

**Methoden zur Erstellung und Validierung
feinstrukturierter und individueller Computermodelle der
Lendenwirbelsäule anhand von bildgebenden Verfahren**

von

Nicolas Damm
aus Diez

Angenommene Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktors der Naturwissenschaften
Fachbereich 3: Mathematik/Naturwissenschaften
Universität Koblenz-Landau

Gutachterinnen und Gutachter:

Prof. Dr. Karin Gruber
Prof. Dr. Rolfdieter Frank

Prüfungskommission:
Prof. Dr. Thomas Götz
Prof. Dr. Karin Gruber
Prof. Dr. Rolfdieter Frank

Tag der mündlichen Prüfung: 17.07.19

Danksagung

Der folgende Dank gilt einigen Personen, die maßgeblich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Zuallererst möchte ich mich bei meiner Doktormutter Frau Prof. Dr. Karin Gruber für die intensive Betreuung, die vielen Gespräche auf fachlicher und persönlicher Ebene sowie die permanente Erreichbarkeit bedanken.

Ich danke Herrn Prof. Dr. Rolfdieter Frank, der mir besonders beim Lösen mathematischer Problemstellungen zur Seite stand.

Herr Dr. Robert Rockenfeller stand mir während der gesamten Zeit als fachlich kompetenter Diskussionspartner in jeglicher Hinsicht zur Verfügung. Vielen Dank für die fachliche und emotionale Unterstützung, die mir sehr geholfen hat.

Meinen Dank möchte ich auch Herrn Dr. Ameet Aiyangar aussprechen, der mir eine Serienaufnahme einer Bewegung in Form von Röntgenbildern zur Verfügung stellte und mich in fachlicher Hinsicht durch viele Gespräche unterstützte.

Bedanken möchte ich mich auch bei Herrn Prof Dr. med. Sven Rainer Kantelhardt, der mich mit seiner klinischen Erfahrung stets umfassend beraten konnte.

Herrn Dr. med. Michael Kosterhon danke ich für die Bereitstellung medizinischer Bilddaten und die vielen fachbezogenen Diskussionen aus medizinischer Sichtweise.

Herrn Prof. Dr. med. Stephan Felber gilt mein Dank für das Ermöglichen einer Studie am offenen MRT und für die diesbezüglich hilfreichen Anregungen.

Herrn Dr. med. Ralph Wickenhöfer danke ich für die Bereitstellung medizinischer Bilddaten.

Abschließend möchte ich mich bei meiner Familie und meiner Frau bedanken, die sich immer Zeit für mich nahmen und mich vor allem emotional unterstützten.

Zusammenfassung

Die Computermodellierung menschlicher Teilkörperstrukturen gewinnt zunehmend an Bedeutung für den Einsatz in der Medizin. Es handelt sich dabei um ein interdisziplinäres Forschungsfeld, bei dem durch die Zusammenarbeit von Physik, Mathematik, Computervisualistik und Medizin neue Methoden entwickelt werden können, mit denen genauere Aussagen über mechanische Belastungen von inneren kraftübertragenden Strukturen, wie Zwischenwirbelscheiben, Ligamente, Gelenke und Muskeln, bei Bewegungsabläufen getroffen werden können.

Zu Beginn dieser Arbeit wird die Bedeutsamkeit des Forschungsbedarfs in der Computermodellierung, spezialisiert auf den Bereich der Wirbelsäule, dargelegt.

Nachfolgenden werden die grundlegenden anatomischen Strukturen erörtert, wozu die Zwischenwirbelscheiben, die Ligamente, die Facettengelenke und Muskulatur zählen.

Anschließend werden Algorithmen entwickelt, mit denen aus CT-Daten unter geringem Zeitaufwand sowie semiautomatisch individuelle LWS-Modelle erstellt werden können. Dabei werden Methoden erarbeitet, mit denen die vorgestellten kraftübertragenden Strukturen der Wirbelsäule, wie die Zwischenwirbelscheiben, Ligamente, Facettengelenke und Muskeln, modelliert werden können.

Im weiteren Verlauf werden unterschiedliche bildgebende Verfahren (MRT-Daten, Röntgenfilm, Röntgenfunktionsaufnahmen) zur Validierung der LWS-Modelle vorgestellt und verwendet.

Abschließend werden die erarbeiteten Algorithmen genutzt, um eine größere Anzahl an individuellen LWS-Modellen zu erstellen, die anschließend auf Gemeinsamkeiten und Unterschiede bzgl. der inneren Belastungen sowie auf physiologisch korrekte Bewegungsabläufe hin untersucht werden. Dazu wird insbesondere das relative momentane Drehzentrum zwischen zwei benachbarten Wirbeln berechnet.

Abstract

Computer modelling of human partial body structures is becoming increasingly important for medical application. This is an interdisciplinary field of research in which new methods can be developed through the cooperation of physics, mathematics, computer visualistics and medicine. These methods can be used to make more precise statements about the mechanical loads of internal force-transmitting structures, such as intervertebral discs, ligaments, joints and muscles, during motion sequences.

At the beginning of this work, the importance of the need for research in computer modeling, specialized in the area of the spine, is presented.

In the following, the basic anatomical structures will be discussed, including intervertebral discs, ligaments, facet joints and musculature.

Algorithms are then developed to create individual lumbar spine models from CT data in a short time and semi-automatically. Methods will be developed to model the presented force-transmitting structures of the spine, such as the intervertebral discs, ligaments, facet joints and muscles.

In addition different imaging methods (MRT data, x-ray film, x-ray functional images) will be presented and validate the lumbar spine models.

Finally, the algorithms developed will be used to create a larger number of individual lumbar spine models, which will then be examined for similarities and differences with regard to internal loads as well as for physiologically correct movement sequences. In particular, the relative momentary center of rotation between two adjacent vertebrae is calculated.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung und Problemstellung.....	1
2	Stand der Forschung	7
3	Anatomie der Lendenwirbelsäule.....	11
3.1	Anatomischer Aufbau	12
3.1.1	Wirbel.....	14
3.1.2	Zwischenwirbelscheibe	17
3.1.3	Ligamente.....	19
3.1.4	Facettengelenke	23
3.1.5	Muskulatur	24
3.2	Bewegungsmöglichkeiten.....	32
4	Individuelles Modell der Lendenwirbelsäule	36
4.1	Segmentierung von Lendenwirbelsäulen	36
4.2	Festlegen der Ligamentansatzpunkte	38
4.3	Festlegen der Ursprünge und Ansätze der Muskulatur	40
4.4	Positionieren der segmentierten Oberflächen.....	41
4.5	Übertragung der Daten in SIMPACK.....	42
4.6	Aufbau des Modells in SIMPACK	43
5	Modellierung der kraftübertragenden Strukturen einer Lendenwirbelsäule	46
5.1	Modellierung der Zwischenwirbelscheibe	46
5.1.1	Berechnung des Zwischenwirbelscheibenmittelpunkts	46
5.1.2	Physikalische Modellierung der Zwischenwirbelscheibe.....	49
5.2	Modellierung der Facettengelenke	59
5.2.1	Berechnung der 3D-Regressionsflächen	59
5.2.2	Physikalische Modellierung der Facettengelenke.....	64
5.3	Modellierung der Ligamente	66
5.3.1	Physikalische Modellierung der Ligamente	67
5.3.2	Ligament Kennlinien.....	68
5.4	Modellierung der Muskulatur	101
5.4.1	Einfaches Muskelmodell in SIMPACK.....	103
5.4.2	Muskulatur im Lendenwirbelsäulenmodell	105
6	Bewegungssimulationen und Validierung	107

6.1	Überprüfung des Bewegungsverhaltens des LWS-Modells anhand von MRT-Aufnahmen	107
6.2	Überprüfung des Bewegungsverhaltens des LWS-Modells anhand eines Röntgenfilms.....	118
6.3	Überprüfung des Bewegungsverhaltens des LWS-Modells anhand von Röntgenfunktionsaufnahmen.....	140
7	Belastungsberechnungen und Bewegungssimulationen individueller LWS-Modelle	154
8	Zusammenfassung und Ausblick.....	174
9	Literaturverzeichnis	177
10	Abbildungsverzeichnis.....	184
11	Tabellenverzeichnis	194
12	Fachausdrücke und Abkürzungen	195

1 Einleitung und Problemstellung

Die Computermodellierung menschlicher Teilkörperstrukturen gewinnt zunehmend an Bedeutung für den Einsatz in der Medizin. Es handelt sich dabei um ein interdisziplinäres Forschungsfeld, bei dem durch die Zusammenarbeit von Physik, Mathematik, Computervisualistik und Medizin neue Methoden entwickelt werden können, mit denen genauere Aussagen über mechanische Belastungen von inneren kraftübertragenden Strukturen, wie Zwischenwirbelscheiben, Ligamente, Gelenke und Muskeln, bei Bewegungsabläufen getroffen werden können.

Insbesondere eröffnet die Erstellung individueller Computermodelle von Patienten basierend auf unterschiedlichen bildgebenden Verfahren (MRT-, CT- und Röntgenaufnahmen), wie sie routinemäßig in Kliniken erstellt werden, neue Möglichkeiten für die medizinische Diagnostik und Therapie. Ein langfristiges Ziel ist dabei die computerunterstützte Operationsplanung, bei der mithilfe eines patientenspezifischen Computermodells verschiedene operative Therapien simuliert und durch Quantifizierung der übertragenen Kräfte und Drehmomente in den Körperstrukturen, Kriterien für die bestmögliche Lösung errechnet werden können.

Eine Herausforderung bei der Entwicklung individueller Computermodelle ist die zuverlässige Ermittlung der mechanischen Eigenschaften der verschiedenen biologischen Gewebestrukturen des Patienten, da direkte Messungen innerhalb des Körpers kaum möglich sind.

In der biomechanischen Literatur existieren diverse in-vitro Experimente zur Bestimmung der Materialeigenschaften von biologischem Gewebe, das allerdings für den individuellen Fall genauer spezifiziert werden muss.

Im Folgenden wird die Bedeutsamkeit des Forschungsbedarfs in der Computermodellierung, spezialisiert auf den Bereich der Wirbelsäule, dargelegt.

Die Wirbelsäule liegt zentral im menschlichen Körper und erfüllt gleich zwei sich widersprechende Aufgaben. Zum einen muss sie stabil sein, um den Rumpf tragen zu können, zum anderen aber auch flexibel, um eine gewisse Bewegungsfreiheit zuzulassen. Eine Vielzahl an Ligamenten und Muskeln setzen an ihr an und ermöglichen so Bewegungen sowie eine aufrechte Haltung. Des Weiteren bietet die Wirbelsäule einen sicheren Schutz für das Rückenmark. (vgl. Kapandji, 2009, 2-4) Aufgrund der vielen Funktionen wird schnell ersichtlich, wie bedeutend eine gesunde Wirbelsäule für uns Menschen ist, da sie eine wichtige Rolle im Alltag übernimmt.

Doch gerade in der westlichen Gesellschaft zählen Rückenschmerzen zu den häufigsten Leiden (vgl. Raspe, 2012, 10), die den Arbeitsalltag stark einschränken, wie Abbildung 1 verdeutlicht. Dargestellt sind die wichtigsten Einzeldiagnosen an allen Arbeitsunfähigkeitstagen im Jahr 2018. Geschlechterübergreifend sind demnach vor allem Infektionen der oberen Atemwege Grund für einen Arbeitsunfähigkeitstag. Dies können beispielsweise Erkältungen oder grippeähnliche Erkrankungen sein. Rückenschmerzen stellen im Gesamten mit 5,3 % die zweithäufigste Diagnose dar.

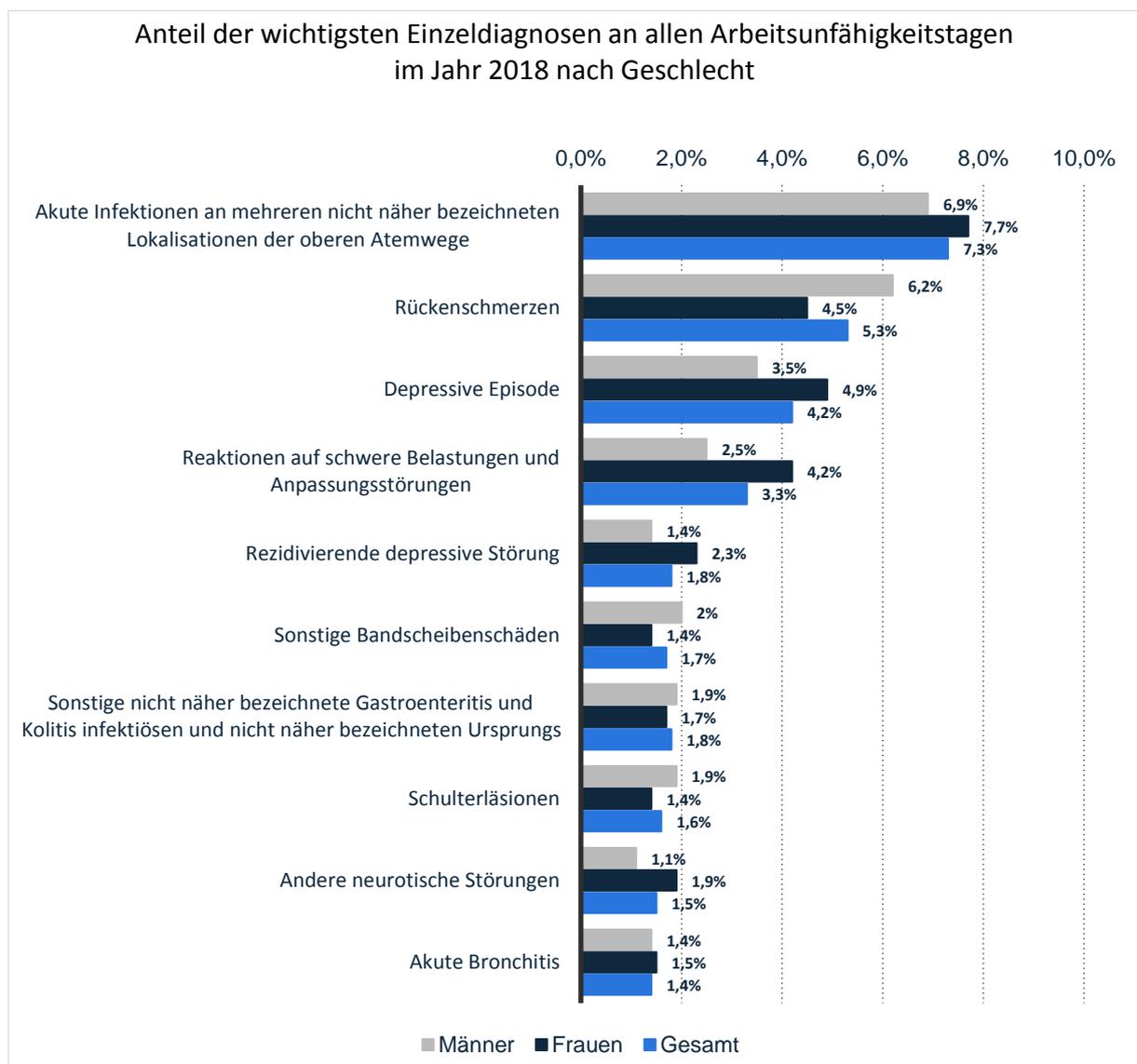


Abbildung 1 - DAK. (2018). Anteil der wichtigsten Einzeldiagnosen an allen Arbeitsunfähigkeitstagen im Jahr 2018 nach Geschlecht. In Statista - Das Statistik-Portal. Zugriff am 8. Mai 2019, von <https://de.statista.com/statistik/daten/studie/254444/umfrage/arbeitsunfaehigkeitstage--wichtigste-einzeldiagnosen-nach-geschlecht/>.

Abbildung 2 zeigt die Arbeitsunfähigkeitstage aufgrund von Rückenschmerzen verteilt nach Falldauergruppen. Auffallend ist, dass 42 % der Arbeitsunfähigkeiten aufgrund von Rückenschmerzen mehr als 42 Tage andauerten, so dass lange Ausfallzeiten der betroffenen Personen entstanden.

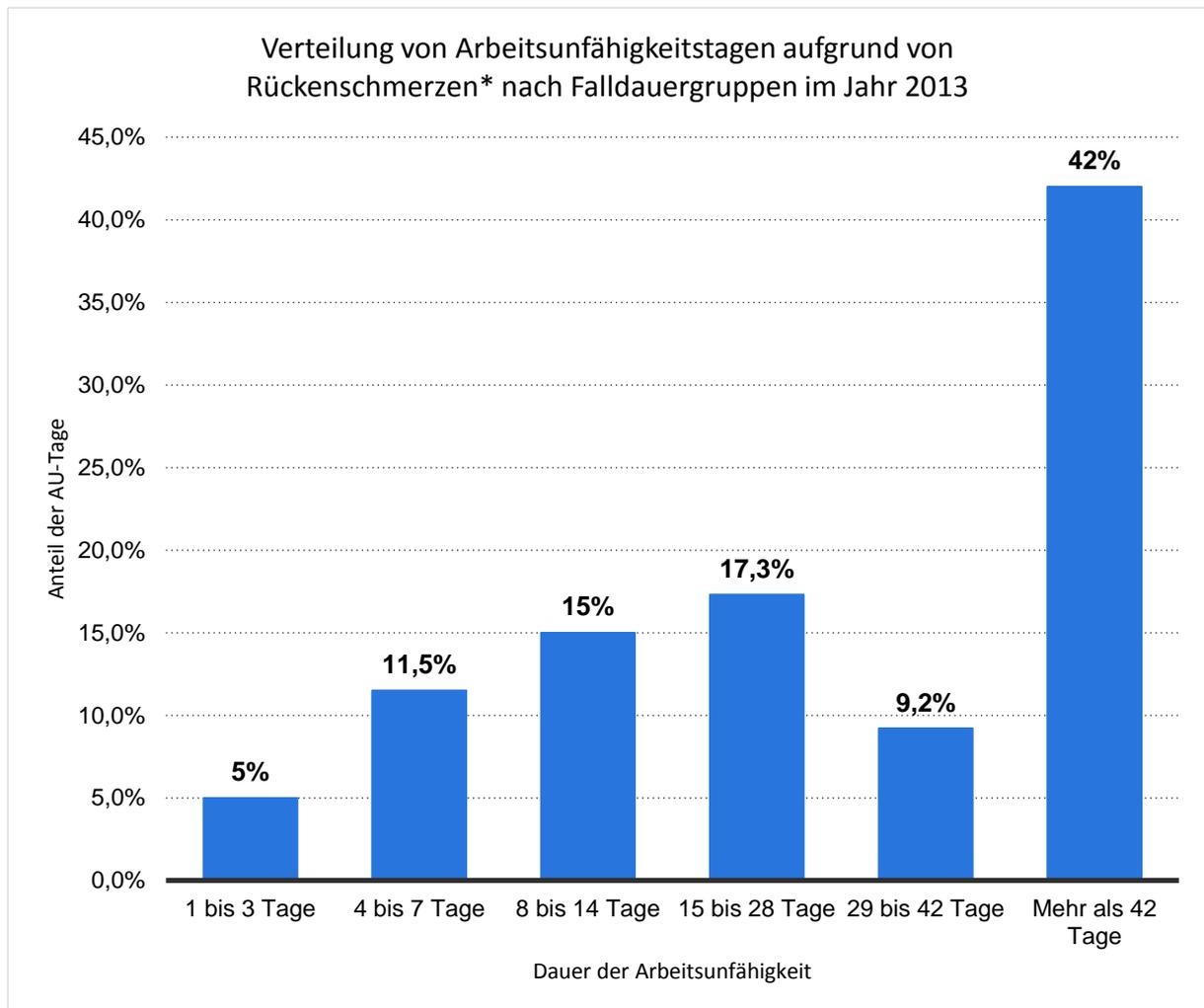


Abbildung 2 - TK. (2014). Verteilung von Arbeitsunfähigkeitstagen aufgrund von Rückenschmerzen* nach Falldauergruppen im Jahr 2013. In Statista - Das Statistik-Portal. Zugriff am 8. Mai 2019, von <https://de.statista.com/statistik/daten/studie/307573/umfrage/arbeitsunfaehigkeit-au-tage-aufgrund-von-rueckenschmerzen-nach-falldauergruppen/>.

* ICD10-Diagnosegruppe: M54 Rückenschmerzen

Abbildung 3 zeigt zudem, dass der Anteil der Menschen mit Rückenschmerzen in Deutschland mit dem Alter nahezu linear zunimmt (vgl. Raspe, 2012, 13). Auffällig ist die Personengruppe der 18 – 29 jährigen Frauen, bei denen bereits jede fünfte Frau über Rückenschmerzen klagt.

Rückenschmerzen in der deutschen Bevölkerung

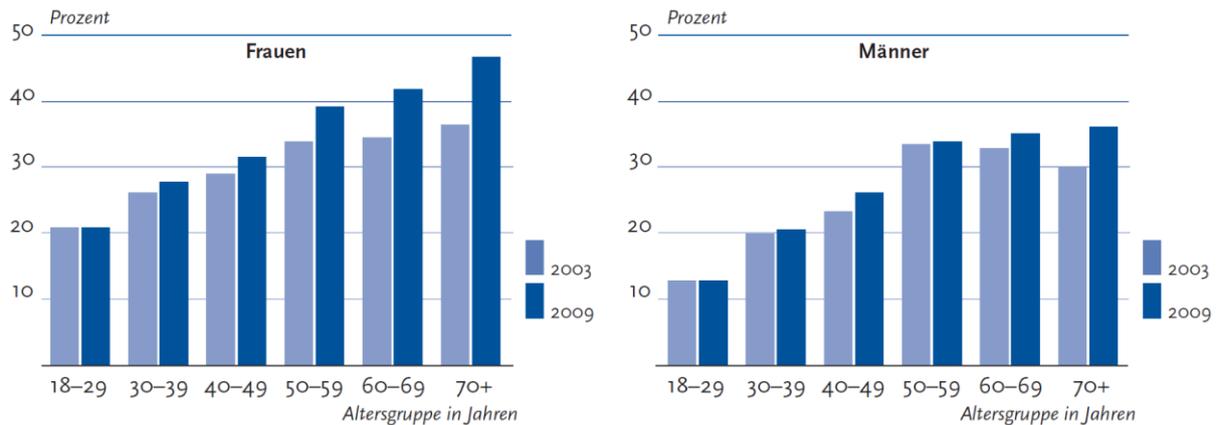


Abbildung 3 - Anteile der Menschen mit Rückenschmerzen in der deutschen Bevölkerung von 2003 und 2009, die mindestens 3 Monate lang und fast täglich auftraten (Gesundheitssurvey des RKI 2003, 2009, nach Raspe, 2012, 13).

Darüber hinaus zeigt Abbildung 4, in der die stationären Behandlungsfälle aufgrund von Rückenleiden in den Jahren 2000 und 2010 gegenübergestellt sind, dass unabhängig vom Geschlecht immer häufiger stationäre Aufenthalte notwendig sind.

Des Weiteren wurden im Bereich der Wirbelsäule durchschnittlich 38 % der Fälle operativ behandelt (vgl. Raspe, 2012, 21).

Stationäre Behandlungsfälle aufgrund von Rückenleiden

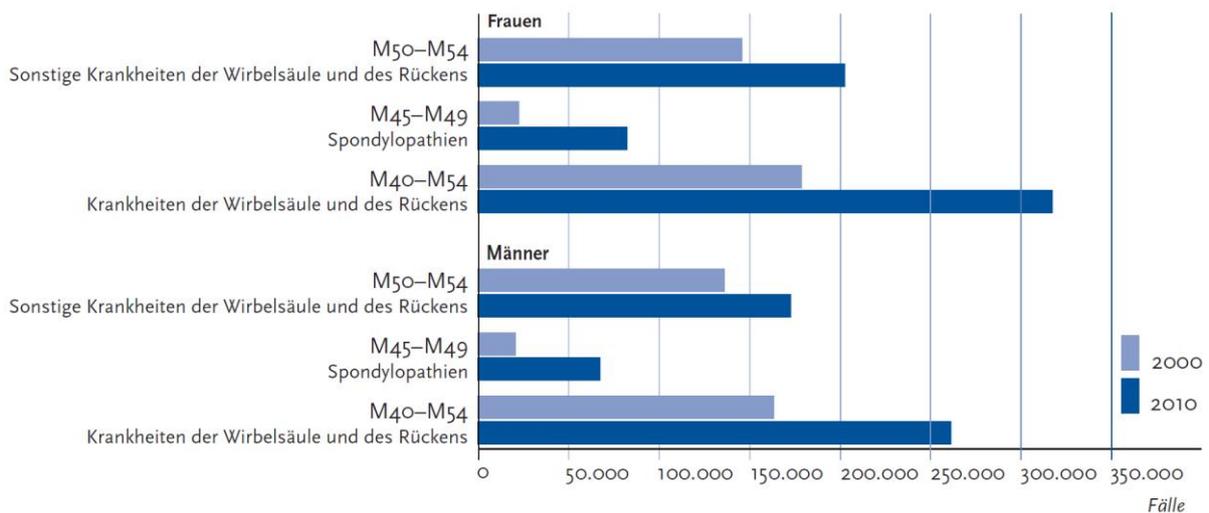


Abbildung 4 - Geschlechterspezifische Darstellung der stationären Behandlungsfälle aufgrund von Rückenleiden in den Jahren 2000 und 2010 (Statistisches Bundesamt, 2012, nach Raspe, 2012, 20).

Da die Wirbelsäule in verschiedene Abschnitte eingeteilt werden kann und Rückenschmerzen auch gleichzeitig in mehreren Regionen auftreten können, wurden Schmerz Betroffene gebeten, die Schmerzen zu lokalisieren, wobei folglich auch Mehrfachnennungen erlaubt waren. Dabei zeigte sich, dass ca. die Hälfte (49 %) nur Schmerzen in der Lendenwirbelsäule (LWS) verspürten. 15 % gaben Schmerzen einzig in der Halswirbelsäule (HWS) und lediglich 6 % in der Brustwirbelsäule (BWS) an. 30 % klagten über Schmerzen in mehreren Regionen, wobei 77 % neben einer weiteren Region die LWS angaben. Zusammenfassend ist demnach die LWS besonders häufig von Rückenschmerzen betroffen. (vgl. Storm et al., 2018, 83-85)

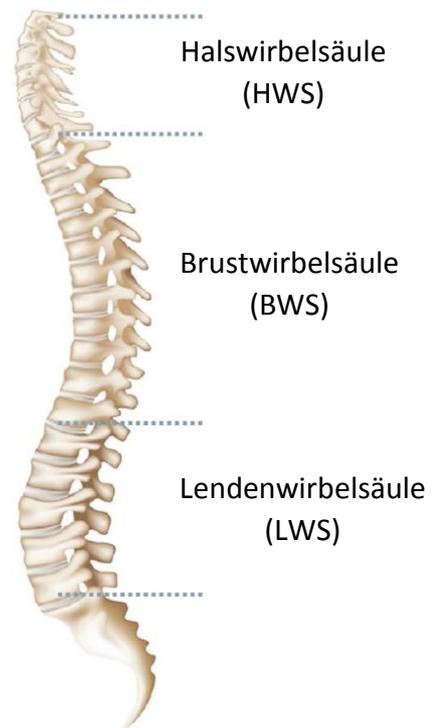


Abbildung 5 - Wirbelsäulenabschnitte (nach Storm et al., 2018, 84)

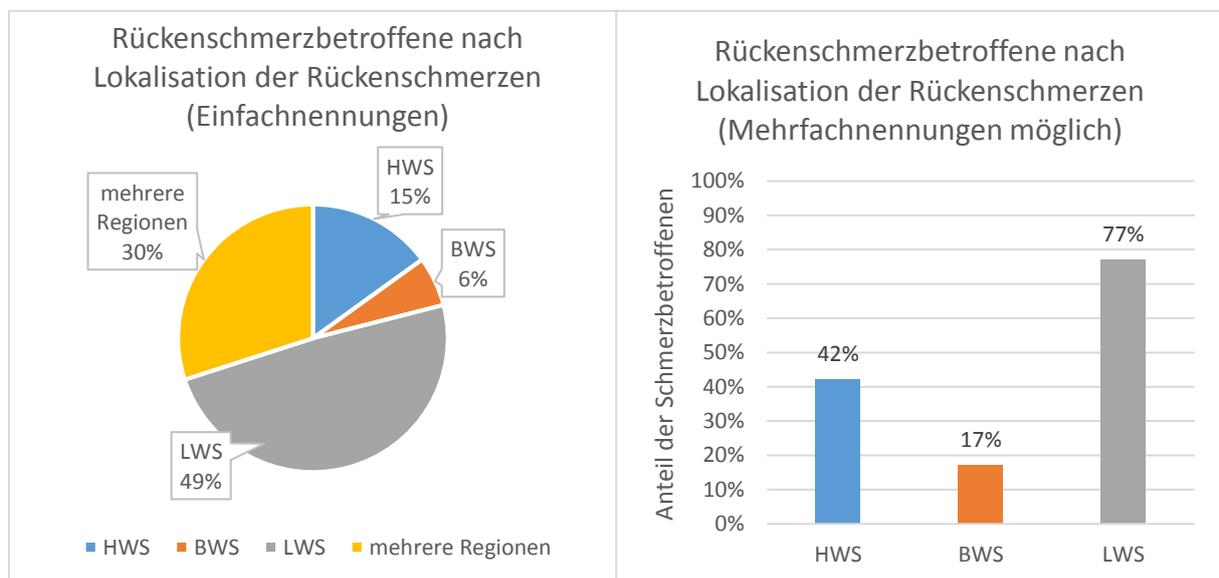


Abbildung 6 - Rückenschmerzbetroffene nach Lokalisation der Rückenschmerzen aufgeteilt in Einfachnennungen links und Mehrfachnennungen rechts. (nach Storm et al., 2018, 83-85)

Die hohe Anzahl der von Rückenschmerzen Betroffenen hat eine hohe Zahl an Krankenhausaufenthalten zur Folge. So haben sich die Aufenthalte von 2007 bis 2015 in Deutschland aufgrund von Wirbelsäulenerkrankungen (ICD-Diagnosegruppe: M40-54) um 154.000 auf 611.000 pro Jahr gesteigert. Im gleichen Zeitraum erhöhten sich die operativen Eingriffe, welche die Wirbelsäule und Zwischenwirbelscheibe (ZWS) betrafen, von 452.000 auf 772.000, was einem Anstieg von 71 % entspricht. Im Durchschnitt wurden im Jahr 2015 am Rücken pro Tag 2.115 operative Eingriffe durchgeführt. Zum Vergleich belief sich die Zahl im Jahr 2007 noch auf 1.238. Zudem zeigen sich deutliche regionale Unterschiede. So wurden beispielsweise Rückenleidende aus dem Saarland nahezu doppelt so oft stationär behandelt wie Menschen aus Baden-Württemberg. (vgl. Volbracht, Fürchtenicht und Grote-Westrick, 2017, 1-8)

Dies zeigt, dass trotz vorhandener konservativer Methoden viele Erkrankungen am Rücken operativ behandelt werden. Sichtliche regionale Unterschiede lassen zudem auf Unsicherheiten bzgl. der Notwendigkeit eines Eingriffs schließen. Des Weiteren stellt die individuelle Morphologie der Wirbelsäule jede Operation als eine neue Herausforderung dar. Ein Computermodell der LWS könnte bei der Planung einer solchen Operation unterstützende Arbeit leisten, da man so durch Simulation Vorhersagen treffen könnte. Dafür ist es natürlich notwendig, dass die Modelle einerseits in möglichst kurzer Zeit erstellt werden können und andererseits so weit wie möglich individualisierbar sind.

