6	1,185	3,219	2,010	5,280	6,689	12,486
P7	1,173	3,464	3,136	6,230	8,473	15,044
P8	0,744	1,897	1,818	4,177	8,450	13,636
geglättete Werte (deg)						
Präparatnr.	AXA	AXO	FEA	FEO	LBA	LBO
P1	0,849	3,979	3,151	7,029	11,379	18,993
P2	0,760	2,311	2,542	5,973	9,483	14,096
P3	0,682	2,592	1,831	4,252	12,086	15,604
P4	1,094	3,058	3,037	5,241	10,059	14,875
P5	0,501	2,214	2,171	3,695	8,619	11,958
P6	0,957	2,947	1,875	5,104	6,286	11,994
P7	0,849	3,255	3,048	5,956	8,069	14,446
P8	0,534	1,663	1,736	3,981	8,078	13,254

Tabelle A.5 Range of Motion in Grad der acht gestesteten Präparate bei Durchführung der drei Rotationsbewegungen mit und ohne Muskelsimulation. Die obere Tabelle zeigt die Range of Motion der ungeglätteten Werte während die untere Tabelle die der geglätteten Werte anzeigt.

Anhang F Zuordnung der Zylinder zu den Muskelpaaren

Zylinder	Kraftmesssensor	Muskelpaar
1	rot	<ul style="list-style-type: none">• M. multifidus kaudal
2	blau	<ul style="list-style-type: none">• M. psoas major am corpus vertebra
3	gelb	<ul style="list-style-type: none">• M. psoas major am processus transverses• M. iliocoastalis + M. longissimus
4	grün	<ul style="list-style-type: none">• M. multifidus kranial

Tabelle A.6 Im LBB verwendete Zuordnung der simulierten Muskelpaare und Kraftmesssensoren zu den Zylindern.

Anhang G Zylindervolumen und Differenz im Gelenkspalt

Absolutvolumen des Zylinders im Spalt (in mm ³)								
Facettengelenk	Extension				Flexion			
	AP	33%	66%	100%	AP	33%	66%	100%
links (nativ)	37,9	36,6	35,6	35,4	37,9	36,2	36,5	37,8
rechts (nativ)	49,2	47,0	44,5	42,6	49,2	48,6	49,1	50,1
links (m.Muskeln)	19,7	18,7	18,6	18,6	19,7	20,9	20,2	20,6
rechts (m.Muskeln)	41,7	36,6	31,0	28,8	41,7	41,8	42,8	43,9
Facettengelenk	Lat. B. nach links				Lat. B. nach rechts			
	AP	33%	66%	100%	AP	33%	66%	100%
links (nativ)	28,9	39,1	56,4	71,4	28,9	18,9	7,5	-0,8
rechts (nativ)	62,1	51,6	41,9	28,6	62,1	70,7	79,7	89,3
links (m.Muskeln)	12,5	15,9	27,7	35,4	12,5	8,0	0,4	-1,5
rechts (m.Muskeln)	22,9	23,0	18,7	13,7	22,9	30,4	38,9	43,2
Facettengelenk	Ax. R. nach rechts				Ax. R. nach links			
	AP	33%	66%	100%	AP	33%	66%	100%
links (nativ)	39,0	37,4	35,1	32,7	39,0	39,7	43,8	46,6
rechts (nativ)	53,2	55,5	57,9	60,5	53,2	54,6	52,2	49,8
links (m.Muskeln)	9,4	7,5	6,1	4,8	9,4	10,7	12,7	15,3
rechts (m.Muskeln)	28,7	30,2	31,5	32,8	28,7	26,3	24,4	22,6

Tabelle A.7 Übersicht der einzelnen Werte des Absolutvolumens des Zylinders im Gelenkspalt in mm³. Aufgeführt werden zu jeder Rotationsbewegung die Volumina des linken und des rechten Facettengelenkes bei der Versuchsdurchführung mit und ohne Muskelsimulation zu den unter 4.4.3 definierten Zeitpunkten. Die Werte spiegeln jeweils den arithmetischen Mittelwert der getesteten Präparate.

Volumendifferenz des Zylinders im Spalt (in mm ³)						
Facettengelenk	Extension			Flexion		
	33%-AP	66%-AP	100%-AP	33%-AP	66%-AP	100%-AP
links (nativ)	-1,3	-2,2	-2,5	-1,7	-1,4	-0,1
rechts (nativ)	-3,7	-6,2	-8,1	-2,1	-1,6	-0,6
links (m.Muskeln)	-1,0	-1,1	-1,1	1,2	0,5	0,9
rechts (m.Muskeln)	-5,1	-10,7	-12,9	0,1	1,1	2,2
Facettengelenk	Lat. B. nach links			Lat. B. nach rechts		
	33%-AP	66%-AP	100%-AP	33%-AP	66%-AP	100%-AP
links (nativ)	10,2	27,5	42,6	-9,9	-21,4	-29,7
rechts (nativ)	-10,5	-20,2	-33,5	8,6	17,6	27,2
links (m.Muskeln)	3,3	15,2	22,9	-4,6	-12,1	-14,0
rechts (m.Muskeln)	0,1	-4,2	-9,2	7,5	16,0	20,2
Facettengelenk	Ax. R. nach rechts			Ax. R. nach links		
	33%-AP	66%-AP	100%-AP	33%-AP	66%-AP	100%-AP
links (nativ)	-1,6	-3,9	-6,4	0,6	4,7	7,6
rechts (nativ)	2,2	4,7	7,3	1,4	-1,0	-3,4
links (m.Muskeln)	-1,9	-3,3	-4,6	1,3	3,3	5,9
rechts (m.Muskeln)	1,6	2,8	4,1	-2,3	-4,3	-6,1

Tabelle A.8 Übersicht der einzelnen Werte der Volumendifferenz des Zylinders im Gelenkspalt in mm³ jeweils im Vergleich zum Volumen während der Anfangsposition. Aufgeführt werden zu jeder Rotationsbewegung die Volumendifferenzen des linken und des rechten Facettengelenkes bei der Versuchsdurchführung mit und ohne Muskelsimulation. Die Werte spiegeln jeweils den arithmetischen Mittelwert der getesteten Präparate. Die Werte ergeben sich jeweils aus der Differenz des Absolutvolumens zu dem definierten Messzeitpunkt und dem Absolutvolumen zu der Anfangsposition (**Tabelle A.7**).

Anhang H DVD: SOP's, Literatur, Simulation

Aufgrund des Datenumfangs wird an dieser Stelle eine DVD hinterlegt, die Folgendes beinhaltet:

- SOP 1: Setzen der Marker zum Abtasten der anatomischen Landmarken
- SOP 2: Charakterisierung der neuen Abtastspitze
- SOP 3: Abtasten der anatomischen Landmarken
- SOP 4: Glättung von kinematischen Messdaten
- SOP 5: Modellerstellung durch Segmentierung in Amira
- SOP 6: Konvertierung der STL-Modelle in das SAT-Format
- SOP 7: Mittelpunktbestimmung der Marker mit YaDiv
- SOP 8: Übertragung der Kinematik auf die Modelle und Simulation
- SOP 9: Volumenmessung im Gelenkspalt für die Auswertung der Kinematik
- Für diese Arbeit verwendete Literatur (wissenschaftliche paper)
- Videos zur Simulation der drei Rotationsbewegungen nativ und mit Simulation von Muskelkräften am Beispiel von Präparat 7