In der vorliegenden Arbeit werden daher im ersten Schritt notwendige Algorithmen erarbeitet, um unter geringem Zeitaufwand Computermodelle von LWS erzeugen zu können, die alle relevanten kraftübertragenden Strukturen enthalten. Anschließend werden mithilfe der Algorithmen unterschiedliche Modelle erzeugt und anhand verschiedener bildgebender Verfahren überprüft, um schlussendlich mittels Bewegungssimulationen das Bewegungsverhalten und gleichzeitig innere Belastungen analysieren zu können.

Um einen angenehmen Lesefluss zu gewährleisten, wird in der vorliegenden Arbeit das generische Maskulinum verwendet. Weibliche und anderweitige Geschlechteridentitäten sind jedoch stets mitgemeint, soweit nicht ausdrücklich auf ein bestimmtes Geschlecht hingewiesen wird.

2 Stand der Forschung

Zur Erstellung von Computermodellen sind vor allem zwei Ansätze weit verbreitet. Zum einen die Finite-Elemente (FE) Methode und zum anderen die Multi-Body-Simulation (MBS) Methode.

Mithilfe der FE-Methode wurden einige Modelle der LWS bzw. Lendenwirbelsäulenabschnitte entwickelt, wobei man die nötigen Wirbelgeometrien oft aus einer Computertomografie (CT-Aufnahme) gewann. Auf deren Grundlage wurde ein entsprechendes Modell erstellt, welches anschließend mittels in-vitro Experimentdaten validiert werden konnte (vgl. Ayturk und Puttlitz, 2011; Schmidt et al., 2012; Lin et al., 2013; Park et al., 2013).

Zander et al. (2001) entwickelten ein Modell der LWS, das auf einem vierten Lendenwirbel L4 von Smit (1996) basiert, der entsprechend angepasst wurde. Die Wirbelgeometrien entsprechen nach Zander et al. (2009), die das Modell ebenfalls nutzten, einem durchschnittlichen Patienten.

Dreischarf et al. (2010) entwickelten ein symmetrisch angelegtes Modell der LWS, um aufrechtes Stehen zu simulieren. Dabei wurden die Wirbel als starre Körper modelliert, da Test-Simulationen zeigten, dass diese Vereinfachung lediglich einen vernachlässigbaren Effekt auf die Ergebnisse zur Folge hatte. Damit auch hohe axiale Kräfte in der ZWS wirken konnten, wurde das Konzept der Follower Load verwendet. Dabei wirkt die äußere Kraft entlang der Krümmung der LWS, was jedoch die Rotation zwischen den Wirbeln sowie Scherkräfte minimiert, die in-vivo allerdings auftreten können.

Das Konzept der Follower Load wird in FE-Modellen oft verwendet (vgl. Dreischarf et al., 2010), um die Belastung durch die Gewichtskraft des Oberkörpers zu simulieren. Eine Alternative, um äußere Belastungen zu simulieren, die in FE-Modellen allerdings nicht genutzt wird, stellt die Hill'sche Muskelmodellierung dar, die auf die Arbeiten von Hill (1938) zurückgeht.

Nach der Entwicklung eines LWS-Modells auf Grundlage eines CT-Datensatzes wird dieses meist als generisches bzw. allgemeingültiges Modell betrieben, um damit auf die Allgemeinheit zu schließen (vgl. Xu et al., 2017). Dreischarf et al. (2014) untersuchten in diesem Zusammenhang die Variabilität zwischen 8 verschiedenen weltweit entwickelten FE-Modellen der LWS und konnten zeigen, dass der Durchschnitt der Simulationsergebnisse genauere Vorhersagen zulässt, als dies mit einem einzelnen Modell möglich gewesen wäre.

Um künftig die individuellen Geometrien der Wirbel berücksichtigen zu können, generierten Xu et al. (2017) fünf Modelle der LWS aus fünf unterschiedlichen CT-Aufnahmen und verglichen zudem die Simulationsergebnisse der Modelle untereinander und mit in-vitro Experimentdaten.

Die FE-Modellierung betreffend können jedoch die langwierigen Entwicklungszeiten für ein Modell sowie längere Berechnungszeiten als nachteilhaft angesehen werden. Darüber hinaus erscheint die Integration vorhandener LWS-Modelle in ein umfangreicheres Modell des kompletten Oberkörpers oder des gesamten Körpers aufgrund der Komplexität der Modelle schwierig. Dreischarf et al. (2010) zeigten zudem, dass der Pfad der Follower Load bzgl. der Rotationszentren zwischen den Wirbeln optimiert werden sollte, was die Dauer von der Modellerstellung bis zur Anwendung weiter erhöht. Des Weiteren hat die direkte Simulation der Wirbelsäulenmuskulatur einen ähnlich stabilisierenden Effekt auf die LWS, wie er auch mithilfe der Follower Load erreicht werden kann. Somit wird jedoch durch die Verwendung des Konzepts der Follower Load eine gleichzeitige Integration einzelner Muskelzüge in ein Modell ausgeschlossen, da die Follower Load bereits Effekte der Muskulatur inkludiert.

Die hohe Komplexität der FE-Modelle bringt jedoch auch erhebliche Vorteile mit sich. Zum einen können die Wirbel als flexible Körper angenommen und zum anderen kraftübertragende Strukturen, wie die ZWS, detailgetreu implementiert werden.

Einen weiteren Ansatz stellt die MBS-Methode dar, mit der meist starre Körper über Gelenke miteinander verbunden werden. Mithilfe von geeigneten Kraftelementen, wie Feder-Dämpfer-Elementen, werden die passiven (ZWS, Ligamente und Facettengelenke) und aktiven (Muskulatur) kraftübertragenden Strukturen der LWS modelliert. Von großer Bedeutung ist daher die Bestimmung der einzelnen mechanischen Parameter, so dass die jeweilige kraftübertragende Struktur realistische Kräfte und Drehmomente überträgt. Vorteilhaft sind die kurzen Rechenzeiten sowie die Möglichkeit, Modelle von Teilkörperstrukturen in Ganzkörpermodelle zu integrieren. Des Weiteren kann die Hill'sche Muskelmodellierung angewendet werden, was neben der Berücksichtigung von individuellen Ansätzen und Ursprüngen auf den entsprechenden Knochen auch eine komplexe Berechnung der resultierenden Muskelkraft erlaubt.

Damsgaard et al. (2006) entwickelten ein generisches Muskelskelettsystem des gesamten Körpers, welches als kommerzielle Software ANYBODY (AnyBody Technology A/S, Dänemark, <https://www.anybodytech.com/software/>) vertrieben wird. Das Modell berücksichtigt

mehrere hundert Muskeln. Verwendet wurde die Hill'sche Muskelmodellierung. Somit kann mittels inverser Dynamik bei bekannter Bewegung beispielsweise die entsprechende Muskelaktivierung berechnet werden. Der Nutzer hat jedoch keine Möglichkeit, eigene Krafttroutinen einzubinden oder vorhandene zu modifizieren. Des Weiteren bietet ANYBODY keine Möglichkeit zur Vorwärtsdynamik.

Christophy et al. (2012) entwickelten ein Muskelskelettsystem des Torsos mittels der Software OPENSIM (National Institutes of Health (NIH), USA, <https://simtk.org/projects/opensim>), der ebenfalls ein generisches Skelettsystem zugrunde liegt. Das Modell umfasst somit die gesamte Wirbelsäule einschließlich Sakrum und Becken sowie den Thorax. Insgesamt wurden 238 Muskelzüge integriert, die auf Grundlage der Hill'schen Muskelmodellierung Kräfte erzeugen, so dass beispielsweise Flexions- und Extensionsbewegungen simuliert werden können. Die Lendenwirbel wurden dazu individuell positioniert, um einerseits die Krümmung und andererseits das Verhältnis zwischen Wirbel- und ZWS-Höhe an Literaturdaten anzupassen. Vernachlässigt wurden jedoch die Ligamente, die an der Wirbelsäule inserieren sowie die Facettengelenke, die jeweils zwei benachbarte Wirbel gelenkig miteinander verbinden. Das Modell bietet allerdings die Möglichkeit der Erweiterung um zusätzliche Körperteile bis hin zu einem Ganzkörpersystem.

Rupp et al. (2015) erstellten mit der hausinternen Software DEMOA ein Ganzkörperskelettmodell. Mithilfe der Software CALCMAN, mit der anthropometrische Datensätze generiert werden können, wurde ein generisches symmetrisch angelegtes Skelettsystem erzeugt. Die Knochen wurden als starre Körper gelenkig miteinander verbunden. ZWS und Ligamente wurden als nichtlineare Feder-Dämpfer-Elemente modelliert. Die integrierte Muskulatur basiert auf der Hill'schen Muskelmodellierung. Somit umfasst das Modell insgesamt 58 Ligamente und 202 Muskelzüge, lediglich auf eine Modellierung der Facettengelenke wurde verzichtet.

Unabhängig von der Methode (FE oder MBS) werden die Modelle meist mit einer axialen Kraft auf den kranialsten Wirbel belastet oder mittels eines Drehmoments ausgelenkt, so dass eine oder mehrere der folgenden Größen berechnet werden können (vgl. Rohlmann et al., 2009; Ayturk et al., 2011; Dreischarf et al., 2011; Dreischarf et al., 2014; Rupp et al., 2015; Xu et al., 2017):

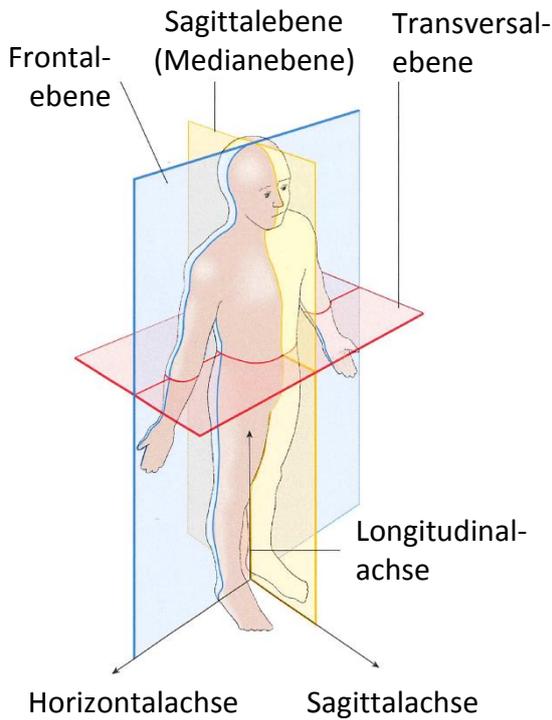
- intradiskaler Druck (IDP – intradiscal pressure)
- Deformationen und Kompressionskräfte in den ZWS

- Kompressionskräfte in den Facettengelenken
- Rotationen zwischen zwei Wirbeln (IVR – intervertebral rotation)
- Rotatorische Auslenkung (ROM – range of motion)

Aufgrund der Vielzahl an unabhängig voneinander entwickelten Modellen und Validierungen an in-vitro Experimentdaten, konnte ein breites Wissen über biomechanische Parameter aufgebaut werden.

In dieser Arbeit wird die MBS-Methode verwendet, da kurze Rechenzeiten für eine künftige individuelle und patientenspezifische Anwendung, wie beispielsweise die Operationsplanung, von entscheidender Bedeutung sind und in der MBS-Modellierung die Möglichkeit besteht, Teilkörpermodelle in umfangreichere Ganzkörpermodelle zu integrieren. ANYBODY bietet jedoch keine Möglichkeiten zur Vorwärtsdynamik und OPENSIM ist begrenzt in der Modellierung von nutzeigenen Krafterelementen, denn es können beispielsweise keine Kennlinien eingelesen werden, die Materialeigenschaften von kraftübertragenden Strukturen beschreiben. SIMPACK v.2018 (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, Frankreich) bietet diese Möglichkeiten und wird daher als Software zur MBS-Computermodellierung verwendet.

3 Anatomie der Lendenwirbelsäule



In der Medizin sind genaue Orts- und Richtungsangaben bezüglich des menschlichen Körpers von fundamentaler Bedeutung. Dafür ist ein System aus Lage- und Richtungsbeschreibungen notwendig. Der Körper wird dazu mittels drei Achsen und Ebenen beschrieben. Die drei Hauptachsen bilden ein Koordinatensystem und die Bezeichnungen sind:

- Longitudinal- oder Längsachse
- Horizontal-, Quer- oder Transversalachse
- Sagittalachse

(vgl. Huch und Jürgens, 2015, 92)

Abbildung 7 - Hauptachsen und Hauptebenen im menschlichen Körper (Huch und Jürgens, 2015, 92).

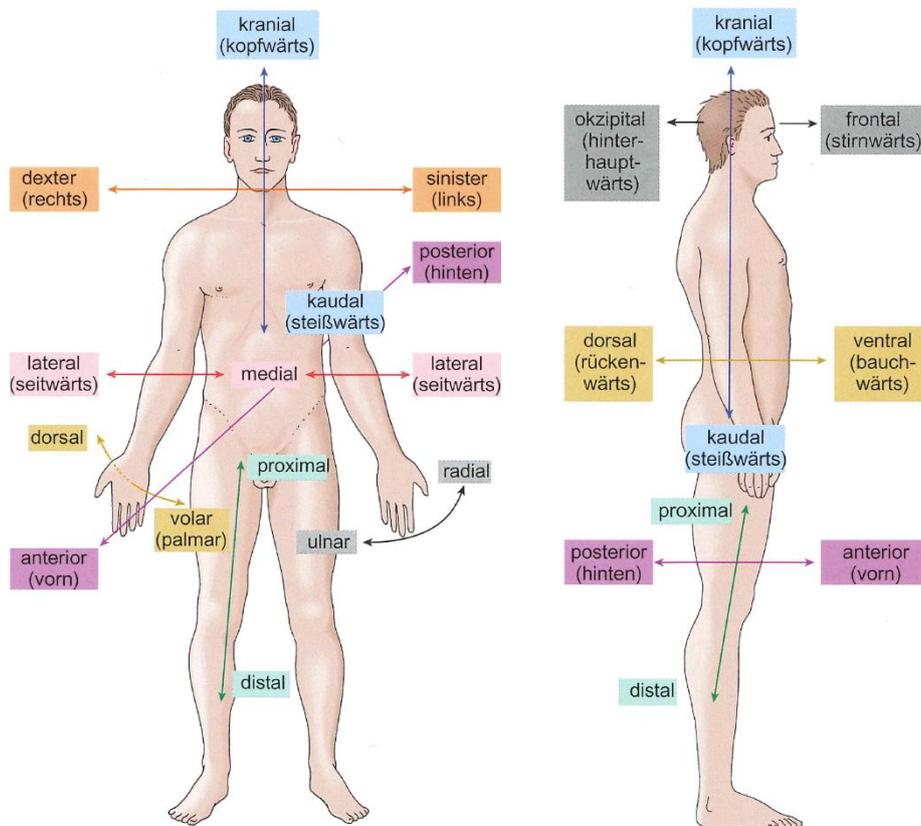


Abbildung 8 - Richtungsbezeichnungen des menschlichen Körpers (Huch und Jürgens, 2015, 92).

3.1 Anatomischer Aufbau

Die Wirbelsäule ist eine im menschlichen Körper zentral angelegte knöcherne Struktur, welche die Extremitäten miteinander verbindet. Sie besteht aus 24 Wirbeln sowie dem Sakrum (Os sacrum), welches sich kaudal an die Lendenwirbelsäule (LWS) anschließt. Kranial ist der Schädel mit dem obersten Wirbel der Halswirbelsäule (HWS) verbunden. Aus lateraler Ansicht weist sie im gesunden Zustand eine charakteristische Doppel-S-Form auf. Aufgrund dieser Krümmungen wird sie in verschiedene Bereiche eingeteilt. Die HWS besteht aus 7 Halswirbeln. Dort ist die Wirbelsäule in ventrale Richtung gekrümmt, was als Zervikallordose bezeichnet wird. Kaudal schließen sich die 12 Brustwirbel an, welche gemeinsam die Thorakalkyphose bilden. Anschließend folgt die LWS, die wiederum in ventrale Richtung gekrümmt ist und aus fünf Lendenwirbeln besteht. Die Krümmung wird als Lumballordose bezeichnet. Die Wirbelsäule endet in kaudaler Richtung mit dem Sakrum. Da dieses eine typische Krümmung in dorsale Richtung aufweist, wird sie als Sakralkyphose bezeichnet. Aufgrund ihrer charakteristischen Bauweise, die einer Doppel-S-Form entspricht, ist sie in der Lage, axiale Stöße abzdämpfen, um somit das Gehirn vor Erschütterungen zu schützen. Verbunden sind die einzelnen Wirbel mittels Zwischenwirbelscheiben (ZWS), die jeweils zwei benachbarte Wirbelkörper miteinander verknüpfen. Auf diese Weise erreicht die Wirbelsäule eine hohe Stabilität bei gleichzeitig hoher Beweglichkeit. (vgl. Aumüller et al., 2017, 248) Neben den ZWS sind die Wirbel über superior und inferior paarweise angelegte Gelenkfortsätze (processus articulares superiores et inferiores) miteinander verbunden. Je zwei benachbarte Gelenkfortsätze bilden gemeinsam ein Facettengelenk (articulatio zygapophysialis). (vgl. Aumüller et al., 2017, 251) Zusätzliche Stabilität geben im Bereich der BWS die Rippen, die jeweils lateral an den Brustwirbeln an Gelenkflächen (Fovea costalis superior bzw. inferior, Fovea costalis processus transversi) ansetzen und ventral am Brustbein zusammenlaufen (vgl. Aumüller et al., 2017, 254, 288-289).

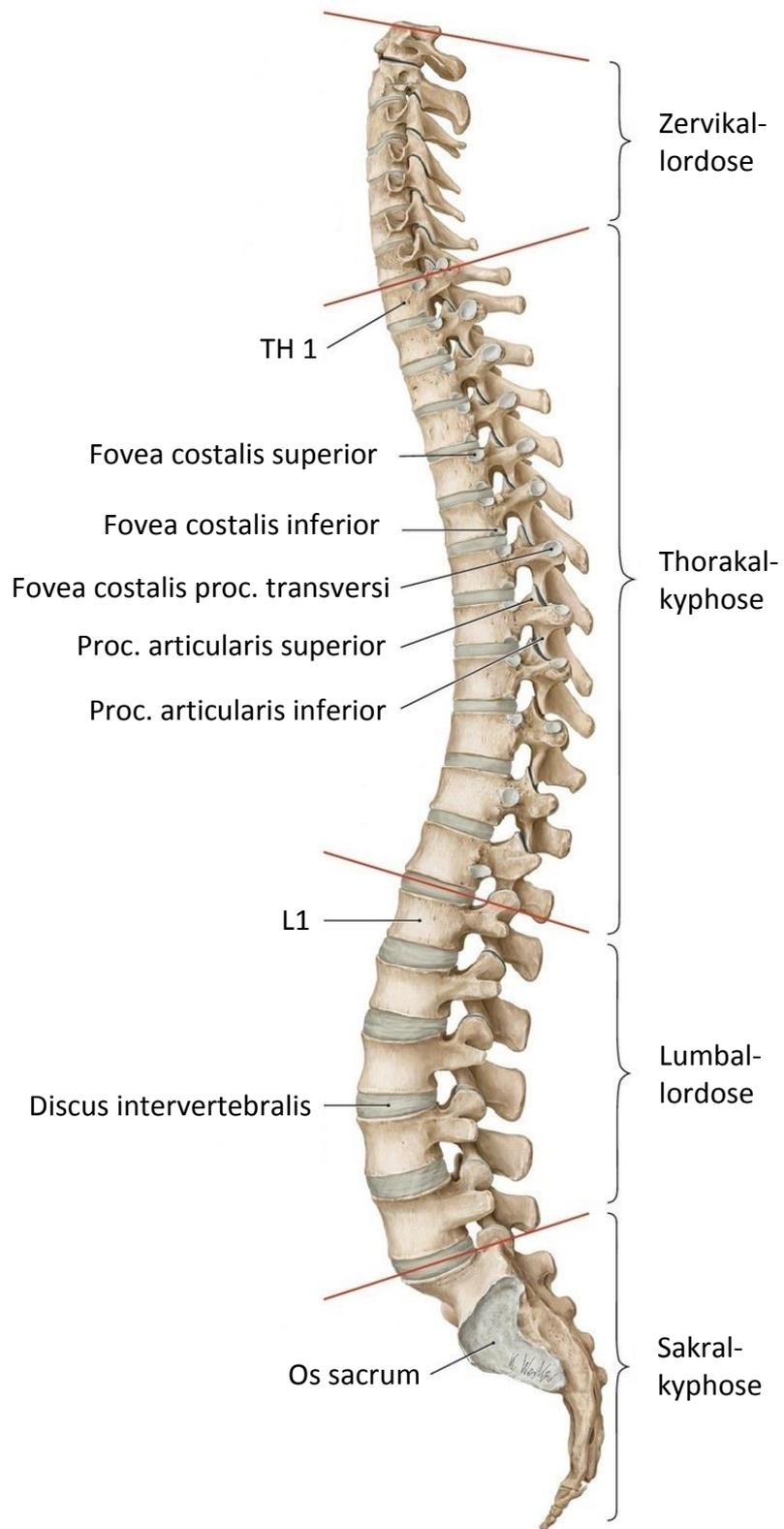


Abbildung 9 - Die menschliche Wirbelsäule aus lateraler Ansicht (nach Schünke et al., 2014, 104-105).

3.1.1 Wirbel

Ein Wirbel besteht aus drei Komponenten, dem Wirbelkörper (Corpus vertebrae), dem Wirbelbogen (Arcus vertebrae) und den Wirbelbogenfortsätzen (Processus arcus vertebrae). Die Gewichtskraft der kranial eines Wirbels befindlichen Strukturen wird hauptsächlich über den Wirbelkörper übertragen. Daran sind die Wirbel entsprechend angepasst, denn die Größe des Wirbelkörpers nimmt in kaudaler Richtung zu. Dorsal des Wirbelkörpers entspringen die beiden Bogenwurzeln (Pediculi arcus vertebrae), die zusammen mit der Lamina arcus vertebrae den Wirbelbogen (Arcus vertebrae) formen. An der Lamina arcus vertebrae setzen insgesamt 7 Wirbelbogenfortsätze an. Der Dornfortsatz (Processus spinosus) entspringt dorsal und medial am Wirbelbogen. Lateral setzen die beiden Querfortsätze (Processi transversi) an und dorsal der Bogenwurzeln liegen die paarweise angelegten oberen und unteren Gelenkfortsätze (Processi articularis superior bzw. inferior). Aufgrund ihrer Länge dienen Dorn- und Querfortsätze als Hebelarme für die dort ansetzenden Muskeln und Ligamente. Ein Gelenkfortsatz bildet jeweils mit einem benachbarten Gelenkfortsatz eines anderen Wirbels ein echtes Gelenk, das Facettengelenk (Wirbelbogengelenk, articulatio zygapophysialis). (vgl. Aumüller et al., 2017, 250-251)

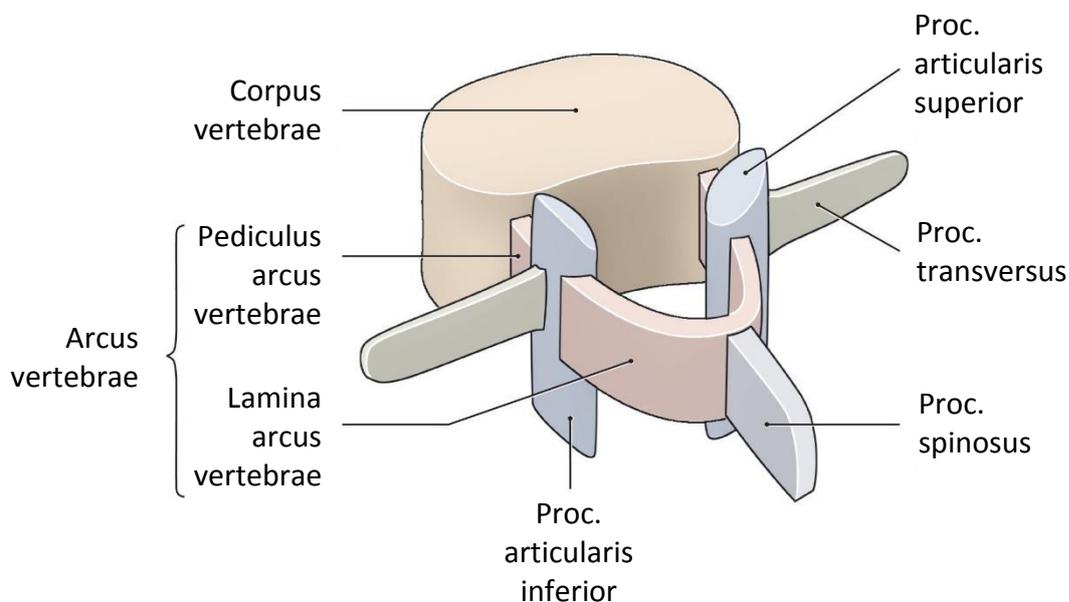


Abbildung 10 - Wirbelaufbau in schematischer Darstellung (Schünke et al., 2014, 108).

Der Wirbelkörper eines Lendenwirbels ist aus kranialer Ansicht oval geformt, d.h. der transversale Durchmesser ist größer als der sagittale. Der Dornfortsatz ist beidseitig abgeplattet und verläuft gerade in dorsale Richtung. Der kräftige Wirbelbogen formt ein nahezu dreieckiges Wirbelloch (Foramen vertebrae). Da die Querfortsätze aus Sicht der Evolution Rippenrudimente darstellen, werden sie als Processi costales bezeichnet. Der eigentliche Querfortsatz ist der processus accessorius, welcher dorsal mit dem processus costalis verschmolzen ist. Die autochthone Rückenmuskulatur besteht aus tiefliegenden Muskelzügen, die an den Muskelhöckern (processi mamillares) ansetzen. (vgl. Schünke et al., 2014, 114)

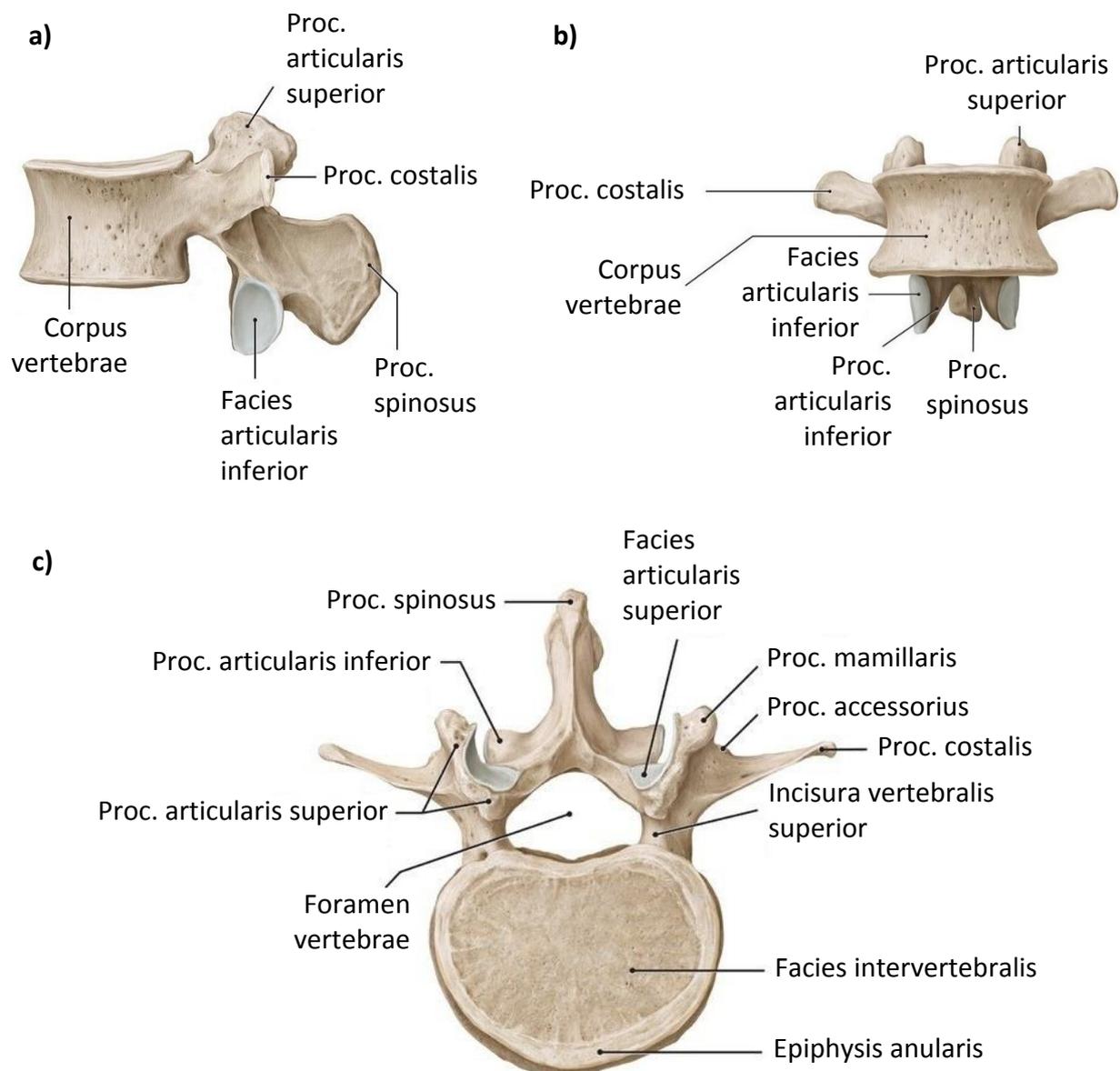


Abbildung 11 – Elemente der Lendenwirbel aus a) lateraler Ansicht, b) ventraler Ansicht, c) kranialer Ansicht (nach Schünke et al., 2014, 114-115).

Das Sakrum besteht aus fünf miteinander verschmolzenen Sakralwirbeln. Es verbindet die Wirbelsäule mit dem Becken (Os ilium), an dem wiederum die unteren Extremitäten ansetzen. Es besitzt eine nahezu dreieckige Form, wobei es kranial breit und nach kaudal immer schmaler wird. Nach dorsal ist es stark gekrümmt, was als Sakralkyphose bezeichnet wird. Kranial besitzt das Sakrum eine Deckfläche (Basis ossis sacri), über die es mit dem fünften Lendenwirbel L5 verbunden ist. Der ventralste Punkt der Deckfläche wird als Promontorium bezeichnet. Am lateralen Anteil, der als Pars lateralis bezeichnet wird, liegt die Gelenkfläche (Facies auricularis), die mit dem Becken zusammen das Iliosakralgelenk bildet. Auf ventraler Seite ist die Verschmelzung der einzelnen Sakralwirbel an den Linea transversae erkennbar. Lateral davon liegen jeweils vier Öffnungen (Foramina sacralia anteriora bzw. posteriora) für die Spinalnerven. Aufgrund der Verschmelzung der Sakralwirbel liegen auf der dorsalen Kreuzbeinfläche fünf vertikal verlaufende Leisten. Die Dornfortsätze sind zur medial liegenden Crista sacralis mediana, die Gelenkfortsätze zur Crista sacralis medialis und die Querfortsätze zur Crista sacralis lateralis verschmolzen. Der Rückenmarkskanal wird auf Höhe des Sakrums als Canalis sacralis bezeichnet und endet mit dem Hiatus sacralis. (vgl. Aumüller et al., 2017, 257-258)

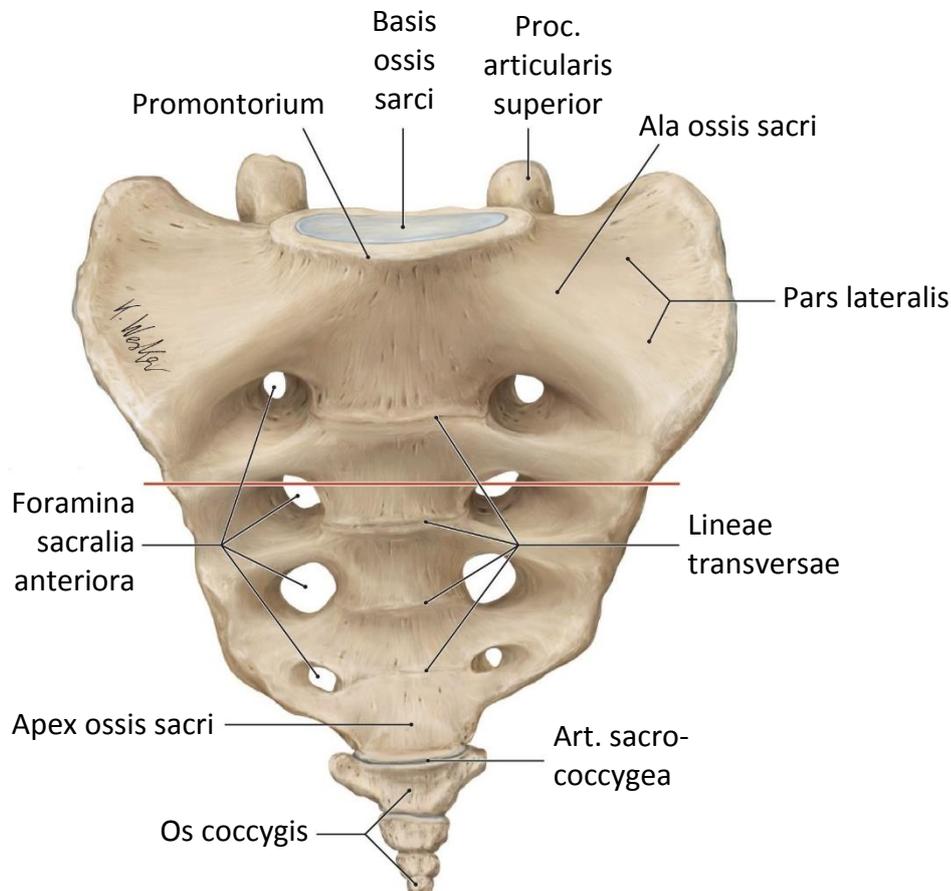


Abbildung 12 - Elemente des Sakrums (Os sacrum) und des Steißbeins (Os coccygis) aus ventraler Ansicht (nach Schünke et al., 2014, 116).

Das Steißbein (*Os coccygis*) ist sehr individuell ausgeprägt und besteht aus drei bis fünf Wirbelrudimenten ohne Wirbelbögen, die knorpelig verwachsen sind. Die superioren Gelenkfortsätze (*Cornua coccygea*) stehen in Kontakt mit den *Cornua sacralia* des Kreuzbeins. (vgl. Aumüller et al., 2017, 258)

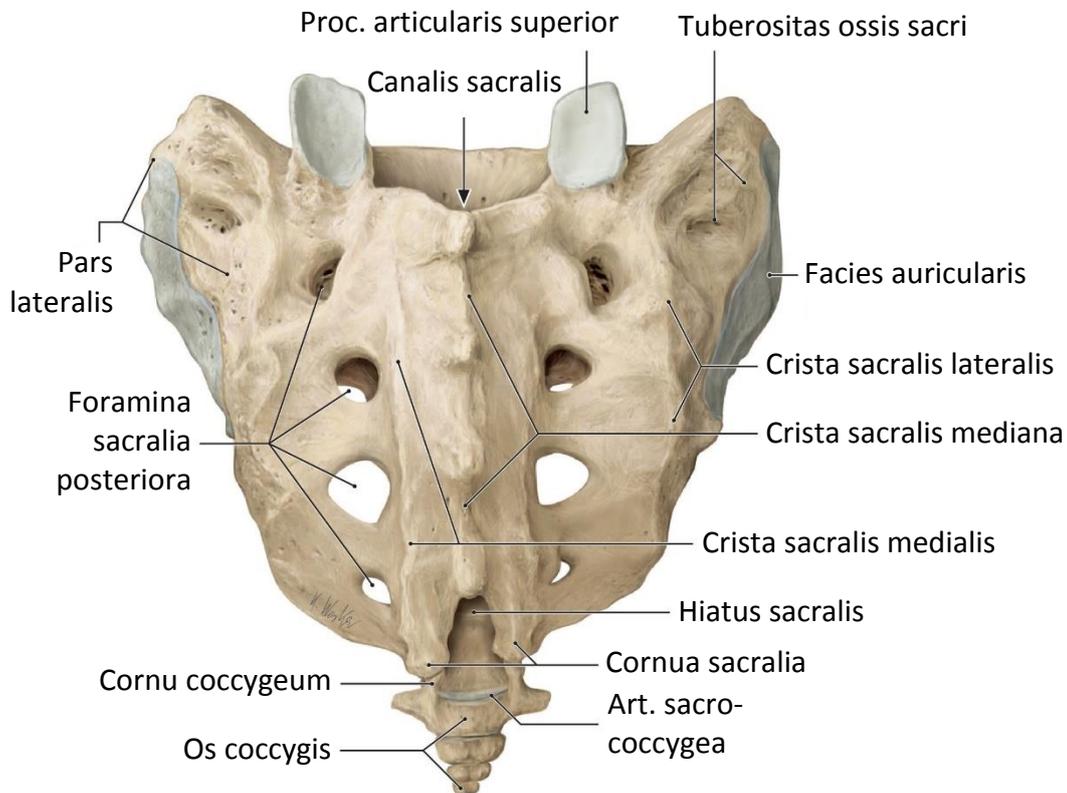


Abbildung 13 - Elemente des Sakrums (*Os sacrum*) und des Steißbeins (*Os coccygis*) aus dorsaler Ansicht (nach Schünke et al., 2014, 116).

3.1.2 Zwischenwirbelscheibe

Die Zwischenwirbelscheiben (ZWS, *disci intervertebrales*) liegen jeweils zwischen zwei benachbarten Deckplatten zweier Wirbelkörper. Der Mensch besitzt in der Regel 23 ZWS, da die beiden ersten Halswirbel (Atlas und Axis) durch ein echtes Gelenk verbunden sind und zwischen den verschmolzenen Sakral- und Steißbeinwirbeln keine ZWS angelegt sind. Eine ZWS besteht aus einem mittig liegenden Gallertkern (*Nucleus pulposus*), der von einem äußeren Faserring (*Anulus fibrosus*) umgeben ist. Der Faserring besitzt einen lamellenartigen Aufbau, in dem die einzelnen konzentrisch angeordneten Schichten aus straffem kollagenem Bindegewebe bestehen. Die Bindegewebsfasern einer Lamelle haben eine einheitlich schräge Ausrichtung, wobei sich die Fasern zweier benachbarter Lamellen stets überkreuzen. Die äußeren Fasern des Rings sind mit der knöchernen Randleiste verwachsen, die inneren mit

der knorpeligen Deckplatte. Der innenliegende Gallertkern besteht vor allem aus Glykosaminoglykanen, welche ein hohes Maß an Wasser binden können. (vgl. Aumüller et al., 2017, 258-259)

Damit die ZWS hohe axiale Kräfte verarbeiten kann, arbeiten Gallertkern und Faserring in einem System zusammen. Da der Gallertkern hauptsächlich aus Wasser besteht und dieses nur minimal komprimierbar ist, dehnt sich dieser bei axialer Belastung in laterale Richtung aus. Somit gerät der Faserring unter Spannung und sorgt dafür, dass sich der Gallertkern nicht beliebig weit ausdehnen kann. Damit wird zudem der Druck auf beide anliegenden Deckplatten gleichmäßig verteilt. Des Weiteren limitieren die Fasern des Faserrings die Rotationsbewegungen zwischen zwei Wirbelkörpern, da beispielsweise bei Flexion der dorsale Faseranteil gedehnt wird. Ebenso werden auch Rotationen um die Longitudinalachse abgebremst. (vgl. Aumüller et al., 2017, 259) Folglich kann eine ZWS sowohl bei translatorischen Belastungen eine entsprechende Gegenkraft aufbringen als auch rotatorische Bewegungen durch ein inneres gegengerichtetes Drehmoment abbremmen.

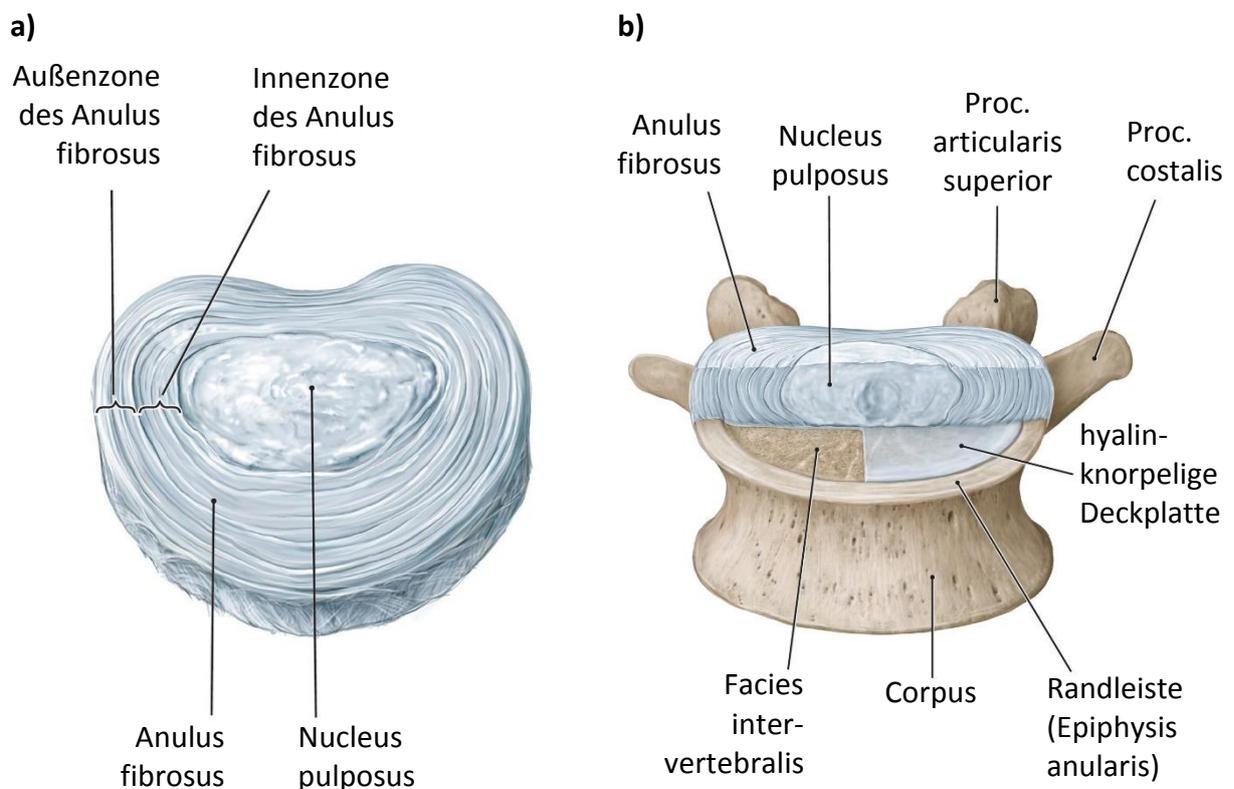


Abbildung 14 - Aufbau einer ZWS a) im Querschnitt aus kranialer Ansicht und b) aus ventraler Ansicht in Verbindung mit einem kaudal liegenden Wirbel. Der ventrale Anteil der ZWS wurde entfernt (nach Schünke et al., 2014, 118-119).

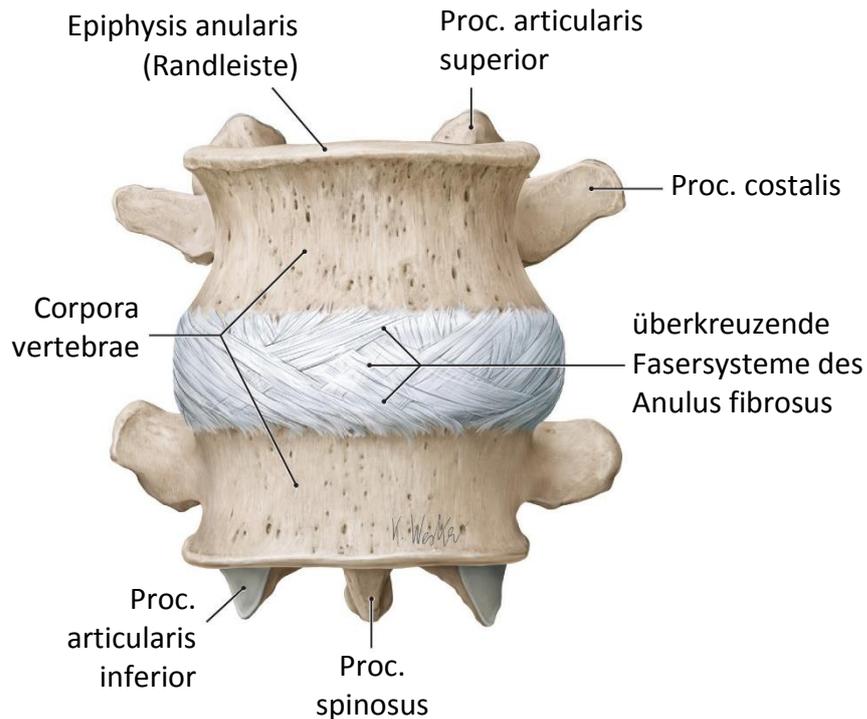


Abbildung 15 - Visualisierung der äußeren sich überkreuzenden Fasern des Faserrings zwischen zwei angrenzenden Wirbeln (nach Schünke et al., 2014, 118).

3.1.3 Ligamente

Die Ligamente an der Wirbelsäule gehören dem passiven Bewegungsapparat an (vgl. Panjabi, 1992) und erfüllen gleichzeitig diverse Aufgaben. Zum einen bilden sie einen Kompromiss zwischen ausreichender physiologischer Bewegungsfreiheit der Wirbel und gleichzeitiger Stabilisierung der Wirbelsäule mit einem Minimum an muskulärem Energieverbrauch. Des Weiteren schützen sie das Rückenmark während physiologischen Bewegungen und in traumatischen Belastungssituationen. (vgl. White und Panjabi, 1990, 19) An der LWS werden je nach Ansicht 6 bis 7 Ligamente unterschieden: Das ligamentum longitudinale anterius (ALL), das ligamentum longitudinale posterius (PLL), das ligamentum flavum (FL), das ligamentum interspinale (ISL), das ligamentum supraspinale (SSL) und die ligamenta intertransversaria (ITL). ALL und PLL gehören den Ligamenten der Wirbelkörper an. Die übrigen Ligamente können den Wirbelbögen zugeordnet werden. (vgl. Schünke et al., 2014, 120-121)

Die Kapselligamente ligamenta capsularia (CL), welche an jeweils zwei benachbarten Gelenkfortsätzen inserieren, werden oft nicht den Ligamenten zugeordnet, erfüllen jedoch aus biomechanischer Sicht einen ähnlichen Zweck, da sie den Bewegungsradius limitieren (vgl. Bogduk, 2000, 65-66).

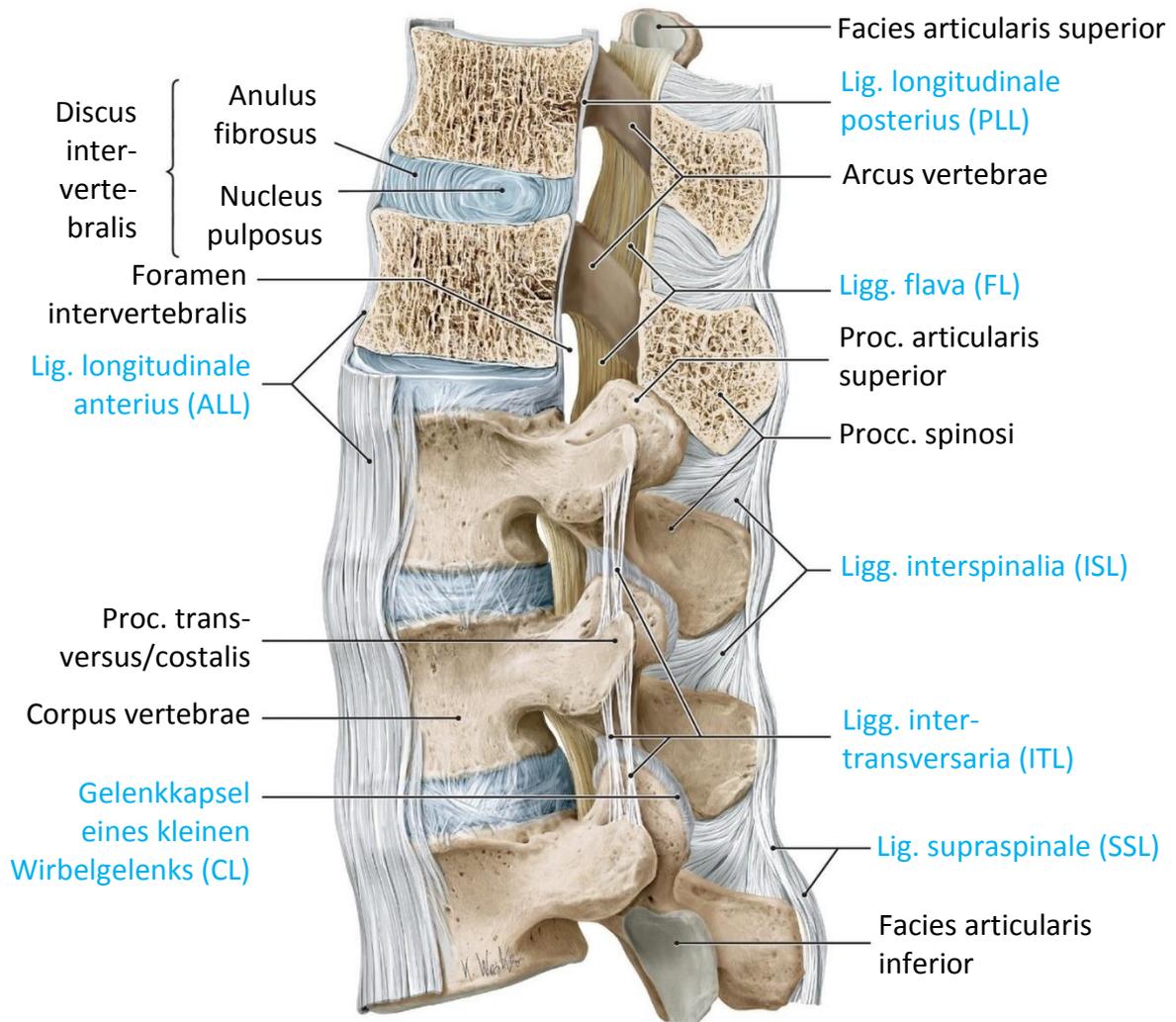


Abbildung 16 - Ligamente der Wirbelsäule (blau) aus lateraler Ansicht. Bei den beiden kranialen Wirbeln wurde die Hälfte der Wirbel inkl. aller passiver Strukturen entfernt (nach Schünke et al., 2014, 120).

Ligamentum longitudinale anterius (ALL)

Das ALL verläuft auf ventraler Fläche der Wirbelkörper, wobei es in kaudaler Richtung breiter wird. Aufgrund seiner ventralen Lage limitiert es vor allem die Extensionsbewegung. (vgl. Aumüller et al., 2017, 261) Bezüglich der Ansatzstellen herrscht in der Literatur allerdings Uneinigkeit. Tkaczuk (1968, 16), White und Panjabi (1990, 19) geben an, dass das Ligament am Wirbelkörper, vor allem an den Randleisten, aber schwach mit dem Faserring, verwachsen sei. Tkaczuk (1968, 16)

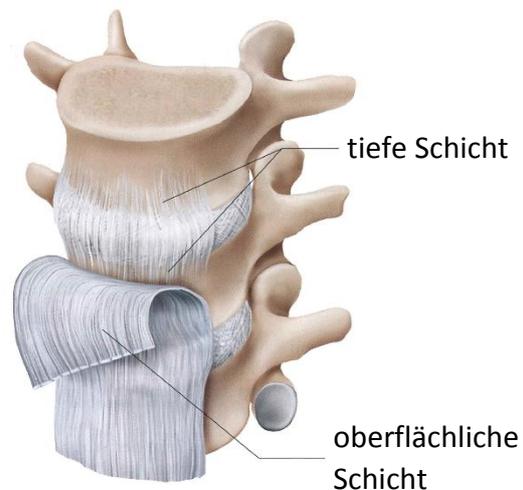


Abbildung 17 - Ligamentum longitudinale anterius. Aufteilung der Fasern in eine tiefe und eine oberflächliche Schicht (Hochschild, 2015, 16).

merkt diesbezüglich an, dass es leicht vom Faserring zu trennen sei. Nach Kapandji (2009, 70) inseriert es an den Wirbelkörpern und Faserringen, aber nicht an den Randleisten. Hochschild (2015, 16) unterscheidet zudem die oberflächlichen Fasern, die über mehrere Wirbel hinweg ziehen und die tiefer liegenden Fasern, die jeweils zwischen zwei benachbarten Wirbeln verlaufen.

Ligamentum longitudinale posterius (PLL)

Das PLL verläuft entlang der dorsalen Wirbelkörperfläche, mit der es allerdings nur schwach verbunden ist. Mit dem Faserring ist es hingegen verwachsen und im Vergleich zum ALL ist es schmaler. Seine Hauptaufgabe liegt beim Abbremsen von Flexionsbewegungen. (vgl. Aumüller et al., 2017, 261) Außerdem stabilisiert es die ZWS dorsalwärts (vgl. Hochschild, 2015, 15). Auf Höhe des Faserrings wird es deutlich breiter, während es zwischen den ZWS schmaler wird. (vgl. White und Panjabi, 1990, 19) Ebenso wie beim ALL besteht das PLL aus einzelnen Ligamentfasern, die über mehrere Wirbelkörper hinweg ziehen können (vgl. Behrsin und Briggs, 1988). Die kürzeren erstrecken sich dabei über zwei Wirbel, die längeren können bis zu fünf Wirbelkörper überspannen (vgl. Bogduk, 2000, 65).



Abbildung 18 - Ligamentum longitudinale posterius (Hochschild, 2015, 15).

Ligamentum flavum (FL)

Das FL verbindet die Laminae zweier benachbarter Wirbelbögen und ist lateral mit den Gelenkkapseln der Facettengelenke verwachsen. Aufgrund seines hohen Anteils an elastischen Fasern von mehr als 75% erscheint es gelblich und besitzt eine besondere Funktion. (vgl. Hochschild, 2015, 17) Während Bewegungen bleibt es stets gespannt, so dass keine Falten entstehen, die das Rückenmark beschädigen könnten. (vgl. Hochschild, 2015, 17; Bogduk, 2000, 67-68)

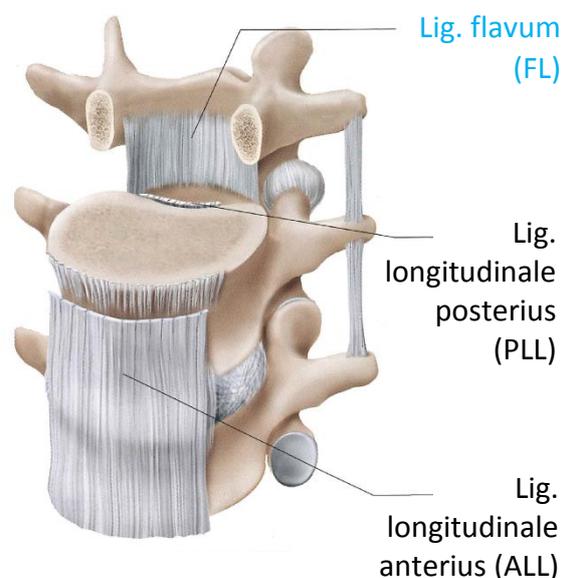


Abbildung 19 - Ligamentum flavum (blau) (nach Hochschild, 2015, 17).

Neben der Funktion, den Rückenmarkskanal nach dorsal und teils lateral zu begrenzen, unterstützt es die Rückenmuskulatur beim Beibehalten der aufrechten Haltung und hilft beim Abbremsen von Flexionsbewegungen (vgl. Aumüller et al., 2017, 261).

Ligamentum interspinale (ISL)

Das ISL verläuft zwischen den Dornfortsätzen zweier benachbarter Wirbel. Dorsal ist es mit dem SSL und ventral mit dem FL verwachsen. Die Faserrichtung geht von kaudal-ventral nach kranial-dorsal. (vgl. Hochschild, 2015, 16) Es hilft einerseits beim Abbremsen von Flexionsbewegungen und unterstützt andererseits die ZWS beim Verhindern von horizontalen Gleitbewegungen zweier Wirbel gegeneinander (vgl. Aumüller et al., 2017, 261). Nach einer Studie von Mahato (2013), in der 19 männliche und 6 weibliche Kadaver untersucht wurden, weisen die Fasern in der mittleren und kranialen Lendenwirbelregion einen eher horizontalen Verlauf auf, während die Fasern im kaudalen Anteil der LWS eher schräg gerichtet sind.

Ligamentum supraspinale (SSL)

Das SSL verbindet die dorsalen Enden der Dornfortsätze miteinander, setzt sich aus vertikal ausgerichteten Fasern zusammen und verläuft zwischen dem siebten Halswirbel und dem Kreuzbein (vgl. Hochschild, 2015, 16). Nach Rissanen (1960, 20) endet das Ligament bei 73% der untersuchten Kadaver im lumbalen Bereich auf Höhe des L4, bei 22% auf Höhe des L3 und nur bei 5% zieht es bis zum L5. Ähnlich wie das ISL beschränkt es ebenfalls die Flexionsbewegung und hilft beim Abbremsen von axialen Rotationsbewegungen (vgl. Hochschild, 2015, 16).

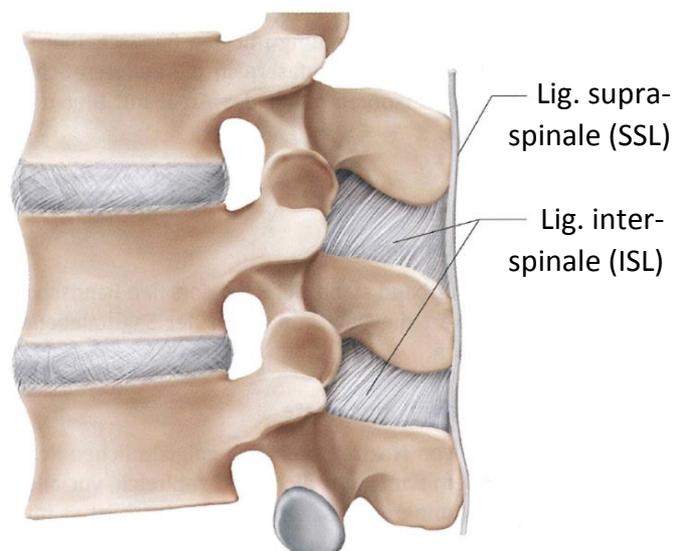


Abbildung 20 - Ligamentum interspinale und ligamentum supraspinale (nach Hochschild, 2015, 16).

Ligamenta intertransversaria (ITL)

Die ITL verlaufen jeweils zwischen den lateralen Enden der Querfortsätze benachbarter Wirbel. Das jeweilige zur Bewegungsrichtung kontralaterale Ligament bremst die Lateralflexion. Des Weiteren hilft es beim Abbremsen der Flexionsbewegung. (vgl. Hochschild, 2015, 17) Nach Aumüller et al. (2017, 261) begrenzt es neben der Lateralflexion auch die axiale Rotation. Kapandji (2009, 70) zur Folge inseriert das Ligament am processus accessorius eines Rippenfortsatzes, was zeigt, dass auch beim ITL keine Einigkeit bezüglich der genauen Angriffsstellen herrscht.

Ligamenta capsularia (CL)

Die CL liegen dorsal des Wirbelkörpers und verbinden jeweils die benachbarten Gelenkfortsätze zweier Wirbel miteinander. Die Fasern sind stets senkrecht zur Gelenkfläche ausgerichtet. (vgl. White und Panjabi, 1990, 19)

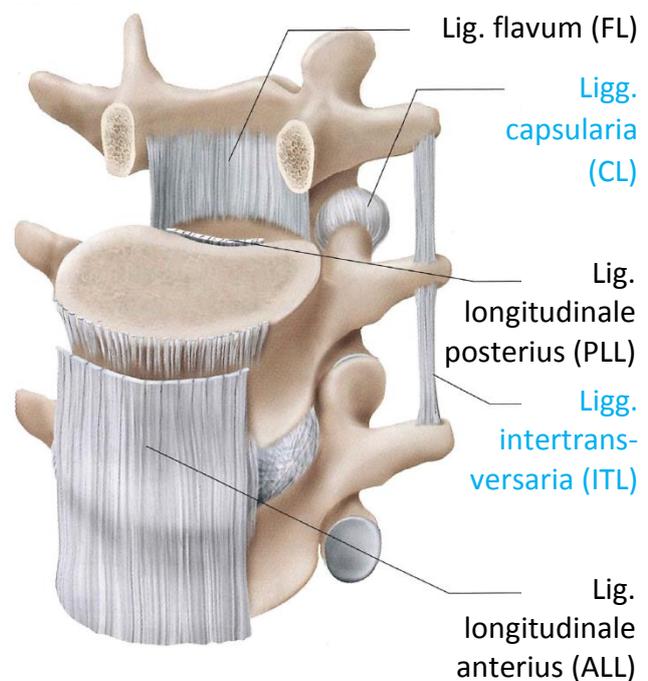


Abbildung 21 - Ligamenta intertransversaria und ligamenta capsularia (blau) (nach Hochschild, 2015, 17).

3.1.4 Facettengelenke

Bei den Facettengelenken (auch Zygapophysialgelenke oder Wirbelbogengelenke) handelt es sich um echte Gelenke, da je zwei benachbarte knöcherne Gelenkfortsätze in direktem Kontakt zueinanderstehen. Daher sind die Gelenkflächen auch jeweils mit einer Knorpelschicht ausgestattet, so dass diese aufeinander abgleiten können. Innerhalb der Gelenkkapsel, die von den CL gebildet

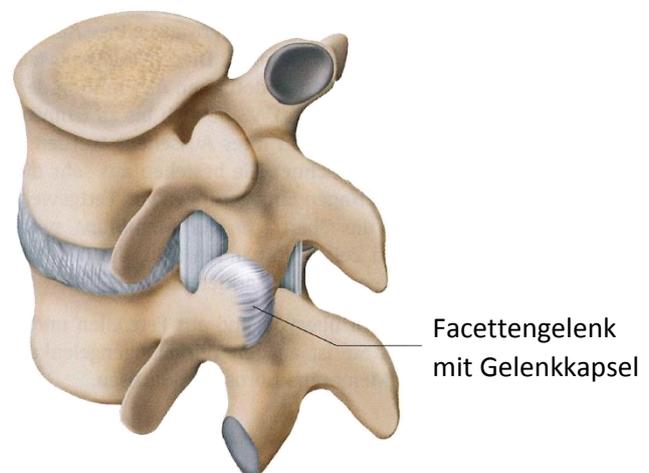


Abbildung 22 - Darstellung eines Facettengelenks mit Gelenkkapsel (nach Hochschild, 2015, 12).

wird, sorgt die Flüssigkeit für geeignete Gleiteigenschaften. (vgl. Hochschild, 2015, 11; Bogduk, 2000, 47) Die Gelenkflächen weisen in den verschiedenen Wirbelsäulenabschnitten unterschiedliche Ausrichtungen auf, was darauf schließen lässt, dass diese für bestimmte Bewegungsmuster optimiert sind (vgl. Schünke et al., 2014, 126). White und Panjabi (1990, 32) beziehen sich auf Van Schaik et al. (1985), Taylor et al. (1986) und Ahmed et al. (1988) und erklären, dass sich auch die Ausrichtung der Facettengelenkflächen innerhalb der Lendenwirbelsäule ändert. Bei Betrachtung des Wirbelquerschnitts entlang der Transversalebene vergrößert

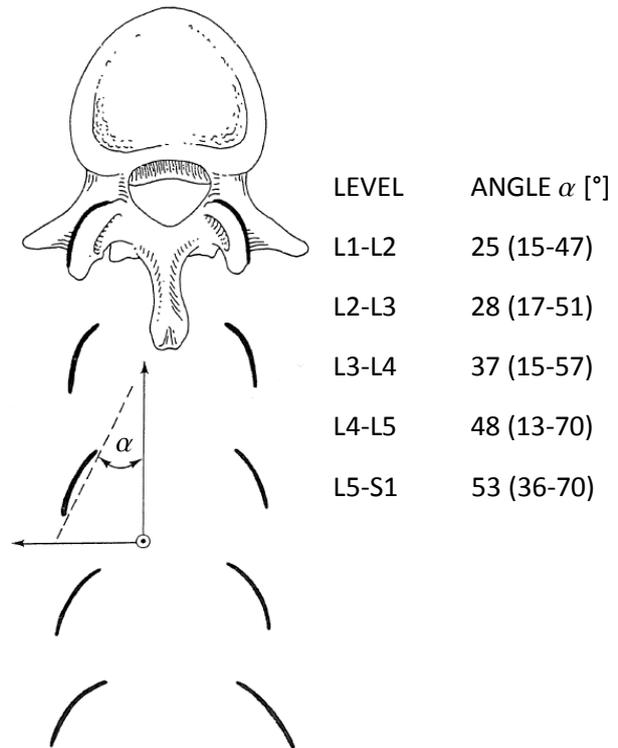


Abbildung 23 - Stellung der Facettengelenkflächen der LWS im transversalen Querschnitt. Der eingeschlossene Winkel zwischen Gelenkfläche und Sagittalebene wird in kaudaler Richtung immer größer (nach White und Panjabi, 1990, 32).

sich demnach der Winkel α der Gelenkflächen gegenüber der Sagittalebene in kaudaler Richtung. Des Weiteren sind die Gelenkflächen der Lendenwirbel nach Holzappel und Stadler (2006) sowie Peh (2011) sichtlich gekrümmt. So besitzen die superioren Gelenkflächen eines kaudalen Wirbels eine konkave Krümmung, während die inferioren Gelenkflächen eines kranialen Wirbels dazu passend konvex gekrümmt sind.

3.1.5 Muskulatur

Grundsätzlich wird die Muskulatur in drei Grundtypen unterteilt: Die quergestreifte oder Skelettmuskulatur, das Herzmuskelgewebe sowie das glatte Muskelgewebe (vgl. Huch und Jürgens, 2015, 83). Sowohl das Herzmuskelgewebe als auch das glatte Muskelgewebe kann nicht willentlich kontrahiert werden. Die autonom gesteuerte Herzmuskulatur dient der rhythmischen und kontinuierlichen Kontraktion, die dafür sorgt, dass ausreichend Blut im Körper zirkulieren kann. Das glatte Muskelgewebe befindet sich beispielsweise im Magen-Darmtrakt, regelt die Aktivität des Organs und kontrahiert verglichen mit der Skelettmuskulatur 5 - 500 Mal langsamer. (vgl. Huch und Jürgens, 2015, 88-89) Die

Skelettmuskulatur ist für die aktive Bewegung des menschlichen Körpers verantwortlich. Sie stellt mit ca. 40% der Körpermasse das schwerste Organ des Menschen dar. Größtenteils besteht sie aus Wasser (75%) und Proteinen, wie beispielsweise Myosin, Aktin, Troponin und Tropomyosin (20%). Weitere Komponenten sind niedermolekulare organische Bestandteile, wie Triglyzeride (2%) sowie anorganische Bestandteile, wie Calciumionen (3%). (vgl. Schünke et al., 2014, 56-57) Die Muskelzellen der Skelettmuskulatur weisen vier besondere Eigenschaften auf. Erstens können sie durch willentlich erzeugte Nervenimpulse erregt werden. Zweitens können sie kontrahieren, also sich verkürzen. Drittens lassen sie sich wiederum dehnen, also verlängern und viertens sind sie elastisch, so dass sie nach erfolgter Kontraktion bzw. Dehnung wieder ihre ursprüngliche Länge einnehmen. Aufgrund der Kontraktionsfähigkeit bietet die Skelettmuskulatur gleich mehrere Möglichkeiten. Zum einen können durch sie natürlich willentliche Bewegungen ausgeführt werden. Außerdem ermöglicht sie die aufrechte Körperhaltung sowie den aufrechten Gang. Des Weiteren dient sie der körpereigenen Wärmeproduktion, denn während einer Kontraktion, für die vom Körper Energie bereitgestellt werden muss, wird gleichzeitig als Nebenprodukt Wärme erzeugt, so dass die Körpertemperatur entsprechend reguliert werden kann. Dies wird vor allem beim Kältezittern deutlich, bei dem die Muskelkontraktionen ausschließlich der Wärmeproduktion dienen. (vgl. Huch und Jürgens, 2015, 83)

Aus mechanischer Sicht wird bei aktiven Muskeln zwischen Agonisten und Antagonisten unterschieden. Der Muskel, der für eine bestimmte Bewegung verantwortlich ist, wird als Agonist bezeichnet. Sein Gegenspieler, der sich in diesem Falle passiv verhält und gedehnt wird, ist der Antagonist. Bei der Beugung des Arms ist beispielsweise der m. biceps brachii der Agonist, da dieser kontrahiert und somit die Bewegung ausführt, während der Armstrecker, der m. triceps brachii, gedehnt wird. Dieser ist somit der Antagonist. Unterstützende Muskeln, wie in diesem Fall z.B. der m. brachialis, werden als Synergisten bezeichnet. Je nach Bewegungsrichtung kann ein Muskel also Agonist oder Antagonist sein. Wird der Arm beispielsweise wieder gestreckt, nimmt der m. triceps brachii die Rolle des Agonisten ein, während der m. biceps brachii zum Antagonisten wird. Damit derartige Bewegungen mithilfe Skelettmuskulatur überhaupt ausgeführt werden können, muss diese an den Knochen befestigt sein. Ein Muskel ist daher über sehnige Anteile an beiden Enden des kontraktiven Elements, über die die Muskelkraft auf das Skelettsystem übertragen wird, jeweils mit den Knochen verbunden. Die körpernahe Insertionsstelle wird als Ursprung, die körperferne als

Ansatz bezeichnet. Der kontraktile Anteil des Muskels zwischen den Sehnen ist der Muskelbauch. (vgl. Huch und Jürgens, 2015, 83)

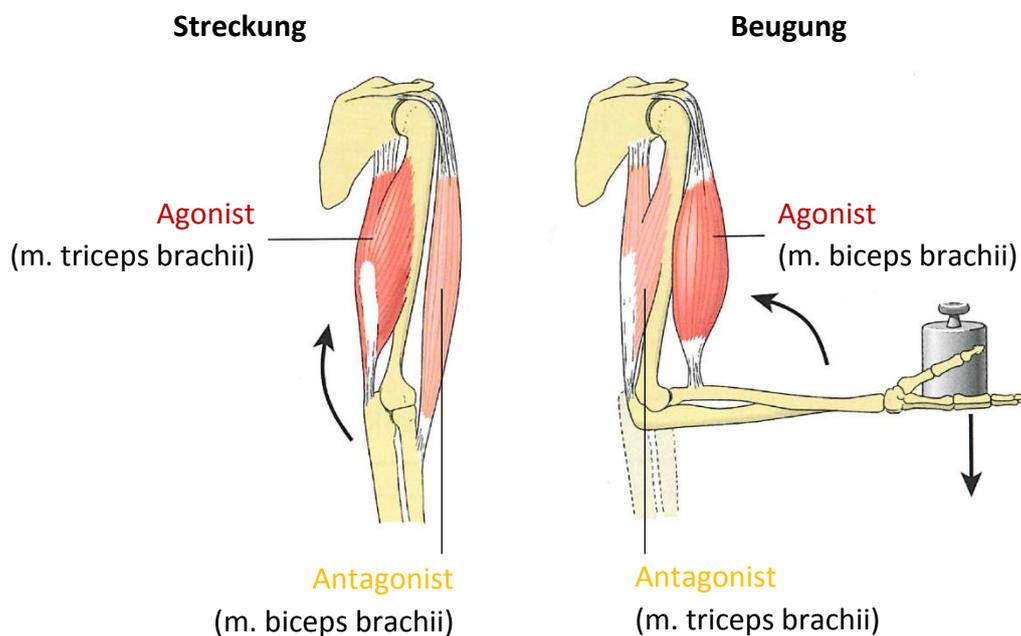


Abbildung 24 - Zusammenspiel von Agonist und Antagonist am Beispiel des m. biceps brachii und m. triceps brachii (nach Huch und Jürgens, 2015, 83).

Aufgrund metabolischer, physiologischer, histochemischer und biochemischer Merkmale können hinsichtlich der Skelettmuskulatur Typ-I und Typ-II-Fasern unterschieden werden. Beide Fasertypen haben die Gemeinsamkeit, dass sie auf ein äußeres durch Nerven innerviertes Aktionspotential mit einer maximalen Kontraktion reagieren, so dass eine Muskelfaser entweder maximal oder gar nicht kontrahiert. Jedoch unterscheiden sie sich auch in vielerlei Hinsicht. Typ-I-Fasern sind langsam zuckende Muskelfasern, die mit einem hohen oxidativen Stoffwechsel ausgestattet und somit vor allem auf Ausdauerleistungen ausgelegt sind, da sie auch langsamer ermüden. Daher besteht auch die Haltemuskulatur mehrheitlich aus diesem Fasertyp. Typ-II-Fasern sind hingegen schnell zuckende Muskelfasern mit einem hohen glykolytischen Stoffwechsel, so dass sie für schnelle und kraftvolle Bewegungen eingesetzt werden. Grundsätzlich ist die Verteilung von Typ-I und II-Fasern innerhalb eines Muskels genetisch bestimmt. Durch gezieltes Training kann diese Verteilung jedoch beeinflusst werden, so dass bei Ausdauerathleten, wie Langstreckenläufern und Rennradfahrern, mehrheitlich Typ-I-Fasern zu finden sind und bei Kraftsportlern, wie Gewichthebern oder Sprintern, vor allem Typ-II-Fasern vorliegen. (vgl. Schünke et al., 2014, 58)

Des Weiteren können die Skelettmuskeln anhand ihrer Fiederung in entsprechende Gruppen eingeteilt werden. Die Fiederung beschreibt die Ausrichtung der einzelnen Muskelfasern innerhalb eines Muskels. Unterschieden wird daher zwischen nicht gefiederten, einfach gefiederten, doppelt gefiederten und komplex gefiederten Muskeln. Bei nicht gefiederten Muskeln kann die Kraft der Muskelfasern direkt auf die jeweiligen Sehnen übertragen werden. Der anatomische Querschnitt, welcher an der breitesten Stelle senkrecht zum Muskel verläuft, entspricht dann annähernd dem physiologischen Querschnitt, der senkrecht zur Muskelfaserrichtung definiert ist. Beim gefiederten Muskel ist der physiologische Querschnitt hingegen größer als der anatomische. Aufgrund des schrägen Faserverlaufs können mehr Fasern an den Sehnen ansetzen, was somit zu einer größeren Kraftentwicklung im Muskel führt. Jedoch kann dadurch auch nur ein Teil der Kraft auf die Sehnen übertragen werden. Der Vorteil des gefiederten Muskels liegt allerdings darin, dass er bei geringem Volumen dennoch hohe Kräfte ausüben kann. Dadurch kann der anatomische Querschnitt vieler Muskeln im menschlichen Körper entsprechend minimiert werden, was zu einer kompakten Morphologie führt. (vgl. Schünke et al., 2014, 59)

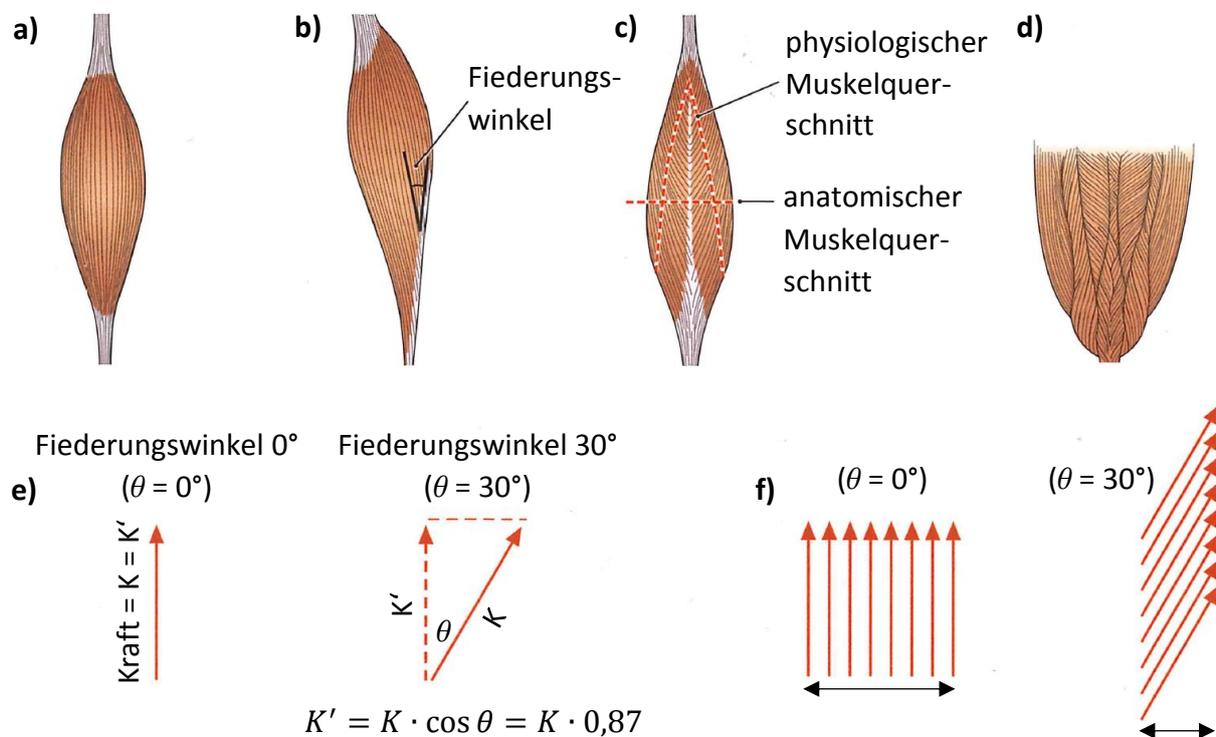


Abbildung 25 - Fiederung eines Skelettmuskels. a) parallelfasriger Muskel, b) einfach gefiedertes Muskel, c) doppelt gefiedertes Muskel, d) komplex gefiedertes Muskel, e) Auswirkung des Fiederungswinkels auf die Sehnenkraft K' . Bei einem Fiederungswinkel von 30° wird von der Muskelkraft K noch 87% auf die Sehnen übertragen. f) Auswirkung der Faserrichtung auf den anatomischen Muskelquerschnitt (nach Schünke et al., 2014, 59).

Neben den einzelnen Muskelfasern besteht ein Muskel auch aus hüllenartigen Bindegewebsstrukturen, die gemeinsam mit den Muskelfasern verschiedene Aufgaben erfüllen. Das Endomysium stellt das innerste Bindegewebe dar und macht den Muskel reißfest. Es ummantelt mehrere Muskelfasern und bündelt diese zu Primärbündeln. Außerdem beinhaltet es die letzten Aufzweigungen zu den motorischen Endplatten, über die die Muskelfasern durch das Nervensystem innerviert werden. Das Perimysium umgibt mehrere Primärbündel und fasst diese zu Sekundärbündeln zusammen. Es sorgt auch dafür, dass die Zugkräfte eines Muskels auf die Sehnen übertragen werden können. Zuletzt verbindet das Epimysium die Muskelfaszie mit dem Muskel. (vgl. Schünke et al., 2014, 60) Die Muskelfaszie (Muskelhülle) gibt dem Muskel seine anatomische Form. Jede Muskelfaser beinhaltet zahlreiche Myofibrillen, die kontrahieren können. Eine Myofibrille besteht wiederum aus aneinanderhängenden Untereinheiten, den Sarkomeren, die unter dem Mikroskop aufgrund ihrer Begrenzungen, den Z-Scheiben, querverlaufende Linien bilden. Als Sarkomer wird die kleinste kontraktile Einheit bezeichnet. (vgl. Huch und Jürgens, 2015, 84-85) Von den Z-Scheiben aus ragt beidseitig das Aktinfilament in das jeweilige Sarkomer. Mit ihm sind auch die beiden Begleitproteine Tropomyosin und Troponin verknüpft. Mittig im Sarkomer liegt das Myosinfilament, dass unter anderem durch das elastische Protein Titin fixiert wird. Aufgrund der abwechselnden und kontinuierlichen Anordnung der Aktin- und Myosinfilamente ist unter dem Mikroskop eine alternierende Färbung erkennbar. Daher wird die Skelettmuskulatur auch quergestreifte Muskulatur genannt. Muskelkontraktion entsteht nun durch die Interaktion des Myosinfilaments mit dem Aktinfilament. Dabei geht das Myosinfilament vielfach Querverbindungen mit dem Aktinfilament ein und löst diese wieder. Nach Kontakt klappen die Köpfchen der Myosinfilamente in Richtung der Sarkomermittle um, so dass das Myosinfilament weiter Richtung Z-Scheiben gleiten kann. (vgl. Schünke et al., 2014, 61)

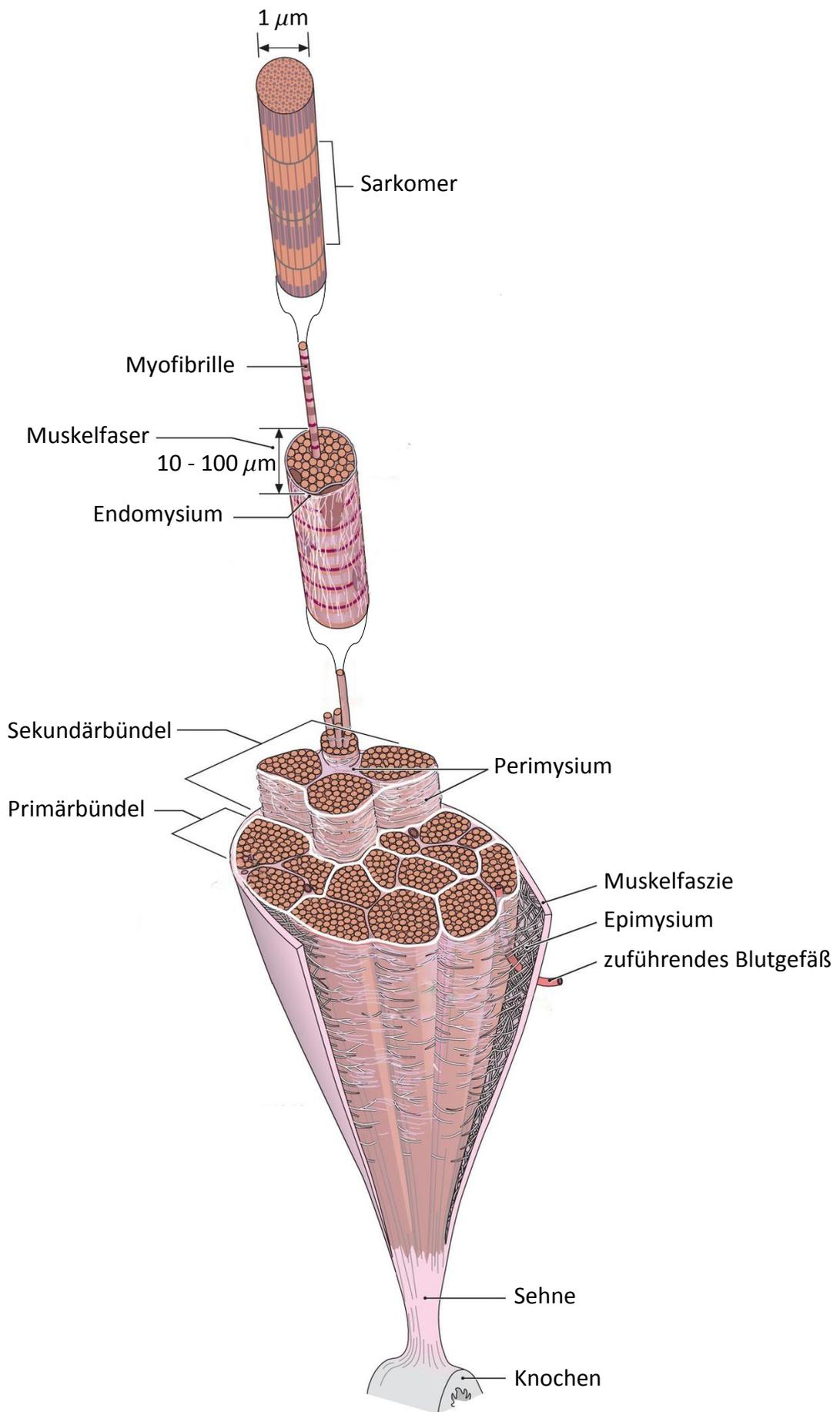


Abbildung 26 - Aufbau eines Skelettmuskels (nach Schünke et al., 2014, 60).

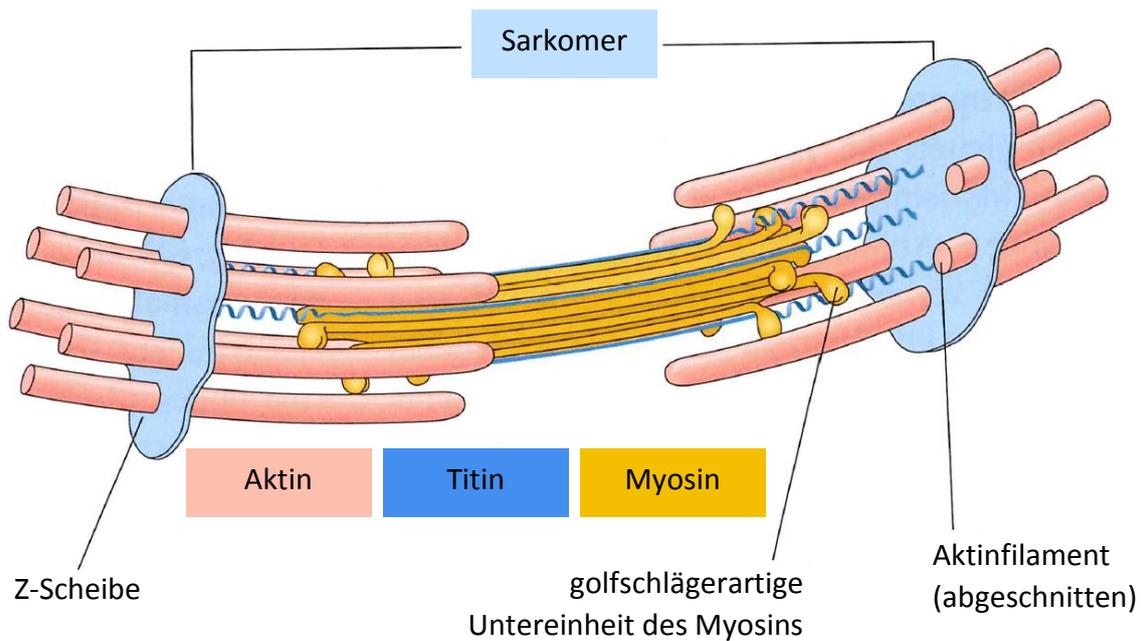


Abbildung 27 - Aufbau eines Sarkomers (nach Huch und Jürgens, 2015, 85).

Muskulatur im Bereich der Lendenwirbelsäule: m. psoas major und m. multifidus

In das LWS-Modell sollen Muskeln als aktive Kraftelemente integriert werden, die das Modell bewegen bzw. entgegen einer äußeren Kraft stabilisieren können. Damit realistische Muskelkräfte übertragen werden können, sollten die zu modellierenden Muskeln einige Bedingungen erfüllen. Zum einen sollten sie möglichst direkt an den Lendenwirbeln inserieren, also beispielsweise nicht an den Rippen, da diese in den vorliegenden CT-Daten nicht immer enthalten sind und demnach der Modellierung nicht zur Verfügung stehen. Des Weiteren ist ein hinreichend gerader Verlauf sinnvoll, da ein Muskelzug durch ein lineares Kraftelement repräsentiert wird und folglich nicht umgelenkt werden kann. Außerdem sollte die modellierte Muskulatur Bewegungen entlang aller drei Hauptebenen und Drehungen um alle drei Hauptachsen ermöglichen. Letztendlich eignet sich demnach als zu modellierende Muskulatur der m. psoas major auf ventraler und der m. multifidus auf dorsaler Seite.

Die oberflächliche Schicht des m. psoas major besitzt seinen Ursprung an den Seitenflächen der Wirbelkörper vom 12. Brust- bis 4. Lendenwirbel. Er innerviert auch an den entsprechenden ZWS. Seine tiefere Schicht greift zudem an den Querfortsätzen an. Gemeinsam mit dem m. iliacus bildet er den m. iliopsoas, der seinen Ansatz am Trochanter minor des Oberschenkelknochens (Femur) hat. Bei beidseitiger Kontraktion flektiert er die Wirbelsäule, einseitige Kontraktion führt zu Lateralflexion. (vgl. Schünke et al., 2014, 482) Der

m. multifidus verläuft dorsal der gesamten Wirbelsäule, ist aber im Bereich der LWS am stärksten ausgeprägt. Er verbindet die Dorn- und Querfortsätze verschiedener Wirbel miteinander und überspringt dabei zwei bis vier Wirbel. Beidseitige Kontraktion führt zur Extensionsbewegung der Wirbelsäule, einseitige Kontraktion hingegen zu Lateralflexion sowie zu axialer Rotation. (vgl. Schünke et al., 2014, 150)

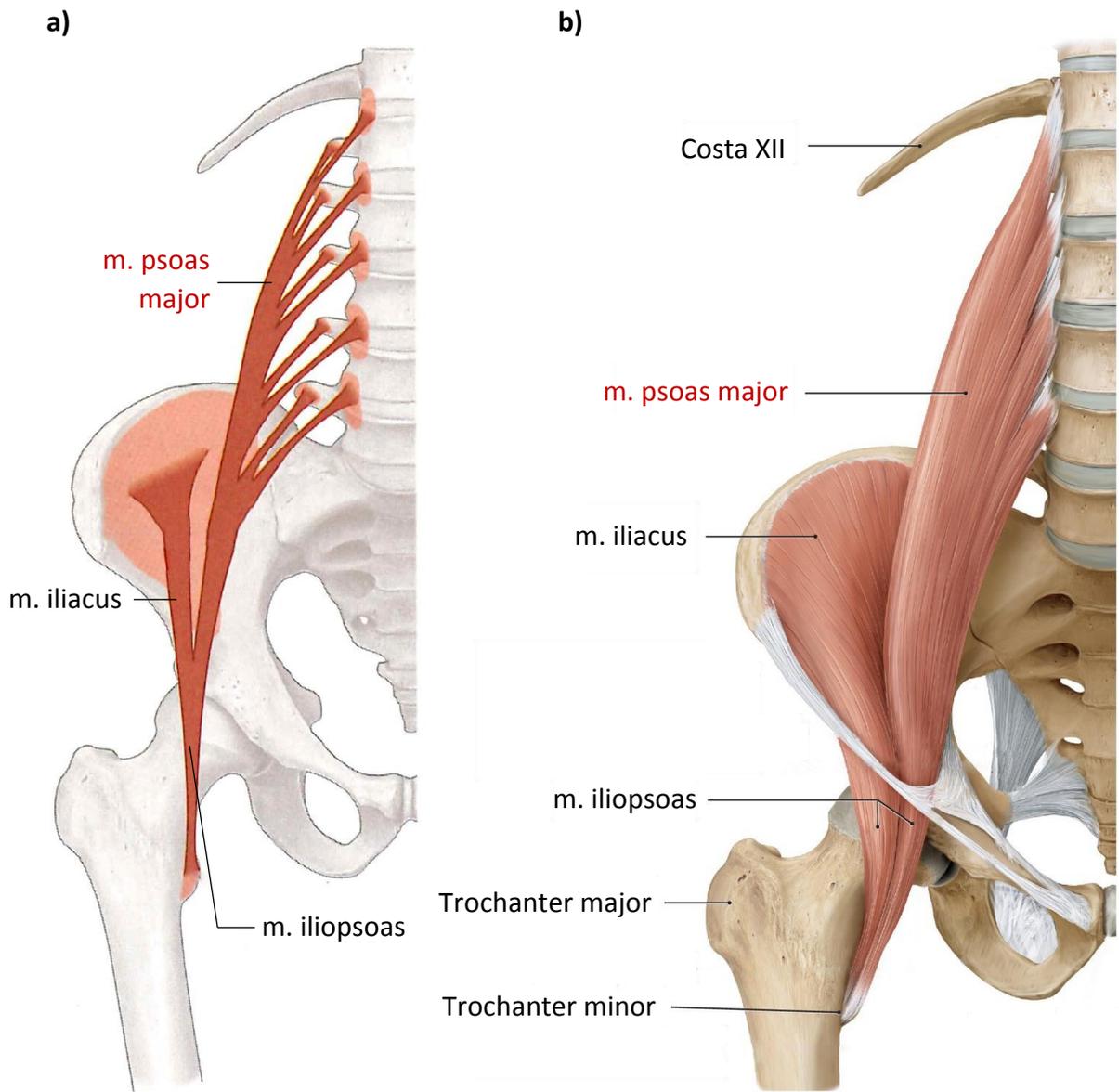


Abbildung 28 – Anteil der inneren Hüftmuskeln a) als Schemazeichnung, b) als fotorealistisches Bild (nach Schünke et al., 2014, 482-483).

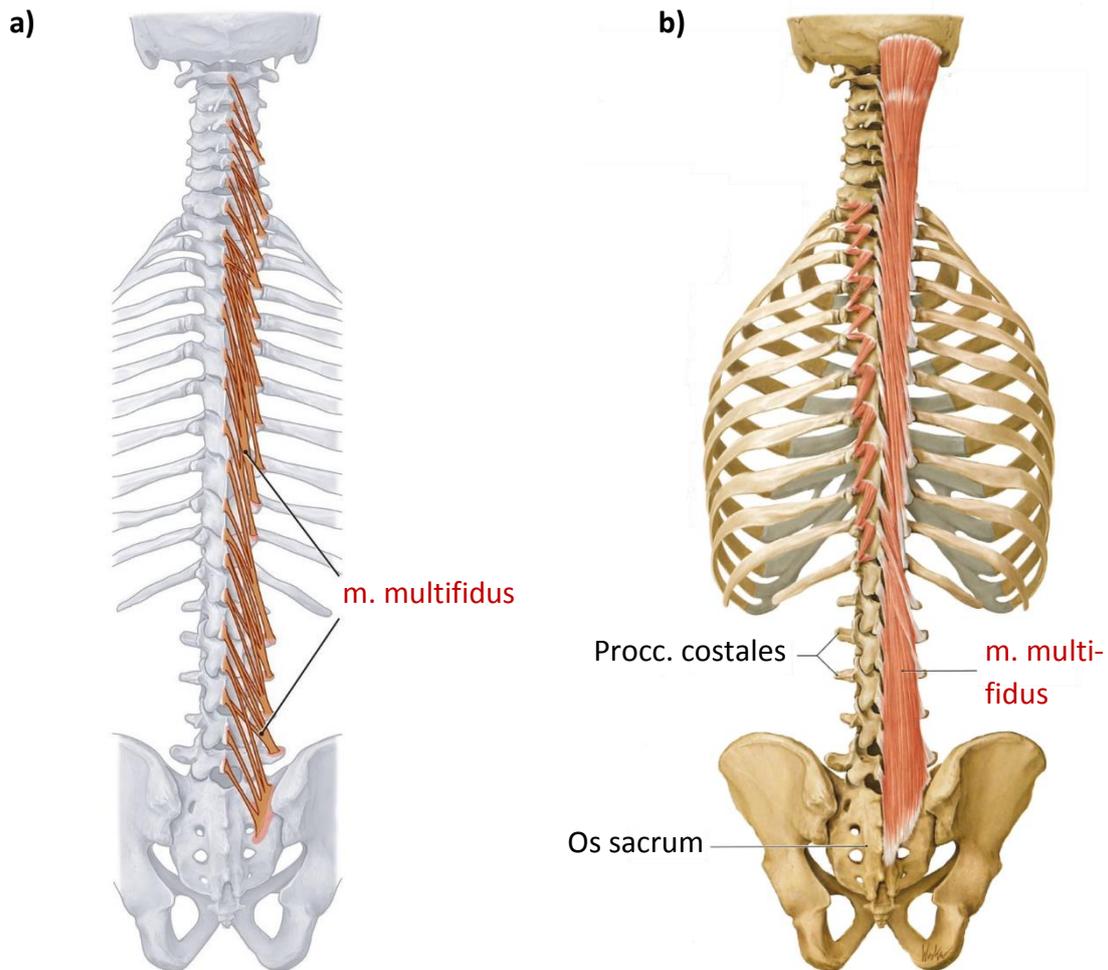


Abbildung 29 - Anteil des medialen Trakts des Rückenstreckers (m. erector spinae) a) als Schemazeichnung, b) als fotorealistisches Bild (nach Schünke et al., 2014, 150-151).

3.2 Bewegungsmöglichkeiten

Aus funktioneller Sicht besteht die Wirbelsäule aus einzelnen Bewegungssegmenten. Ein Bewegungssegment umfasst zwei benachbarte Wirbel, mit der zwischen den Wirbelkörpern liegenden ZWS, beide Facettengelenke sowie die in diesem Abschnitt vorliegenden ligamentösen und muskulären Verbindungen. Eine äußere Belastung auf die Wirbelsäule, beispielsweise verursacht durch den Oberkörper oder zusätzliches Gewicht, wird über die ZWS und Facettengelenke übertragen. Bei dynamischen Bewegungen eines Bewegungssegments werden die Rotationen um die drei Hauptachsen unterschieden. Als Flexion oder Extension wird das Vor- oder Zurückbeugen, also eine Rotation um die Transversalachse verstanden. Die Lateralflexion beschreibt die Seitneigung, d.h. eine Rotation um die Sagittalachse. Zuletzt ist eine Rotation um die Longitudinalachse möglich, die hiermit als axiale Rotation definiert wird. (vgl. Aumüller et al., 2017, 268)

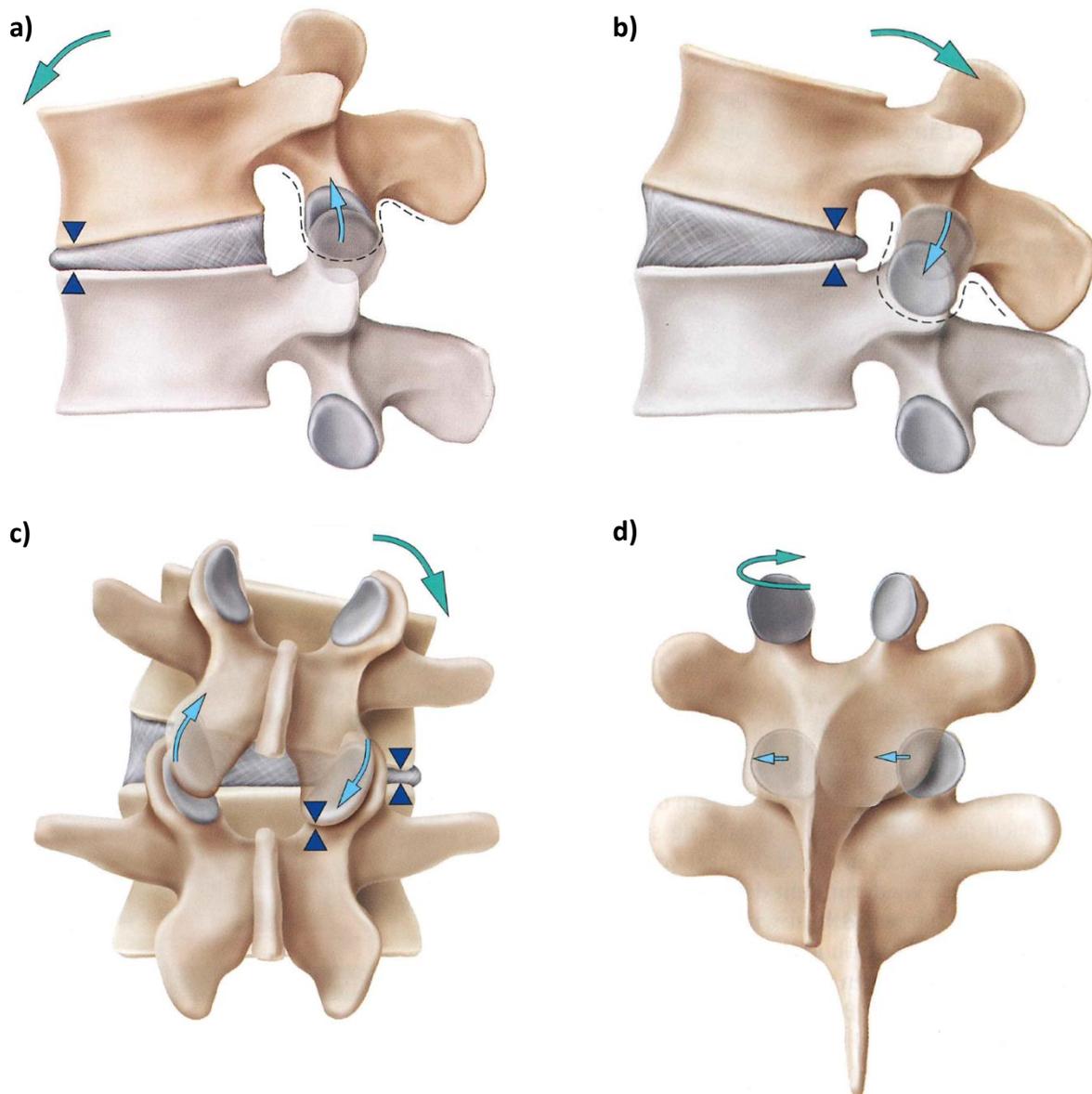


Abbildung 30 - Bewegungsmöglichkeiten eines Bewegungssegments (nach Hochschild, 2015, 18-19).

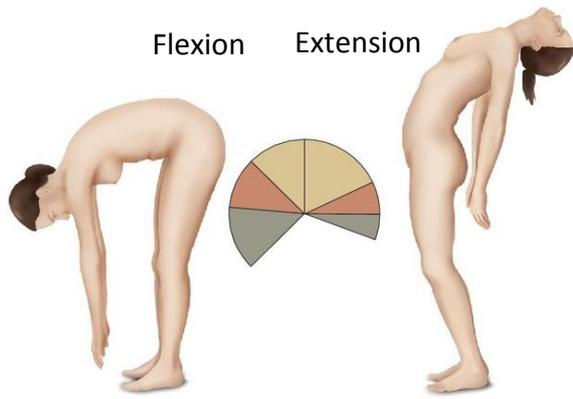
Zur Vereinfachung wird der kaudale Wirbel als unbeweglich betrachtet, so dass die Bewegung des kranialen Wirbels bezüglich des kaudalen beschrieben werden kann.

a) Als Flexion wird die Beugung, also eine Rotation um die Transversalachse in ventrale Richtung verstanden. Dabei wird der ventrale Anteil der ZWS komprimiert. Des Weiteren gleiten die Gelenkflächen der Facettengelenke auseinander, was auch als Divergenzbewegung bezeichnet wird.

b) Die dazu gegenläufige Bewegung, also die Streckung, wird als Extension bezeichnet. Dabei wird der dorsale Anteil der ZWS komprimiert und die Facettengelenkflächen gleiten ineinander, was entsprechend Konvergenzbewegung genannt wird. Bei maximaler Extension berühren die Gelenkflächen des kranialen Wirbels den Wirbelbogen des kaudalen Wirbels. Diese Verriegelung wird als Facettenschluss bezeichnet.

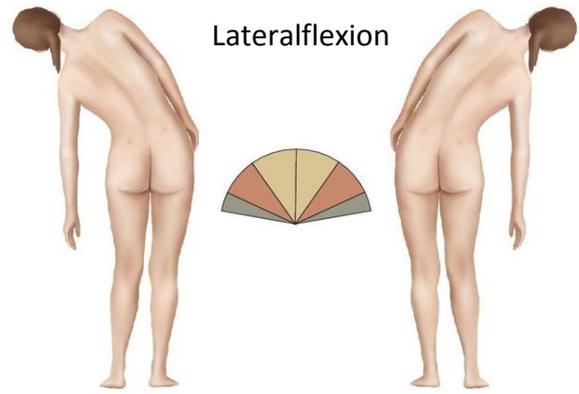
c) Bei Lateralflexion bzw. Seitneigung rotiert der kraniale Wirbel um die Sagittalachse. Dabei entsteht auf der lateralen Seite eine Konvergenzbewegung, so dass der laterale Anteil der ZWS komprimiert wird, auf der kontralateralen Seite hingegen eine Divergenz vor.

d) Die Rotation um die Longitudinalachse wird als axiale Rotation bezeichnet. Dabei gleiten die Gelenkflächen in laterale Richtung auseinander. Da die Wirbel der LWS aufgrund der Stellung der Facettengelenkflächen kaum axiale Rotation zulassen, wird diese Bewegung anhand von Brustwirbeln verdeutlicht. (vgl. Hochschild, 2015, 18-19)



Flexion Extension

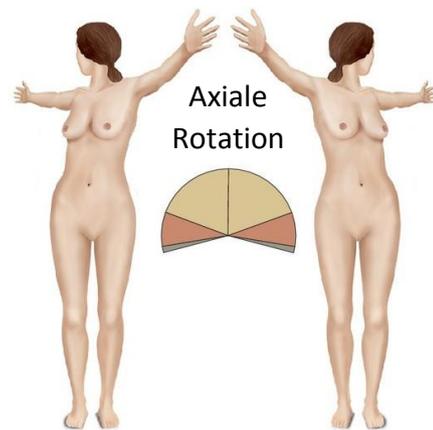
Flexion/Extension
 ■ HWS 45°/0°/65°
 ■ BWS 40°/0°/25°
 ■ LWS 50°/0°/20°
 Insgesamt* 135°/0°/110°



Lateralflexion

Lateralflexion
 ■ HWS 35°/0°/35°
 ■ BWS 30°/0°/30°
 ■ LWS 15°/0°/15°
 Insgesamt* 80°/0°/80°

Da die ZWS sowie die ligamentösen Verbindungen einem Bewegungssegment viel Stabilität verleihen, ist die Bewegungsfreiheit entsprechend stark limitiert. Erst im Verbund können größere Bewegungsumfänge erreicht werden. Dabei ist die Stellung der Facettengelenkflächen für die jeweilig möglichen Bewegungsrichtungen entscheidend. So lassen die Facettengelenkflächen der HWS eine deutliche Bewegungsfreiheit in alle Richtungen zu. Die BWS ist im Vergleich unbeweglicher, was allerdings auch auf den Verbund mit dem Brustkorb zurückzuführen ist. Die Gelenkflächen der LWS sind nahezu sagittal ausgerichtet, so dass mit der LWS vor allem Flexions- und Extensionsbewegungen aber auch Lateralflexionen ausgeführt werden können. Axiale Rotationen sind hingegen kaum möglich. (vgl. Aumüller et al., 2017, 268-269)



Axiale
Rotation

Axiale Rotation
 ■ HWS 70°/0°/70°
 ■ BWS 30°/0°/30°
 ■ LWS 5°/0°/5°
 Insgesamt* 105°/0°/105°

* Die Gesamtwerte sind ein Maß für die Beweglichkeit des Kopfes gegenüber dem Beckengürtel.

Abbildung 31 - ROM bezüglich der Rotationen um die Hauptachsen für die verschiedenen Wirbelsäulenabschnitte nach der Neutral-Null-Methode (nach Aumüller et al., 2017, 269). Die Neutral-Null-Stellung (0°) beschreibt einen aufrechtstehenden Menschen mit herunterhängenden Armen. Für zwei entgegengesetzte Bewegungsrichtungen kann dann der Bewegungsumfang links und rechts der 0° angegeben werden. (vgl. Aumüller et al., 2017, 232)

Dies bestätigen White und Panjabi (1990, 107), die die Bewegungsfreiheiten für jedes Bewegungssegment angeben, im Allgemeinen.

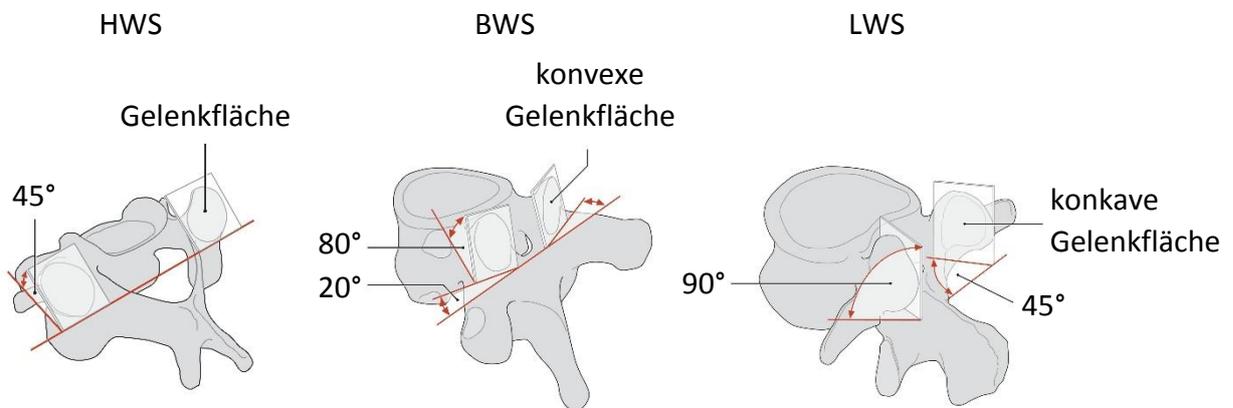


Abbildung 32 - Stellung der Gelenkflächen der Facettengelenke für die verschiedenen Wirbelsäulenabschnitte (nach Schünke et al., 2014, 126).

4 Individuelles Modell der Lendenwirbelsäule

Im Folgenden wird der Modellaufbau der LWS erläutert. Dieser kann in zwei Schritte unterteilt werden. Im ersten Schritt werden Computertomographie (CT) bzw. Magnetresonanztomographie (MRT) Daten von Patientenwirbelsäulen mit der Software AMIRA v.6.0.0 von FEI (Thermo Fisher Scientific, Waltham, MA, USA) segmentiert, um aus den vorliegenden Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Daten 3D-Oberflächen der einzelnen Wirbel zu erzeugen. Die Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität (Mainz), das Herz-Jesu-Krankenhaus (Dernbach), das Gemeinschaftsklinikum Mittelrhein (Koblenz) sowie die Eidgenössische Materialprüfungs- und Forschungsanstalt (EMPA, Schweiz) stellten die notwendigen DICOM Daten zur Verfügung, die von Kliniken routinemäßig angefertigt werden. Die segmentierten Wirbeloberflächen werden mit individuellen Ligament- und Muskelansatzpunkten versehen. Anschließend können die Wirbeloberflächen inklusive den Punktkoordinaten in SIMPACK übertragen werden, um schließlich ein MBS-Computermodell zu erstellen.

4.1 Segmentierung von Lendenwirbelsäulen

Die Segmentierung der Daten ist notwendig, um aus den vorliegenden CT und MRT Aufnahmen im DICOM Format, die Wirbeloberflächen zu erzeugen. Diese werden in ein Dateiformat übergeführt, das von der MBS-Modellierungssoftware SIMPACK, verarbeitet werden kann. Die DICOM Daten umfassen patientenspezifische Aufnahmen der ganzen Wirbelsäule oder der LWS aus einem Spiral-CT bzw. MRT. Zudem wurden lediglich gesunde Wirbelsäulen betrachtet. Die DICOM Daten können mithilfe von AMIRA entsprechend der Dichte eines Materials gefiltert werden. So kann beispielsweise die Haut, die Muskulatur oder der knöcherne Anteil sichtbar gemacht werden. Aus der knöchernen Darstellung wird dann die Wirbelsäule segmentiert.



Abbildung 33 – Segmentierungsprozess.

Der Segmentierungsprozess wird in zwei Schritten durchgeführt. Im ersten Schritt werden die einzelnen Wirbel grob aus dem knöchernen Verbund herausgeschnitten, so dass jeder Wirbel einzeln vorliegt.

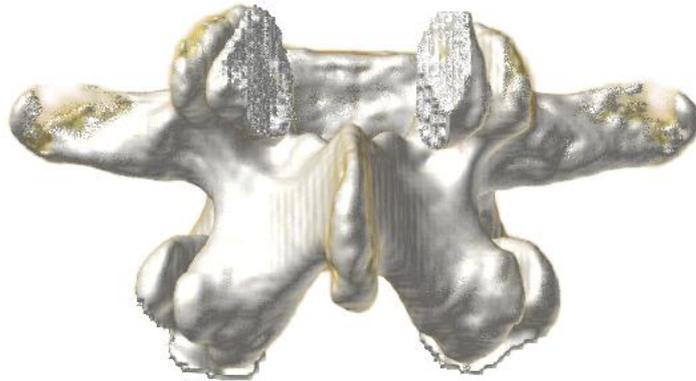


Abbildung 34 – Separierte 3D-Oberfläche eines Lendenwirbels aus dorsaler Ansicht.

Im zweiten Schritt wird jede Schicht der Aufnahme nachsegmentiert. Dabei erkennt AMIRA durch Schwarz-Weiß-Abgleich die knöchernen Strukturen automatisch. Lediglich die Facettengelenke müssen teilweise manuell korrigiert werden, da eine Autosegmentierung aufgrund des geringen Abstands zwischen zwei benachbarten Knochenstrukturen, stellenweise nicht möglich ist.

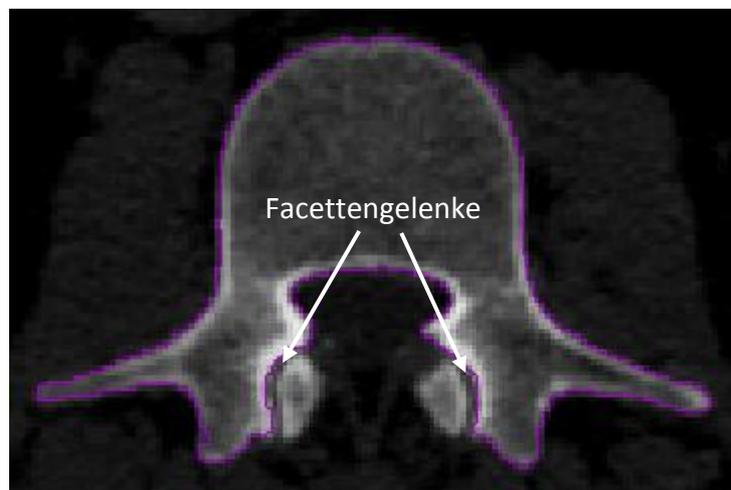


Abbildung 35 - Schnittbild eines Lendenwirbels in der Transversalebene.

Aus den einzelnen Schnittbildern kann mit AMIRA die Oberfläche des jeweiligen Wirbels berechnet werden. Dadurch kann zudem gewährleistet werden, dass die Lage der einzelnen Wirbel zueinander nicht verändert wird. Folglich bleiben auch ZWS-Höhen und Spaltabstände in den Facettengelenken erhalten.

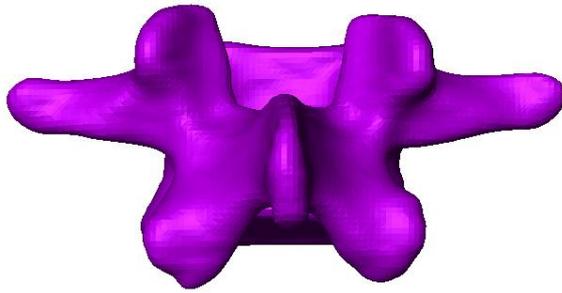


Abbildung 36 - Segmentierter Lendenwirbel aus dorsaler Ansicht.

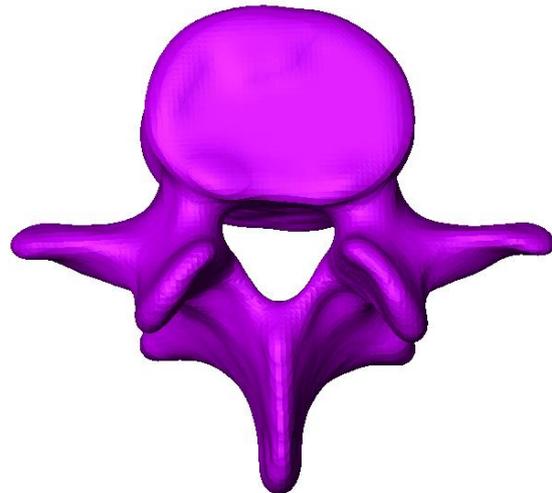


Abbildung 37 - Segmentierter Lendenwirbel aus kranialer Ansicht.

4.2 Festlegen der Ligamentansatzpunkte

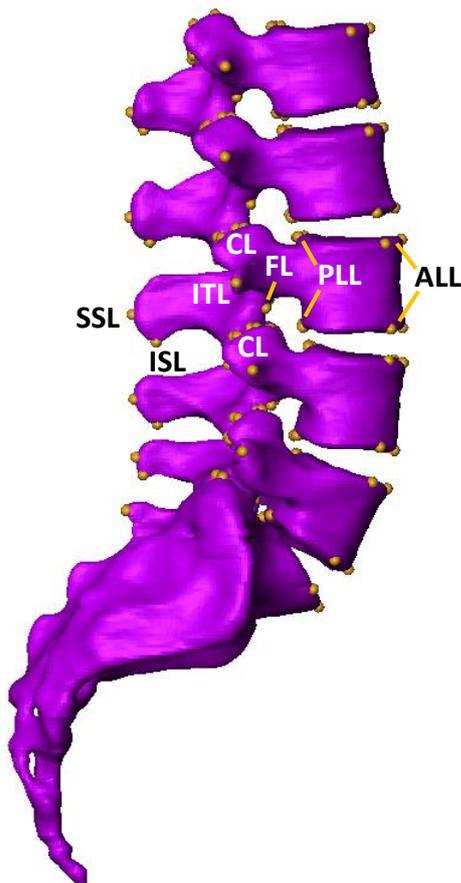


Abbildung 38 - LWS mit Ligamentansatzpunkten aus lateraler Ansicht.

Auf den segmentierten Wirbeln können nun die Ansatzpunkte für die an der Wirbelsäule charakteristischen Ligamente definiert werden. Hierbei handelt es sich um das ligamentum longitudinale anterius (ALL), ligamentum longitudinale posterius (PLL), ligamentum flavum (FL), ligamentum intertransversarium (ITL), ligamenta capsularia (CL), ligamentum interspinale (ISL) und ligamentum supraspinale (SSL). Die Positionen der Ligamentansatzpunkte orientieren sich an der Literatur (s. 3.1.3) und sind von Medizinerinnen der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz überprüft worden. Aufgrund der einzigartig ausgeprägten Morphologie der Wirbel ergeben sich patientenspezifische Ligamentansatzpunkte, was die Länge der einzelnen Ligamente beeinflusst und individuelle Hebelarme erzeugt.

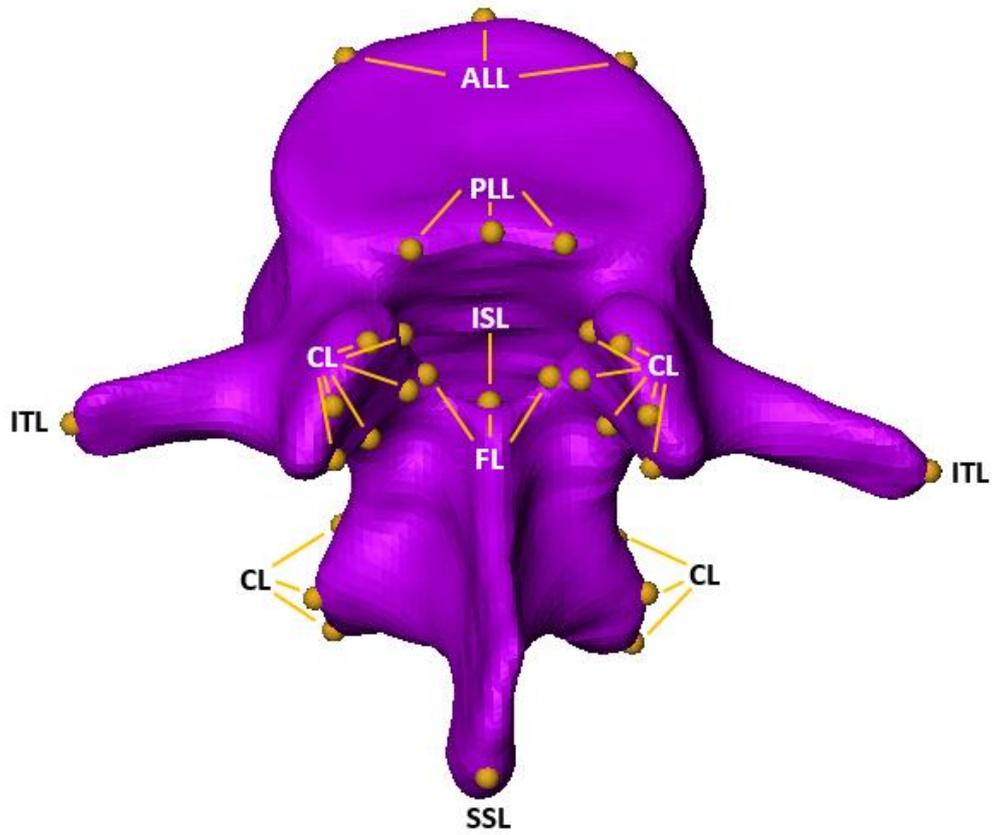


Abbildung 39 - Lendenwirbel mit Ligamentansatzpunkten aus kranialer Ansicht.

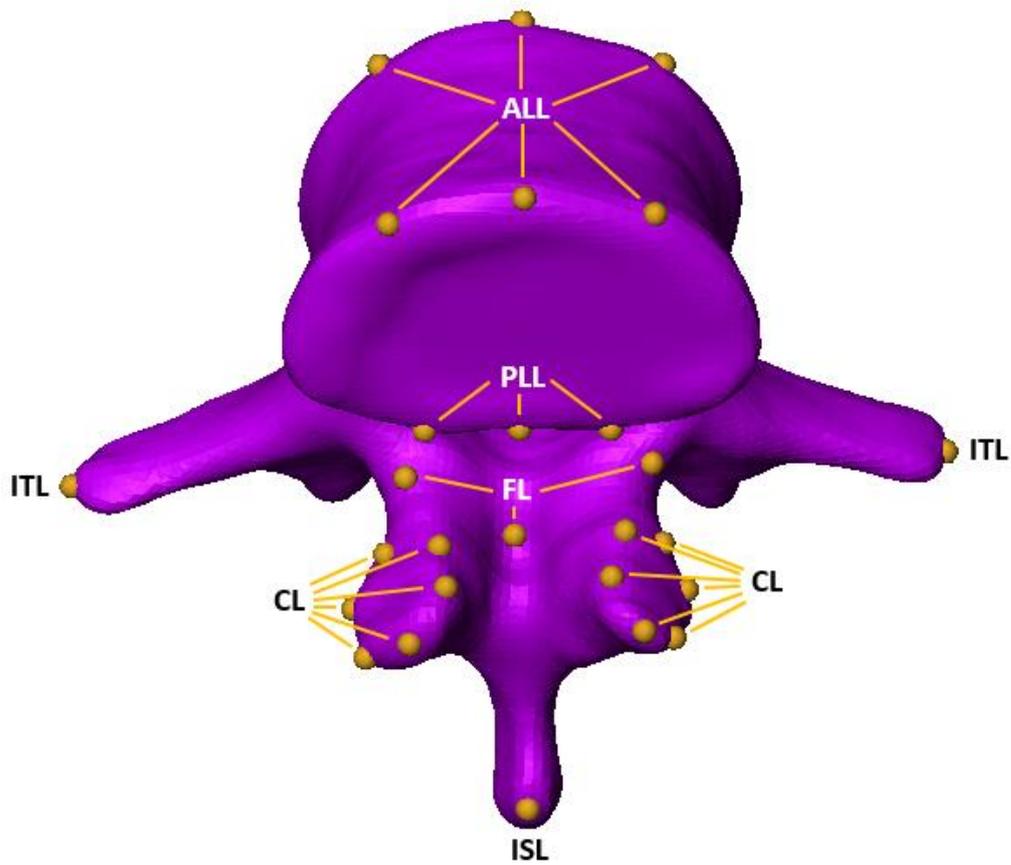


Abbildung 40 - Lendenwirbel mit Ligamentansatzpunkten aus kaudaler Ansicht.

4.3 Festlegen der Ursprünge und Ansätze der Muskulatur

In gleicher Weise, wie die Ansatzstellen der Ligamente definiert wurden, können nun entsprechend Ursprünge und Ansätze der Muskulatur festgelegt werden. Diese wurden wiederum von Medizinern der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz überprüft. Aufgrund der individuellen Morphologie der LWS und der Beckenknochen sowie der patientenspezifischen Krümmung der LWS entstehen folglich unterschiedlich lange Muskelzüge mit verschiedenen Zugrichtungen, was wiederum zu individuellen Hebelarmen führt.

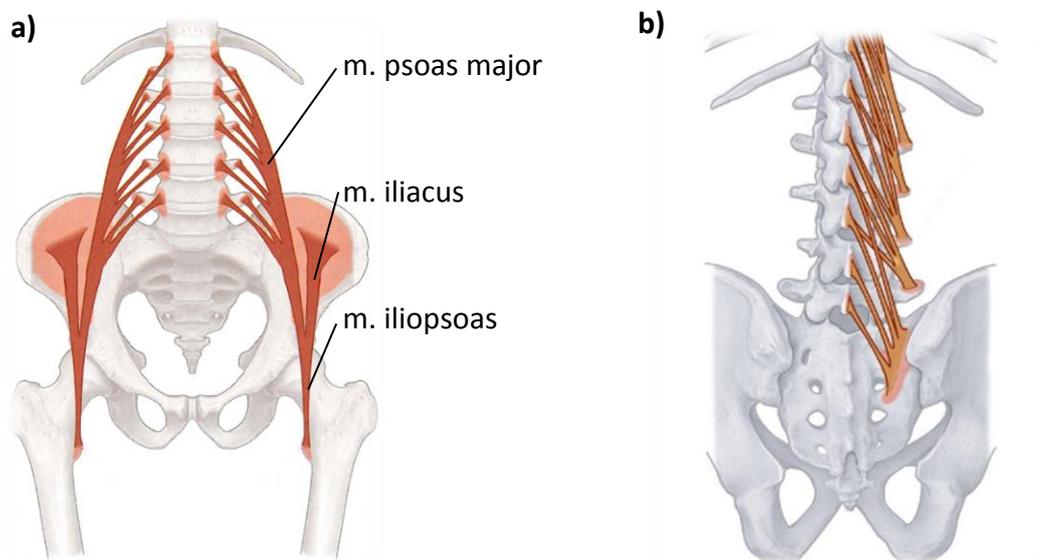


Abbildung 41 - Schematische Darstellung des a) m. iliopsoas, aufgeteilt in die Anteile des m. psoas major und m. iliacus (nach Schünke et al., 2014, 482) und b) m. multifidus (nach Schünke et al., 2014, 150).

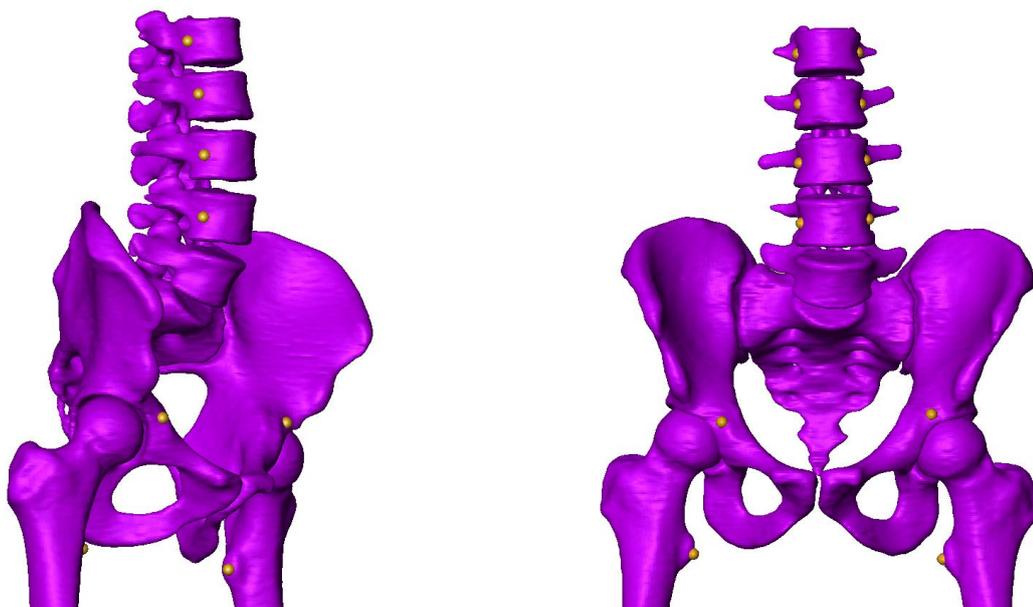


Abbildung 42 - Ursprung und Ansatz des m. psoas major. Auf den knöchernen Oberflächen wurden die entsprechenden Landmarken zur Modellierung der oberflächlichen Schicht des m. psoas major bestimmt.

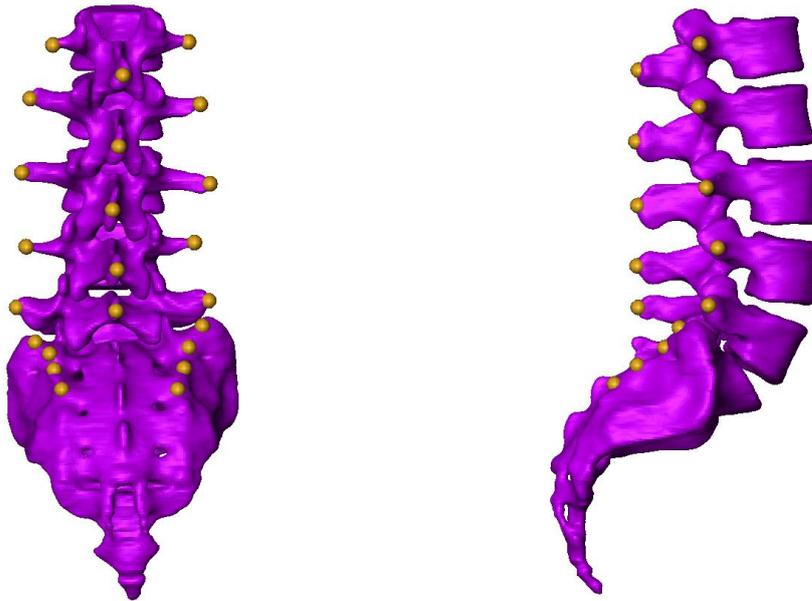


Abbildung 43 - Ursprung und Ansatz des *m. multifidus*. Auf den knöchernen Oberflächen wurden die entsprechenden Landmarken zur Modellierung des *m. multifidus* bestimmt.

4.4 Positionieren der segmentierten Oberflächen

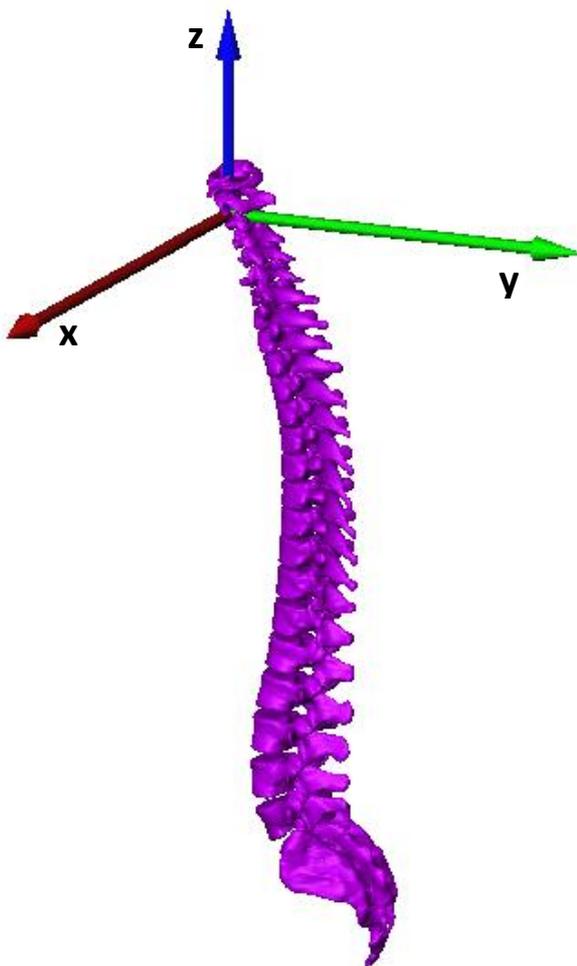


Abbildung 44 - Ausgangslage der Wirbelsäule in AMIRA.

Die Abbildung 44 zeigt die segmentierte Wirbelsäule in AMIRA in ihrer Ausgangslage. Das Koordinatensystem wird von der jeweiligen CT oder MRT-Aufnahme bestimmt. Nach dem Übertragen der Wirbeloberflächen in SIMPACK soll die z-Achse entsprechend der Wirkungslinie der Gewichtskraft ausgerichtet sein. Da die Wirbeloberflächen ihre Position und Ausrichtung im Raum beim Importieren in SIMPACK beibehalten, muss die Wirbelsäule bereits in AMIRA korrekt ausbalanciert werden. Die Krümmung, d.h. die Lage der einzelnen Wirbel zueinander soll dabei nicht verändert werden. Dazu wird die gesamte Wirbelsäule im ersten Schritt so verschoben, dass der Volumenmittelpunkt des Sakrums mit dem Ursprung des Koordinatensystems übereinstimmt. Im

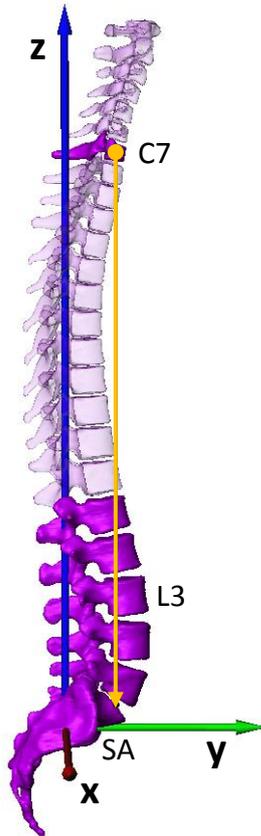


Abbildung 45 - sagittale Balance: C7-Lot.

zweiten Schritt wird die Wirbelsäule um die drei Koordinatenachsen gedreht, so dass sagittale Balance erreicht wird.

Eine Wirbelsäule gilt als sagittal ausbalanciert, wenn eine Lotlinie, die im Zentrum des Wirbelkörpers des Halswirbels C7 angelegt wird, dorsal des L3 verläuft und schließlich den hinteren Bereich der Deckfläche des Sakrums (SA) trifft (vgl. Ferraris et al., 2012). Die nötigen Drehwinkel werden folglich durch das C7-Lot bestimmt. Die Methode setzt allerdings voraus, dass neben der LWS inkl. dem Sakrum auch der C7 im CT-Datensatz enthalten ist. Sollte nur die LWS zur Verfügung stehen, bestimmt die Orientierung des L3 die nötigen Drehwinkel.

Dieser ist mit seinen Endplatten im Allgemeinen annähernd horizontal, d.h. parallel zur x-y-Ebene orientiert (vgl. Kapandji, 2009, 84).

4.5 Übertragung der Daten in SIMPACK

Nach erfolgter Positionierung der Wirbelsäule können die für die Modellierung relevanten Daten mittels eines Transferalgorithmus von AMIRA in die Modellierungssoftware SIMPACK übertragen werden. Folgende Daten werden ausgelesen und übermittelt:

- Wirbeloberflächen
- Volumina der Wirbel
- Volumenmittelpunkte der Wirbel
- Marker der Ligamentansatzpunkte
- Marker der Muskelansatzpunkte
- Marker der Facettengelenke

Aus den ermittelten Volumina der einzelnen Wirbel V_{Wirbel} , konnten mittels der Dichte von Knochen $\rho_{Knochen}$ die Massen der Wirbel m_{Wirbel} berechnet werden.

$$m_{Wirbel} = \rho_{Knochen} \cdot V_{Wirbel} \quad [1]$$

Für die Knochendichte $\rho_{Knochen}$ wurde $1,56 \frac{g}{cm^3}$ angenommen (vgl. Meganck et al., 2009), was durch Brinckmann et al. (2000, 162), nach denen die Dichte von Kortikalis über $1,5 \frac{g}{cm^3}$ liegt und Seibt (2003, 52), der eine Knochendichte von $1,6 \frac{g}{cm^3}$ angibt, bestätigt werden kann.

Die Volumenmittelpunkte der Wirbel definieren das jeweilige Referenzsystem des Wirbels in SIMPACK.

Des Weiteren werden alle Marker-Koordinaten für die Ligament- und Muskelansätze sowie der Facettengelenke exportiert.

4.6 Aufbau des Modells in SIMPACK

Knöchernen Strukturen, wie die Wirbel, sind als Starrkörper modelliert. Jeder Wirbel besitzt ein eigenes festes Bezugssystem, den Body Reference Frame (BRF) (s. Abbildung 46), welcher zudem den Volumenmittelpunkt des jeweiligen Wirbels beschreibt. Jeweils zwei benachbarte Wirbel sind über ein Gelenk mit 6 Freiheitsgraden miteinander verbunden, welches jeweils im Mittelpunkt der ZWS liegt (s. Abbildung 46). Das Sakrum ist fest mit dem Inertialsystem verbunden und fixiert somit das Modell im Raum. Jeder Wirbel ist durch seine Masse sowie seinen Trägheitstensor definiert. Der jeweilige Trägheitstensor kann aufgrund der Wirbelgeometrie mithilfe von SIMPACK bestimmt werden (vgl. SIMPACK Handbuch).

Auf jedem Wirbel sind bis zu 46 Ligament- und 5 Muskelansatzpunkte definiert, das Sakrum ist mit 24 Ligament- und 8 Muskelansatzpunkten ausgestattet, die auf den jeweiligen BRF des Wirbels bzw. Sakrums bezogen sind (s. Abbildung 47). Jeweils zwei Koordinaten definieren den Verlauf eines Ligaments bzw. eines Muskelzugs (s. Abbildung 48). Damit das Modell bei äußerer Belastung innere Kräfte und Drehmomente übertragen kann, werden Kraftelemente für ZWS, Facettengelenke, Ligamente und Muskulatur erzeugt, die die physikalischen Materialeigenschaften dieser Elemente repräsentieren. Sie werden in den folgenden Kapiteln detailliert erläutert.

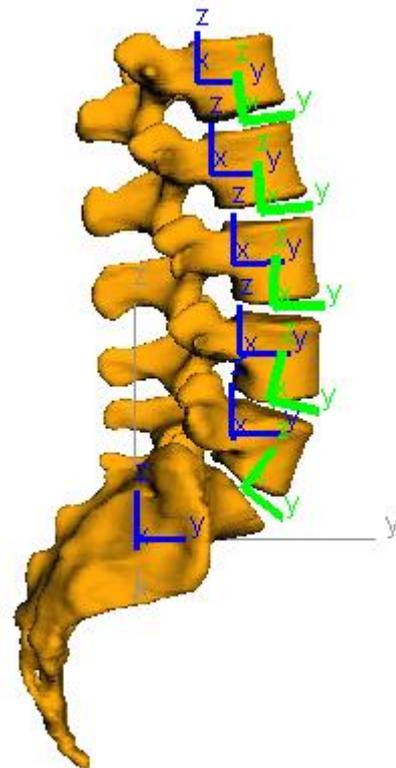


Abbildung 46 - LWS in SIMPACK: BRF in blau, ZWS-Mittelpunkte in grün.

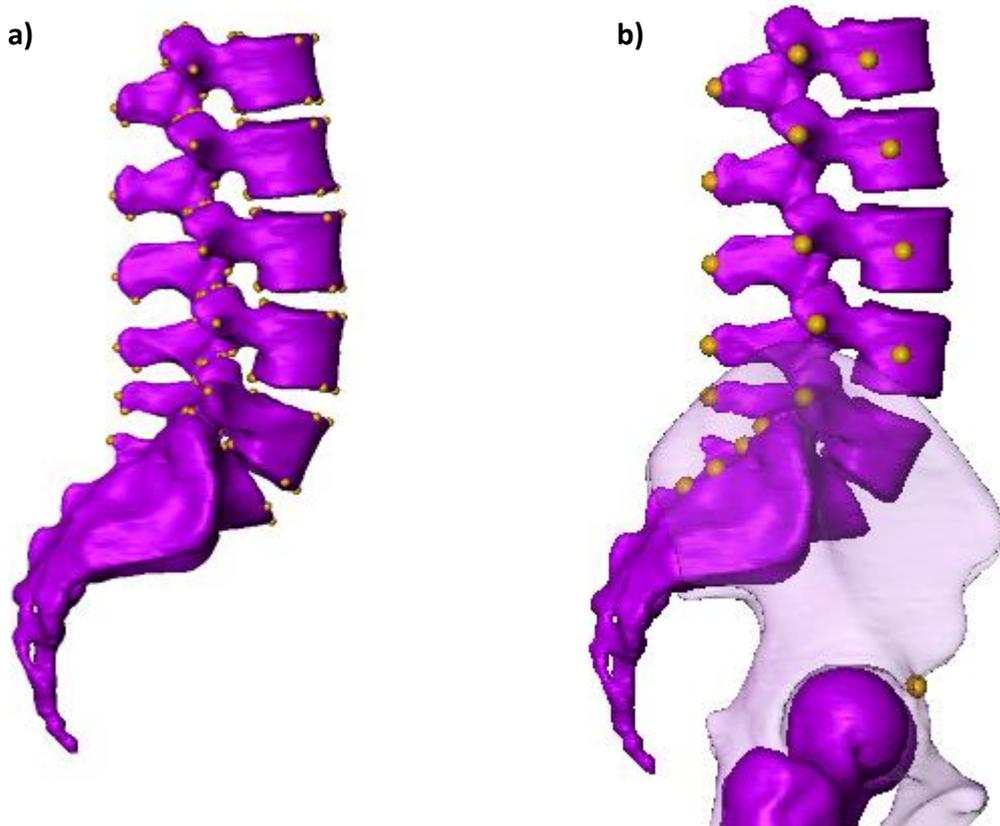


Abbildung 47 - LWS in AMIRA: a) Ligamentansatzpunkte b) Muskelansatzpunkte.

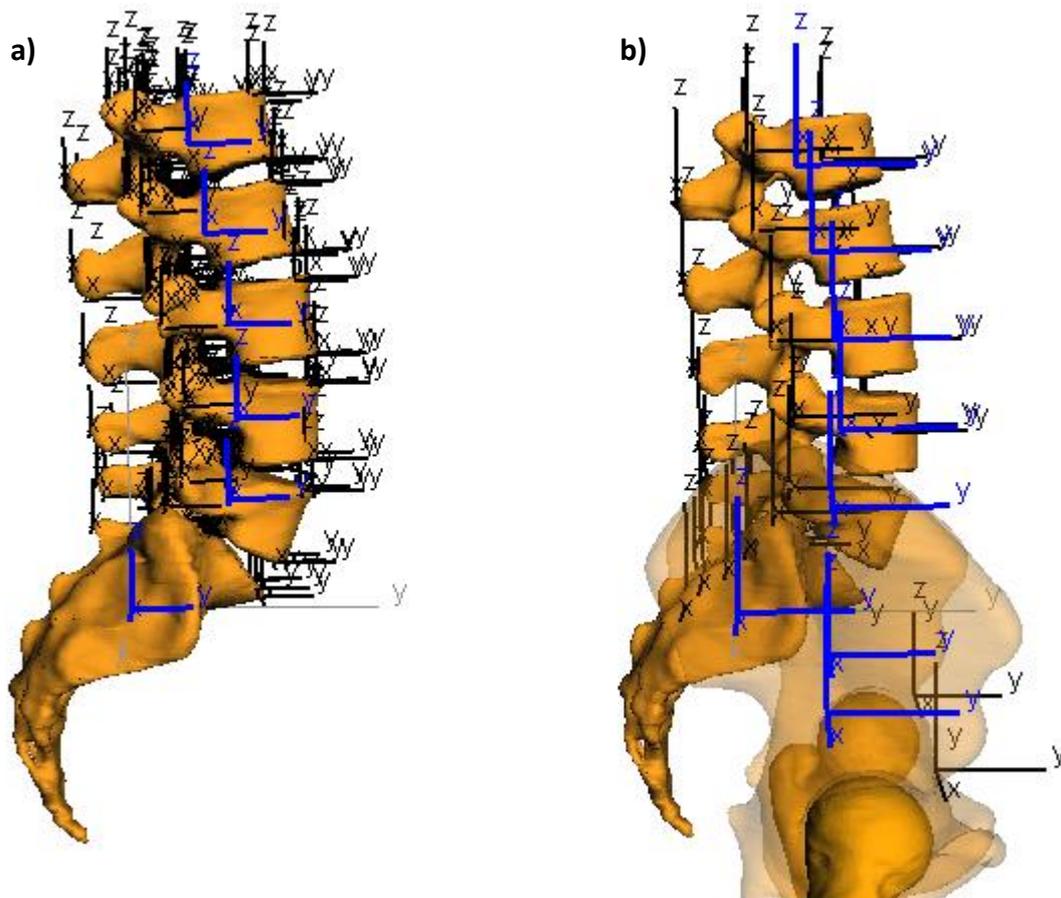


Abbildung 48 - LWS in SIMPACK, BRF blau, Ansatzpunkte schwarz: a) Ligamentansatzpunkte b) Muskelansatzpunkte.

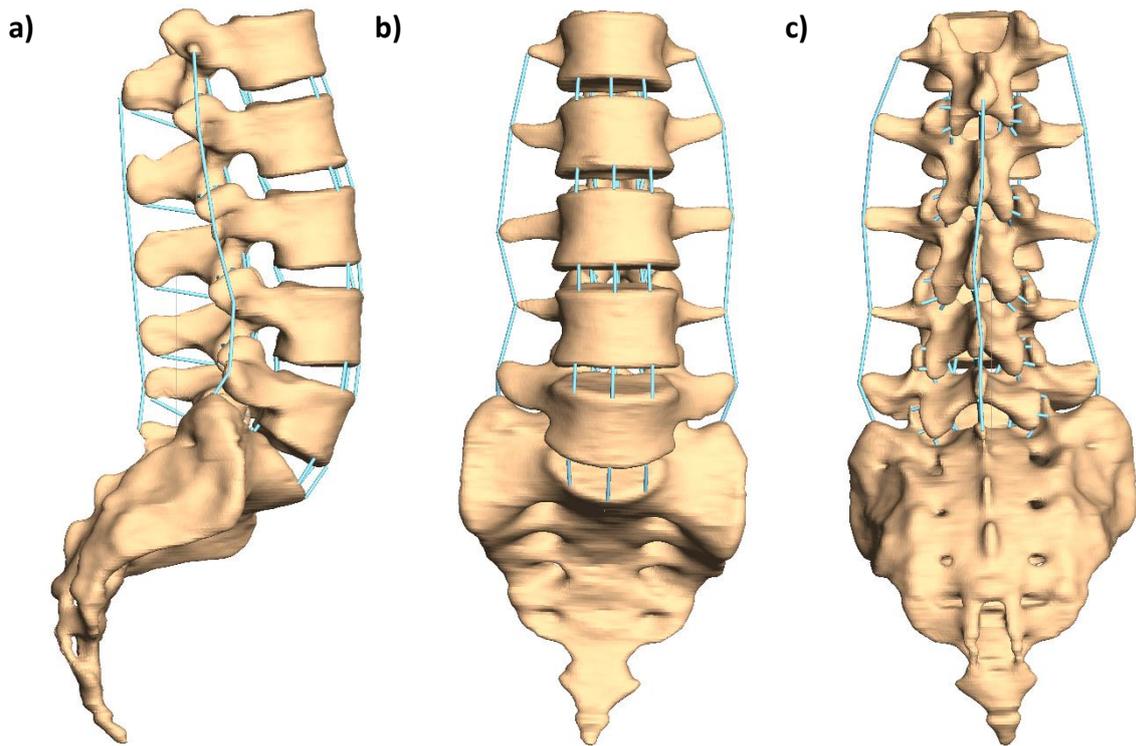


Abbildung 49 - LWS-Modell in SIMPACK mit Ligamenten (blau) aus a) lateraler rechter, b) ventraler und c) dorsaler Ansicht.

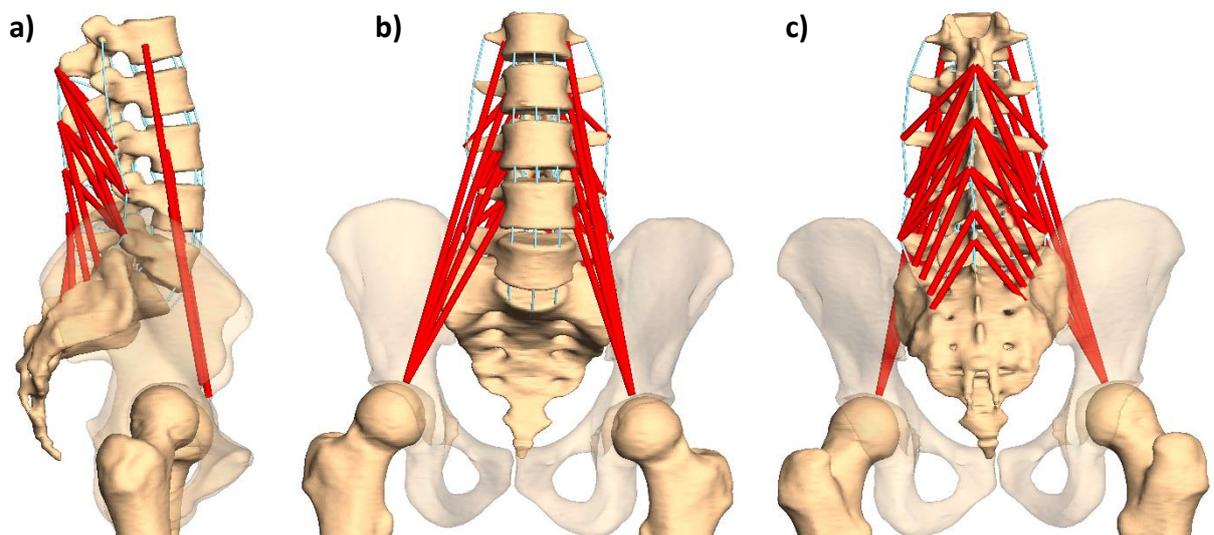


Abbildung 50 - LWS-Modell in SIMPACK mit modellierten Muskelzügen (rot) und Ligamenten (blau) aus a) lateraler rechter, b) ventraler und c) dorsaler Ansicht.

5 Modellierung der kraftübertragenden Strukturen einer Lendenwirbelsäule

Zu den kraftübertragenden Strukturen zählen ZWS, Facettengelenke, Ligamente und Muskulatur. ZWS, Facettengelenke und Ligamente sind dem passiven Bewegungsapparat zuzuordnen und jeweils als Feder-Dämpfer-Element modelliert. Die Muskulatur hingegen stellt den aktiven Bewegungsapparat dar. Im Modell wird eine Hill'sche Muskelmodellierung (vgl. Günther, 1997; Häufle et al., 2014) verwendet.

5.1 Modellierung der Zwischenwirbelscheibe

Zwei benachbarte Wirbel sind über eine ZWS elastisch miteinander verbunden. Die ZWS überträgt dabei Kräfte und Drehmomente zwischen diesen beiden Wirbeln. Im Modell wird die ZWS durch ein Gelenk mit 6 Freiheitsgraden beschrieben, welches im Mittelpunkt der ZWS liegt (s. Abbildung 46). Die ZWS ist dabei in zwei Komponenten aufgeteilt. Zum einen wird bei translatorischen Bewegungen eine Gegenkraft aufgebaut. So können vertikal wirkende Kräfte und horizontal wirkende Scherkräfte verarbeitet werden. Zum anderen wird bei rotatorischen Auslenkungen ein entsprechendes Gegendrehmoment aufgebaut. Damit diese Kräfte und Drehmomente korrekt übertragen werden, ist der Mittelpunkt der ZWS von entscheidender Bedeutung. Im ersten Schritt wird daher erörtert, wie der ZWS-Mittelpunkt individuell berechnet wird. Im Anschluss wird die physikalische Realisierung im Modell aufgezeigt.

5.1.1 Berechnung des Zwischenwirbelscheibenmittelpunkts

Frobin et al. (1997) stellten eine geometrische Konstruktion zur Bestimmung der sagittalen Ebenenverschiebung zwischen zwei benachbarten Wirbeln vor. Diese Konstruktion, (s. Abbildung 51) kann ebenso dazu verwendet werden, den Mittelpunkt der ZWS zweier benachbarter Wirbel zu berechnen (s. Abbildung 52).

Dazu wird vorab jeder Wirbelkörper mit 6 Landmarken A bis F (gelb) besetzt (s. Abbildung 51), zwei am ventralsten Punkt der Deckfläche sowie der Bodenplatte und vier am dorsalen Anteil. Von den jeweils vertikal übereinanderliegenden Landmarken, wird der Mittelpunkt G bis I (rot) berechnet. Von den dorsal liegenden Mittelpunkten H und I wird erneut der Mittelpunkt J (weiß) bestimmt. Der Mittelpunkt K (blau) der beiden Punkte J und G definiert das Zentrum des Wirbelkörpers. (vgl. Frobin et al., 1997, 6-8)

Durch die Mittelpunkte G, H und I wird zudem die Mittelebene M aufgespannt (vgl. Frobin et al., 1997, 8).

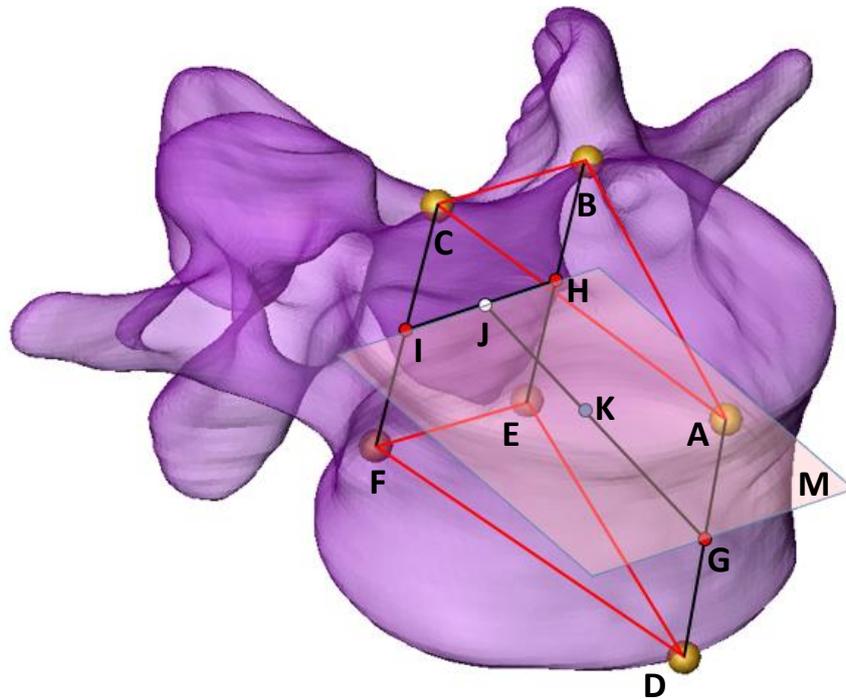


Abbildung 51 - Konstruktion der Mittelebene eines Wirbels zur Bestimmung des Mittelpunkts der ZWS (in Anlehnung an Frobin et al., 1997, 7-8, Abbildungen 2a, 3).

Entsprechend dieser Konstruktion besitzt demnach jeder Wirbel seine eigene Mittelebene M. Im nächsten Schritt wird die Schnittgerade S zwischen zwei benachbarten Wirbeln mithilfe der beiden Mittelebenen M_1 und M_2 berechnet. Ausgehend von dieser Schnittgeraden wird eine winkelhalbierende Ebene konstruiert, die sogenannte Bisektrix. (vgl. Frobin et al., 1997, 8) Anschließend wird jeweils das Lot, ausgehend von den Wirbelkörperzentren K_1 und K_2 , auf die Bisektrix gefällt. Der Vektor zwischen den beiden Lotfußpunkten beschreibt die Verschiebung zwischen den beiden auf die Bisektrix projizierten Wirbelkörperzentren. (vgl. Frobin et al., 1997, 24) Der Mittelpunkt zwischen den beiden Lotfußpunkten wird im weiteren Verlauf als ZWS-Mittelpunkt ZWS_M bezeichnet.

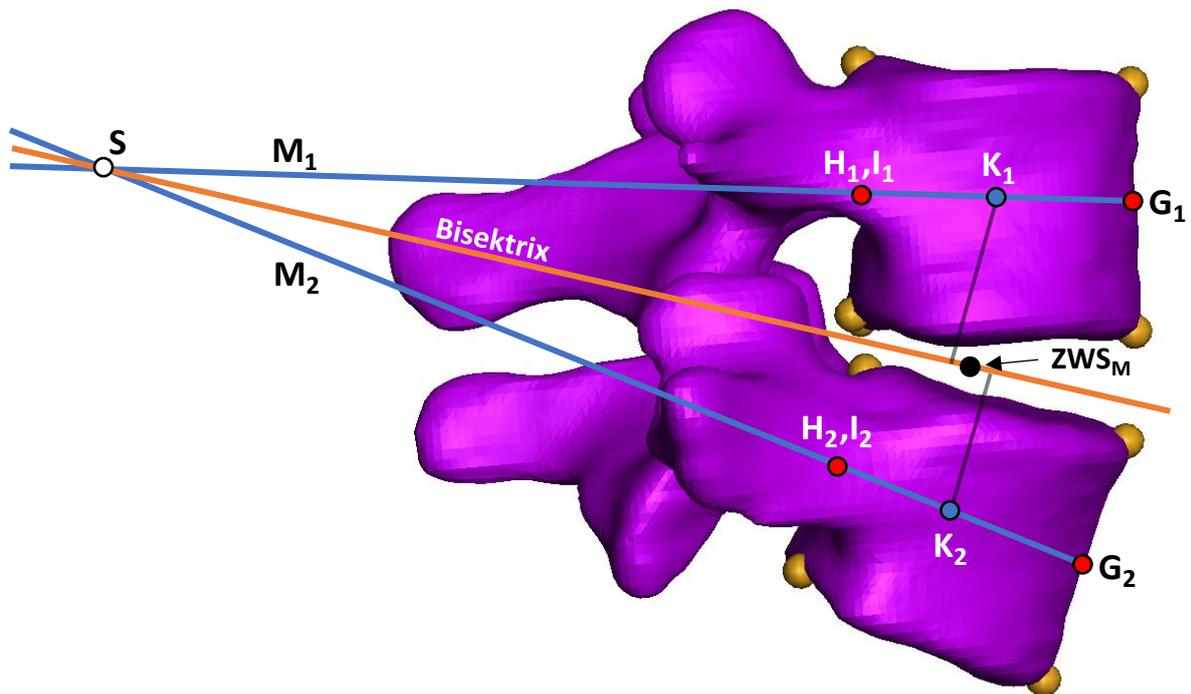


Abbildung 52 - Berechnung des ZWS_M mithilfe der beiden Mittelebenen M_1 und M_2 und der daraus berechneten Bisektrix (in Anlehnung an Frobin et al., 1997, 24, Abbildung 16).

In SIMPACK wird der ZWS_M durch zwei aufeinanderliegende Marker dargestellt, die zusammen ein Gelenk mit 6 Freiheitsgraden bilden. Dabei gehört ein Marker zum kranialen Wirbel und der andere zum kaudalen. Die beiden Marker sind so positioniert und rotiert, dass sie bzgl. ihrer Position und Ausrichtung dem ZWS_M und der Bisektrix entsprechen.

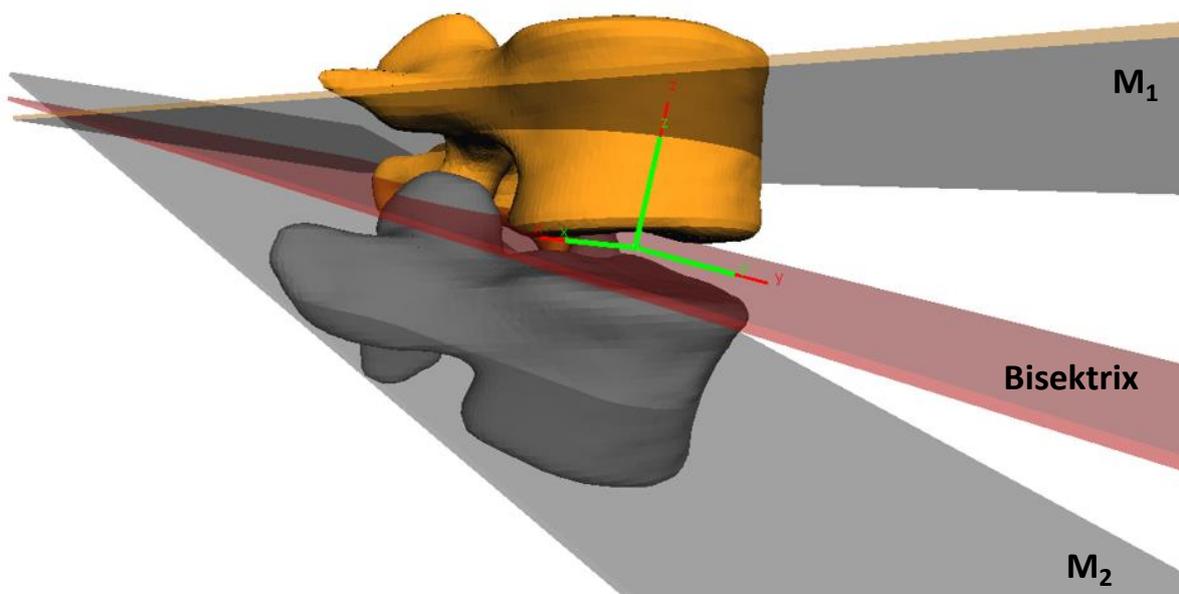


Abbildung 53 - Visualisierung des ZWS_M in SIMPACK.

5.1.2 Physikalische Modellierung der Zwischenwirbelscheibe

In SIMPACK wird zwischen die beiden Marker, die den ZWS-Mittelpunkt ZWS_M repräsentieren und zusammen ein 6 DOF Gelenk bilden, ein Kraftelement integriert, das die Übertragung von Vertikal- sowie Scherkräften und Drehmomenten ermöglicht. Um bei translatorischen Bewegungen eine entsprechende Gegenkraft zu erzeugen, wird ein Feder-Dämpfer-Element verwendet. Die Kraft besteht aus einem Steifigkeits- und einem Dämpfungsterm.

$$F^{ZWS} = F_{Feder}^{ZWS} + F_{Dämpf}^{ZWS} \quad [2]$$

Die Steifigkeit hängt dabei von der Deformation r und die Dämpfung von der Deformationsgeschwindigkeit $\frac{dr}{dt}$ ab.

$$F^{ZWS} \left(r, \frac{dr}{dt} \right) = c_{Steif}^{ZWS} \cdot r + d_{Dämpf}^{ZWS} \cdot \frac{dr}{dt} \quad [3]$$

Die Parameter c_{Steif}^{ZWS} und $d_{Dämpf}^{ZWS}$ beschreiben das Materialverhalten der ZWS. Im linearen Fall sind c_{Steif}^{ZWS} und $d_{Dämpf}^{ZWS}$ Konstanten. Liegen jedoch Ergebnisse experimenteller Messungen in Form von Kennlinien vor, die zeigen, dass der Kraft-Deformations-Zusammenhang nicht durch eine Gerade beschrieben wird, ist die Steifigkeit c_{Steif}^{ZWS} nicht linear. In diesem Fall wird der Steifigkeitsterm in Formel [3] umgeformt, so dass die Kennlinie Anwendung findet.

$$F^{ZWS} \left(r, \frac{dr}{dt} \right) = F_{Feder}^{ZWS}(r) + d_{Dämpf}^{ZWS} \cdot \frac{dr}{dt} \quad [4]$$

Um das Materialverhalten der ZWS unter Kompression zu bestimmen, wurden fünf intakte ZWS-Präparate in einem Spine-Tester untersucht. Die Versuche wurden unter Leitung von Dr. Werner Schmölz an der Universitätsklinik für Unfallchirurgie Innsbruck durchgeführt. Das Sektionsgut war vakuumverpackt und bestand aus fünf tiefgefrorenen Lendenwirbelsäulenabschnitten, von denen jeweils das Bewegungssegment L2-L3 getestet wurde. Das durchschnittliche Alter des Sektionsguts lag bei 59,4 Jahren. Die Präparate wurden mit einer Vorlast von 100N in einem Zeitintervall von 20 Sekunden bis zu 1000N belastet und wieder entlastet. Gleichzeitig wurden die Deformationen gemessen. (vgl. Hausen, 2013, 29-31)

Um die ZWS nicht zu beschädigen, wurden die benachbarten Wirbel L2 und L3 nicht entfernt, sondern in PMMA Zement eingelassen. In dieser Form wurde das Bewegungssegment untersucht. Dorsale Strukturen, wie Facettengelenke und Ligamente wurden entfernt, um deren Einfluss zu eliminieren. Lediglich die Ligamente ALL sowie PLL konnten nicht entfernt werden, ohne die ZWS zu beschädigen, da diese unmittelbar mit dieser verwachsen waren. (vgl. Hausen, 2013, 30)



Abbildung 54 - Probe eines Bewegungssegments L2-L3 im Spine-Tester fixiert zur Bestimmung des Kraft-Deformations-Zusammenhangs (Hausen, 2013, 31).

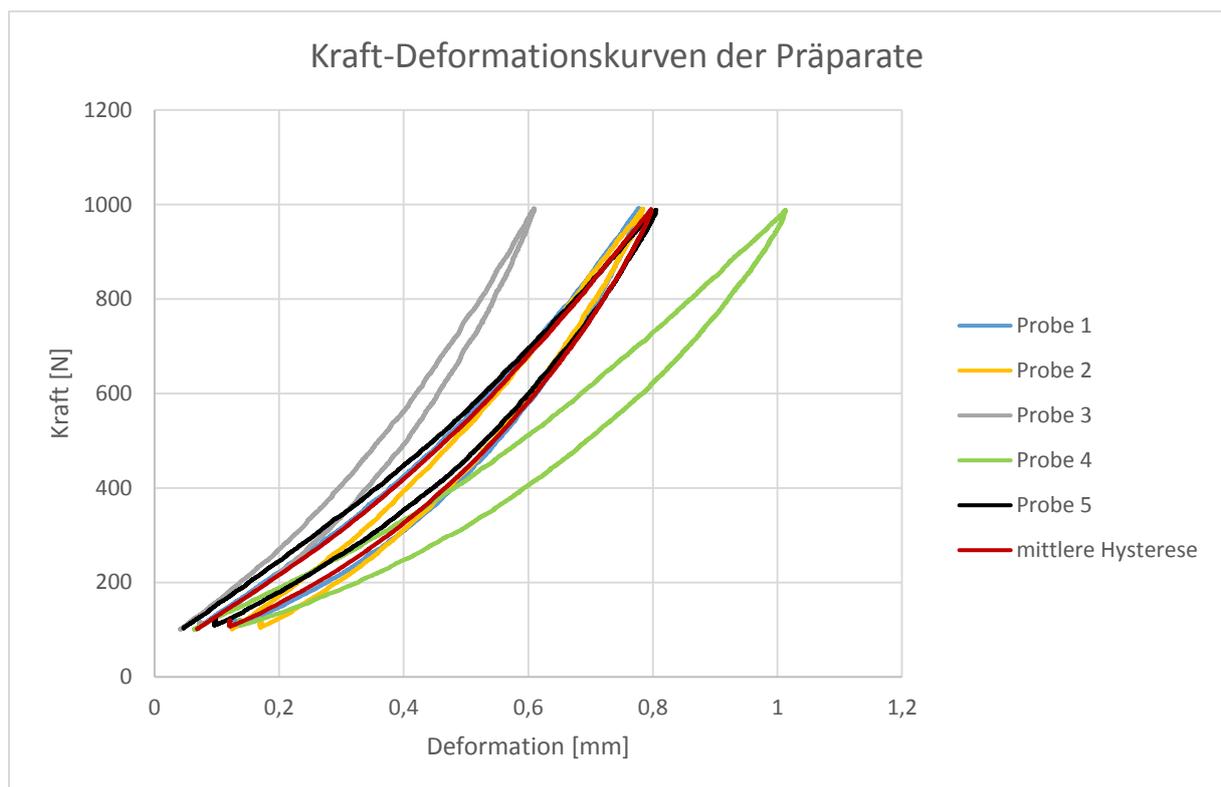


Abbildung 55 - Kraft-Deformationskurven der fünf Proben sowie die berechnete mittlere Hysterese.

Die Kräfte und gemessenen Deformationen der fünf Präparate wurden gemittelt, um eine mittlere Hysterese (rot) zu berechnen. Die gemittelte Hysterese konnte anschließend in einen aufsteigenden und einen abfallenden Ast zerlegt werden.

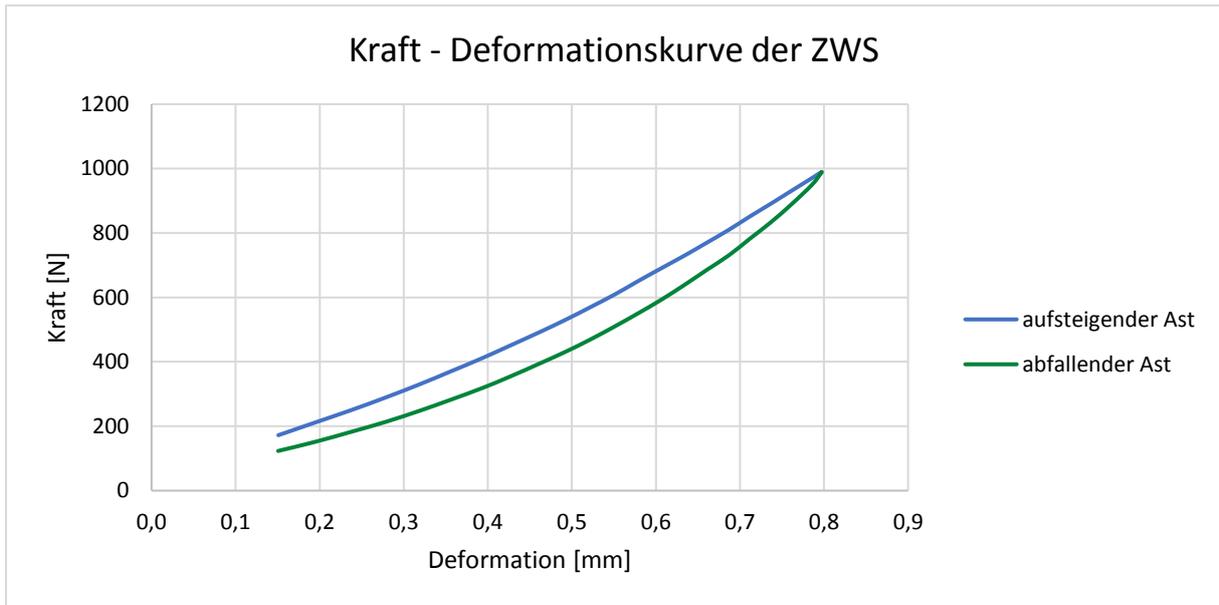


Abbildung 56 - Aufsteigender und abfallender Ast der gemittelten Hysterese.

Aufsteigender und abfallender Ast der Hysterese konnten anschließend auf eine mittlere Kennlinie reduziert werden (s. Abbildung 57). Um den Knick (s. Abbildung 57 □) zu begradigen, der auf die Messungen zurückzuführen ist, bei denen eine Vorlast von 100N nötig war, wurde ein Curve-Fitting mittels MATLAB v. 2016a (Mathworks, MA, USA) durchgeführt. Als Ansatz wurde ein Polynom zweiten Grades verwendet, wobei r die Deformation beschreibt.

$$F_{Feder}^{ZWS}(r) = a \cdot r^2 + b \cdot r \quad [5]$$

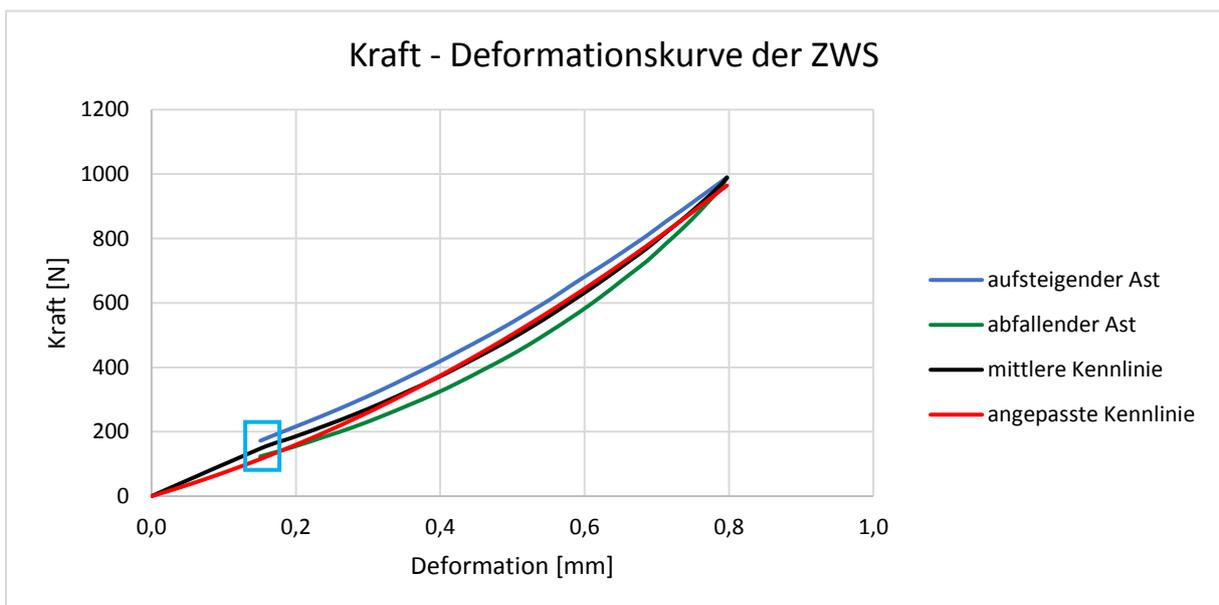


Abbildung 57 - Aufsteigender und abfallender Ast der Hysterese sowie die daraus folgende gemittelte Kennlinie und die angepasste Kennlinie nach erfolgtem Curve-Fitting.

Folglich konnte eine angepasste Kennlinie (s. Abbildung 57, rot) berechnet werden, die den Steifigkeitsterm F_{Feder}^{ZWS} in Funktion [4] beschreibt. Des Weiteren konnten somit auch die Vorfaktoren a und b der Funktion [5] bestimmt werden.

$$F_{Feder}^{ZWS}(r) = 690234060,22 \cdot r^2 + 659748,35 \cdot r, \quad r \text{ in } [m] \quad [6]$$

Für die Berechnung der vertikalen Kraftkomponente der ZWS, wird zum Steifigkeitsterm F_{Feder}^{ZWS} additiv ein geschwindigkeitsabhängiger Dämpfungsterm ergänzt, der mit der Dämpfungskonstanten $d_{Dämpf,z}^{ZWS}$ reguliert werden kann. Die Dämpfungskonstante $d_{Dämpf,z}^{ZWS}$ bestimmt die Geschwindigkeit, mit der die ZWS bei einwirkender Kraft deformiert wird. Diese wurde von Hausen (2013, 32) ermittelt.

Die Scherkräfte, welche in einer ZWS bei horizontalen Auslenkungen wirken, wurden von Wilke et al. (2011, 2016) experimentell untersucht. Dabei wurden insgesamt 14 Lendenwirbelsäulensegmente getestet, sieben (4x L2-L3, 3x L4-L5) in Richtung anterior-posterior und sieben (4x L2-L3, 3x L4-L5) in Richtung lateral-lateral. Auch bei diesem Experiment wurden die dorsalen Strukturen entfernt, um die ZWS zu isolieren. Bezüglich der Schersteifigkeit konnten keine relevanten Unterschiede zwischen den beiden Richtungen gefunden werden. Der Mittelwert lag für die Richtung anterior-posterior bei $c_{Steif,y}^{ZWS} = 503000 \frac{N}{m}$ und für die Richtung lateral-lateral bei $c_{Steif,x}^{ZWS} = 568000 \frac{N}{m}$. Im Modell wird daher für die horizontale Schersteifigkeit der gerundete Mittelwert $c_{Steif,x,y}^{ZWS} = 540000 \frac{N}{m}$ verwendet. Eine entsprechende Dämpfungskonstante $d_{Dämpf,x,y}^{ZWS}$ wurde angenommen.

Neben Kräften in vertikaler oder horizontaler Richtung überträgt die ZWS auch Drehmomente. Zur Modellierung des internen Drehmoments wird ebenfalls ein Feder-Dämpfer-Element verwendet.

$$T^{ZWS} \left(\varphi, \frac{d\varphi}{dt} \right) = T_{Feder}^{ZWS}(\varphi) + d_{Dämpf,rot}^{ZWS} \cdot \frac{d\varphi}{dt} \quad [7]$$

Zur Bestimmung von $T_{Feder}^{ZWS}(\varphi)$ eignet sich ein Experiment von Heuer et al. (2007), in dem 8 Bewegungssegmente L4-L5 mit einem durchschnittlichen Alter von 52 Jahren untersucht wurden. Die Bewegungssegmente wurden jeweils in einem Spine-Tester fixiert und stufenweise mit Drehmomenten von 0 Nm bis 10 Nm innerhalb der drei anatomischen Ebenen (Sagittal-, Frontal- und Transversalebene) um die entsprechenden Drehachsen belastet. Des Weiteren wurden schrittweise die anatomischen Strukturen Ligamente, Facettengelenke

sowie der Nucleus der ZWS entfernt (Stepwise Reduction). So wurde nach jeder erfolgten Reduktionstufe immer wieder das gleiche Belastungsprotokoll durchlaufen und die rotatorische Auslenkung (ROM) gemessen. Das folgende Schaubild verdeutlicht das Belastungsprotokoll.

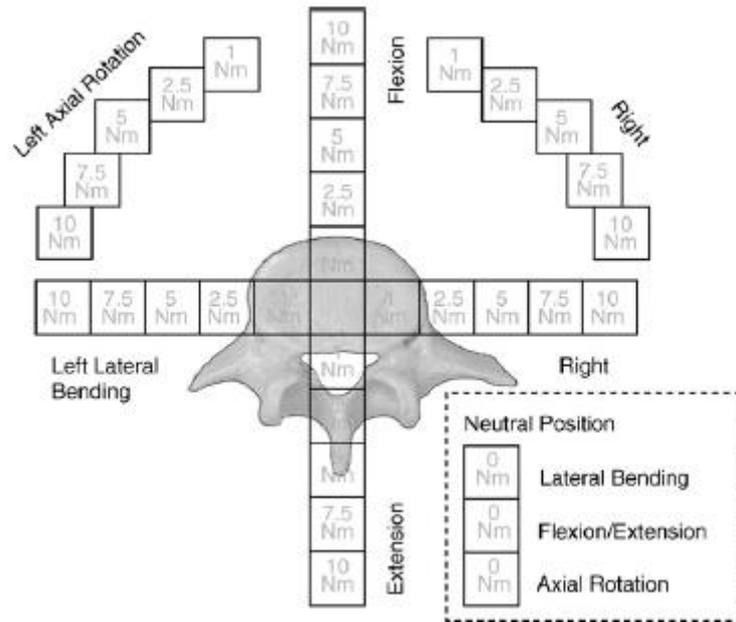


Abbildung 58 - Übersicht der aufgetragenen Drehmomente sowie der rotatorischen Auslenkungsrichtungen (Heuer et al., 2007, 273).

Im vorletzten Reduktionsschritt sind bereits alle Strukturen bis auf die ZWS, d.h. Ligamente, Facettengelenke sowie die CL entfernt worden, so dass die ZWS in dieser Konfiguration isoliert belastet wurde. Die in den Experimenten gemessene Auslenkung bei definiertem und stufenweise erhöhtem Drehmoment wurde hierbei allein durch die ZWS bestimmt. Demnach gibt es für jede Belastungsstufe ein passendes Gegen-drehmoment, welches die ZWS aufbringt, so dass die gemessene Auslenkung erreicht wird.

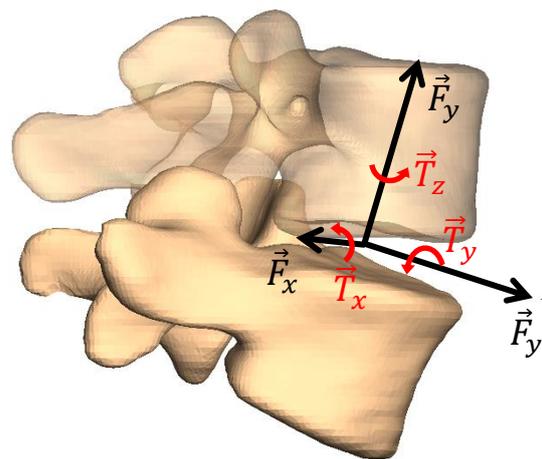


Abbildung 59 - Von der ZWS übertragene Kräfte \vec{F} und Drehmomente \vec{T} . Der Ursprung des Koordinatensystems repräsentiert den Mittelpunkt der Zwischenwirbelscheibe ZWS_M .

Dieses Drehmoment $T_{Feder}^{ZWS}(\varphi)$ konnte nun iterativ mithilfe eines passenden Modells ermittelt werden. Dazu wurde in SIMPACK ein Modell eines Bewegungssegments L4-L5 erstellt, das

lediglich aus den zwei benachbarten Wirbeln sowie der ZWS besteht. Auf vertikal sowie horizontal einwirkende Belastungen reagiert die ZWS mit entsprechenden Reactio-Kräften. Für jedes auf den superioren Wirbel einwirkende Drehmoment, konnte ein passendes von der ZWS erzeugtes Gegendrehmoment durch Iteration gefunden werden, so dass die experimentell ermittelte Auslenkung erreicht wurde.

Durch Verbinden der Drehmoment-Werte konnte auf diese Weise für jede anatomische Ebene iterativ ein Polygonzug ermittelt werden. Dieser Polygonzug konnte dann mithilfe eines Curve Fittings in MATLAB durch einen funktionellen Zusammenhang angenähert werden. Dabei wurden die Parameter a , b und c folgender Funktion [8] berechnet. Diese ist geeignet, da sie den Charakteristiken des Polygonzugs entspricht und nur drei noch zu bestimmende Parameter enthält.

$$T_{Feder}^{ZWS}(\varphi) = a \cdot \tanh\left(\frac{\varphi^3}{b}\right) + c \cdot \varphi \quad [8]$$

Die folgende Tabelle zeigt die mittels Curve-Fitting errechneten Faktoren für die Bewegungsrichtungen innerhalb der drei anatomischen Bewegungsebenen. Dabei ist zu beachten, dass für Flexion und Extension jeweils eine eigene Funktionsgleichung ermittelt wurde. Dies entspricht den Versuchsdaten von Heuer et al. (2007), da hier ebenfalls zwischen Flexion und Extension unterschieden wurde. Für die Lateralflexion sowie für die axiale Rotation wurde hingegen nur eine Richtung angegeben. Dies kann jedoch durch die allgemeine Morphologie der Wirbel und ZWS erklärt werden, da diese bzgl. der Transversal- und Sagittalebene annähernd symmetrisch sind, nicht aber bzgl. der Frontalebene.

Bewegungsrichtung	a	b	c
Flexion (Drehung um x-Achse)	10,67206	0,005913	-1,684938
Extension (Drehung um x-Achse)	5,195593	0,008417	24,49589
Lateralflexion (Drehung um y-Achse)	6,92858	0,00148	19,76484
Axiale Rotation (Drehung um z-Achse)	4,39930	0,00114	42,38203

Tabelle 1 - Mittels Curve-Fitting berechnete Parameter der Drehmoment-Winkel-Verläufe.

Mit den berechneten Funktionen können die Simulationen schließlich erneut durchgeführt werden, um zu überprüfen, inwieweit die Versuchsdaten noch mit den Simulationsergebnissen übereinstimmen.

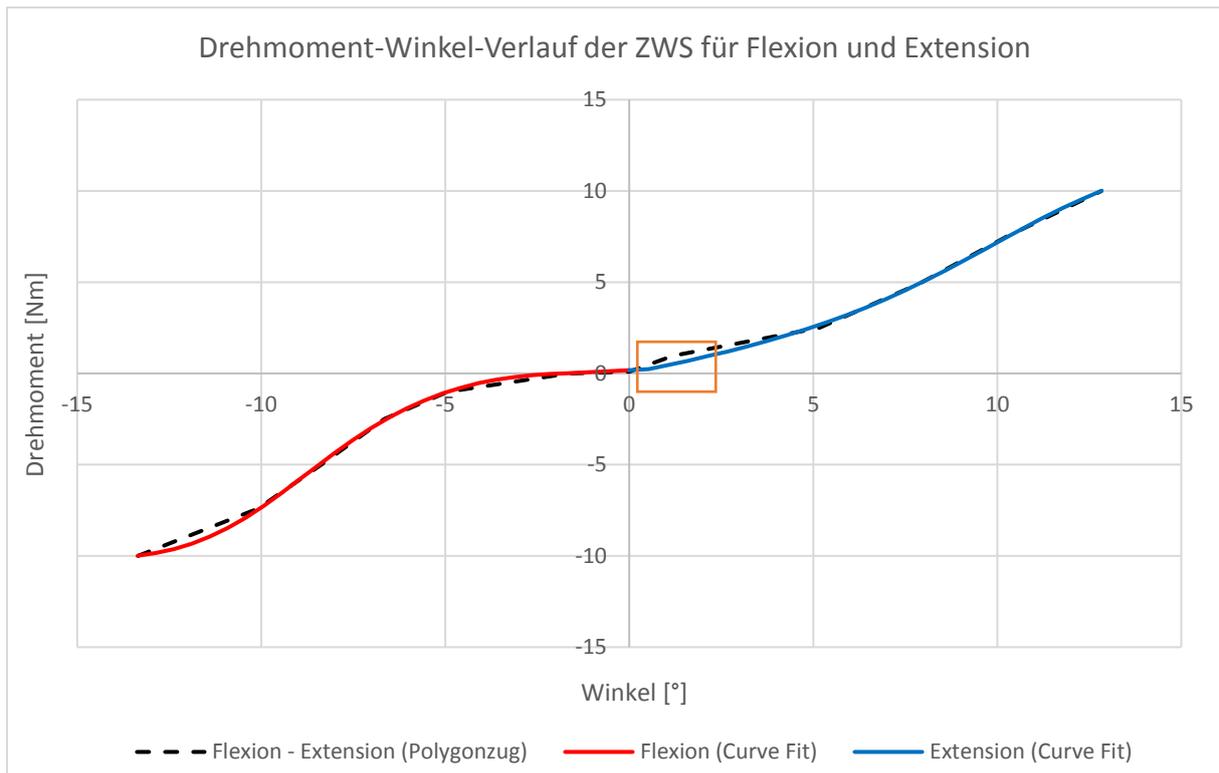


Abbildung 60 - Vergleich des Drehmoment-Winkel-Verlaufs zwischen Polygonzug und Curve-Fit für Flexion und Extension.

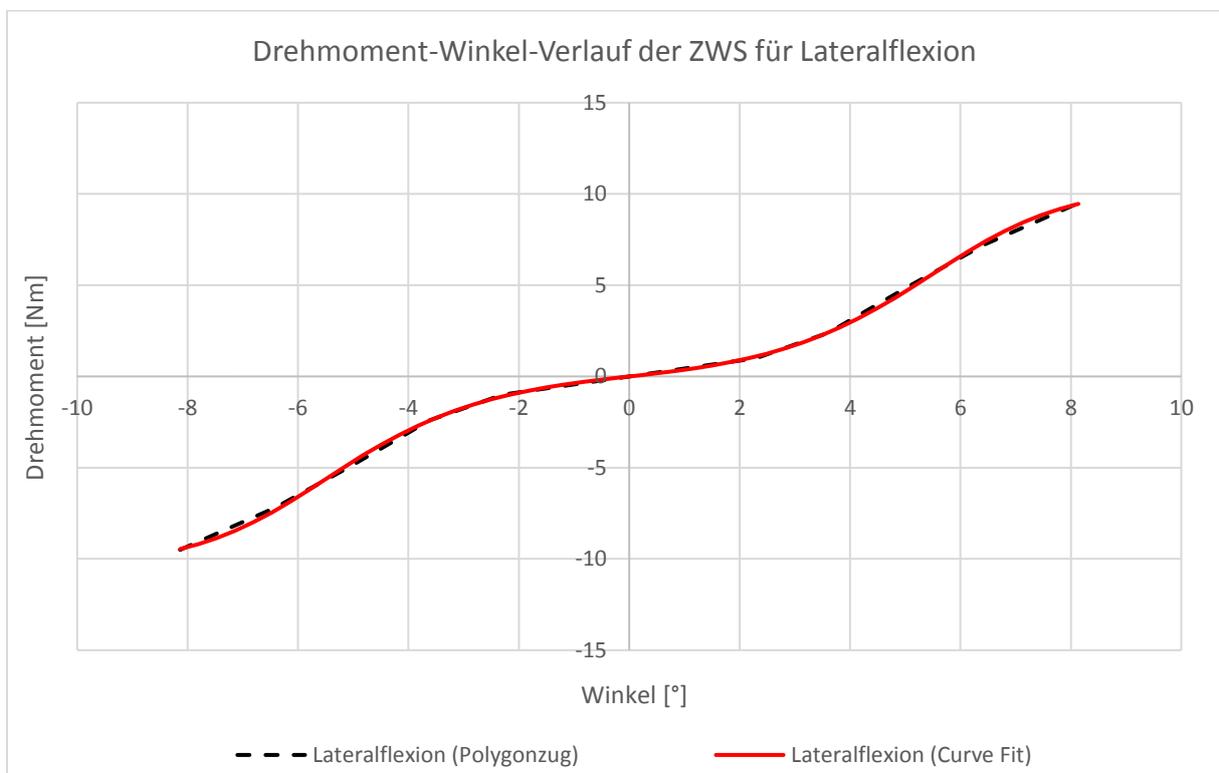


Abbildung 61 - Vergleich des Drehmoment-Winkel-Verlaufs zwischen Polygonzug und Curve-Fit für Lateralflexion.

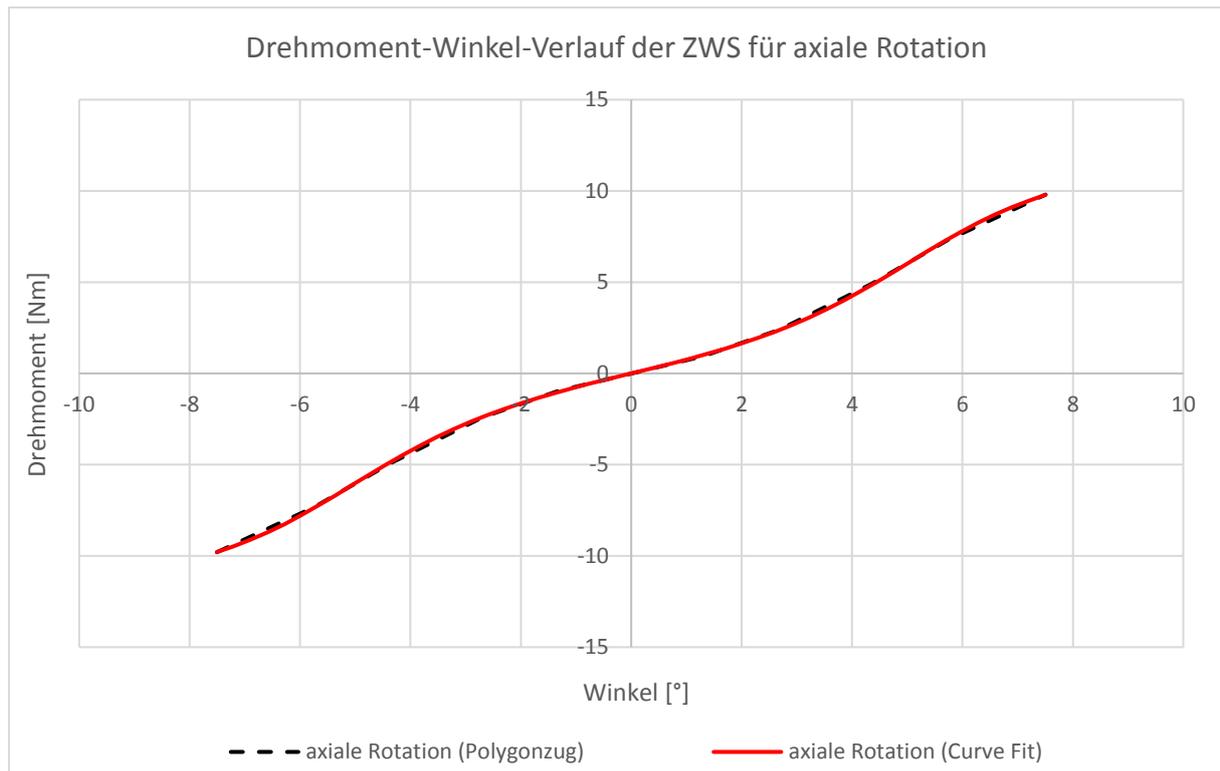


Abbildung 62 - Vergleich des Drehmoment-Winkel-Verlaufs zwischen Polygonzug und Curve-Fit für axiale Rotation.

Der Vergleich zwischen dem jeweiligen Polygonzug und der angenäherten Funktion zeigt, dass die Funktion den Polygonzug optisch gut approximiert. Von Bedeutung ist allerdings die Frage, wie gut die Versuchsdaten von Heuer et al. (2007) mittels Simulation unter Verwendung der Polygonzüge und unter Verwendung der angepassten Funktionen reproduziert werden können. In den folgenden Diagrammen sind daher neben den Versuchsdaten von Heuer et al. (2007), die Ergebnisse der Simulationen aufgetragen.

Die folgenden Säulendiagramme zeigen, dass es keine relevanten Abweichungen zwischen den Simulationen mit Polygonzügen sowie angepassten Funktionen und den Versuchsdaten von Heuer et al. (2007) gibt. Lediglich bei Extension (s. Abbildung 64) ist eine geringe Abweichung bei kleinem Drehmoment sichtbar. Bei aufgebrachtem Drehmoment von 1 Nm können hier die Versuchsdaten von Heuer et al. (2007) durch die Nutzung des Polygonzugs noch gut angenähert werden. Wird hingegen die angepasste Funktion in die Simulation eingebunden, ergibt sich eine Abweichung von 1,00 ° bezüglich den Versuchsdaten von Heuer et al. (2007). Die Abweichung kann leicht erklärt werden, da die angepasste Funktion den Polygonzug an dieser Stelle schwächer repräsentiert. Die Stelle ist durch entsprechend in Abbildung 60 gekennzeichnet. Zusammenfassend kann jedoch festgehalten werden, dass durch die berechneten Drehmoment-Winkel-Verläufe die ROM der ZWS aus dem Experiment von Heuer et al. (2007) bei aufgebrachtem Drehmoment innerhalb der anatomischen Ebenen

optisch gut reproduziert werden konnten. Somit kann im Modell mithilfe der Funktion [8] die ZWS aus dem Stepwise Reduction Experiment von Heuer et al. (2007) übersichtlich und unkompliziert modelliert werden.

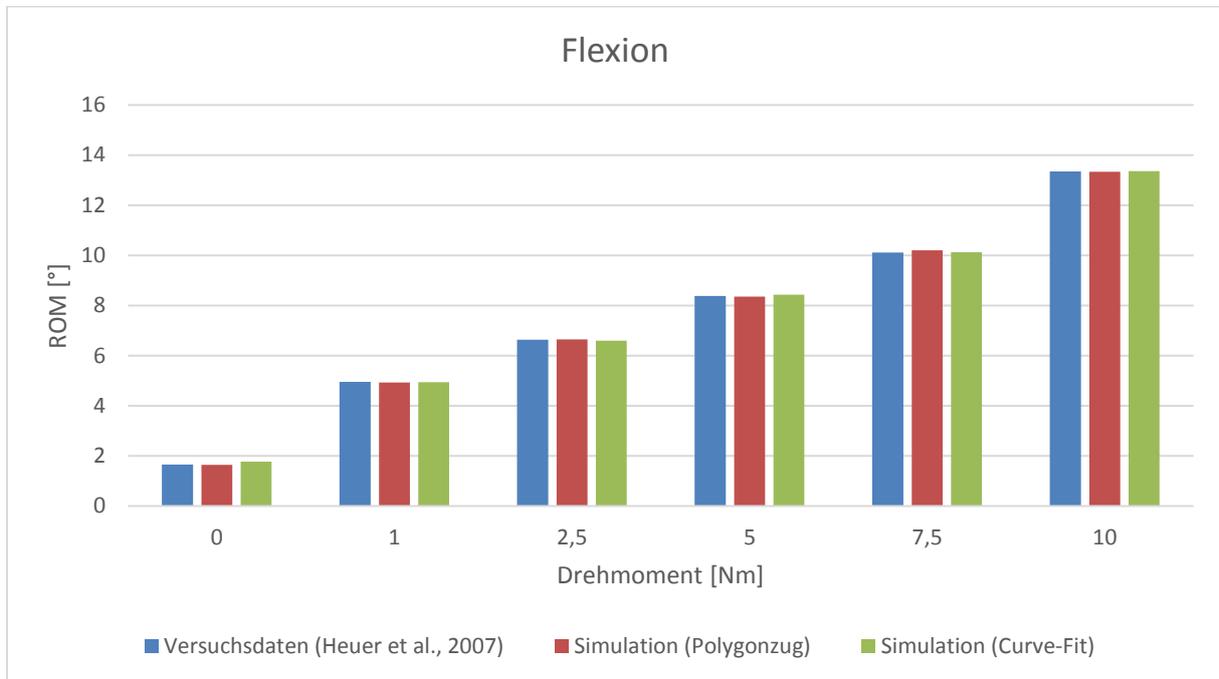


Abbildung 63 - Vergleich der ROM bei aufgebracht Drehmomenten bei Flexion zwischen den Versuchsdaten von Heuer et al. (2007) und den Simulationen.



Abbildung 64 - Vergleich der ROM bei aufgebracht Drehmomenten bei Extension zwischen den Versuchsdaten von Heuer et al. (2007) und den Simulationen.

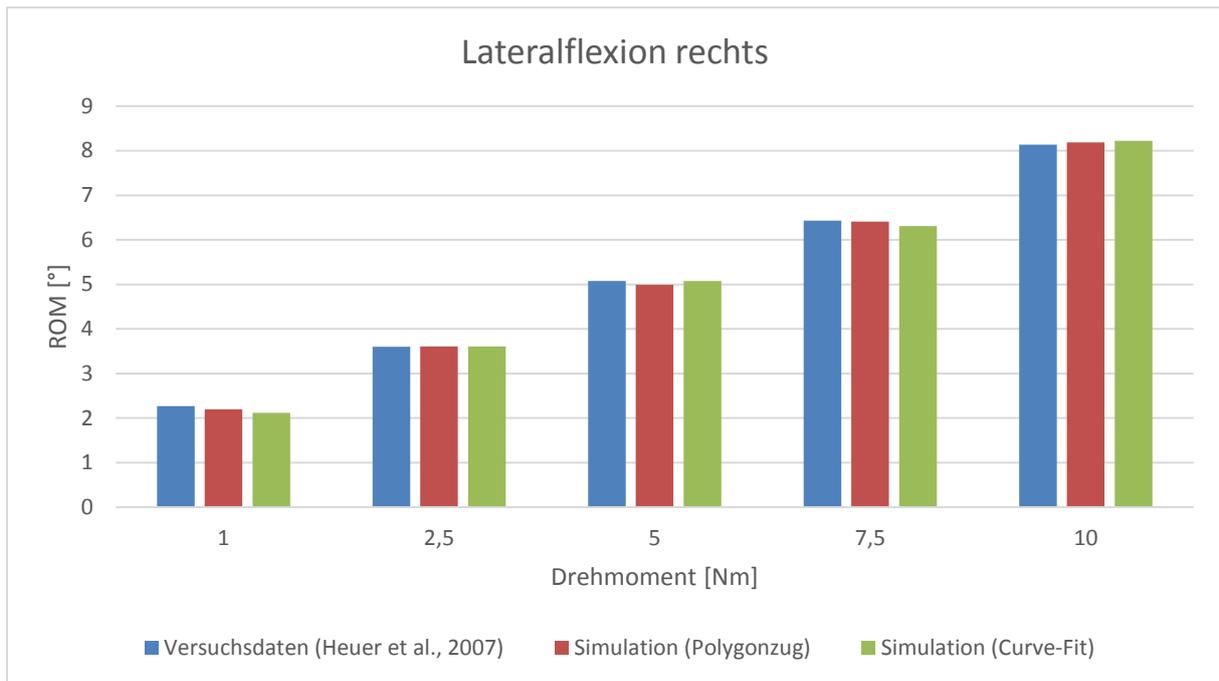


Abbildung 65 - Vergleich der ROM bei aufgebrauchten Drehmomenten bei Lateralflexion nach rechts zwischen den Versuchsdaten von Heuer et al. (2007) und den Simulationen.

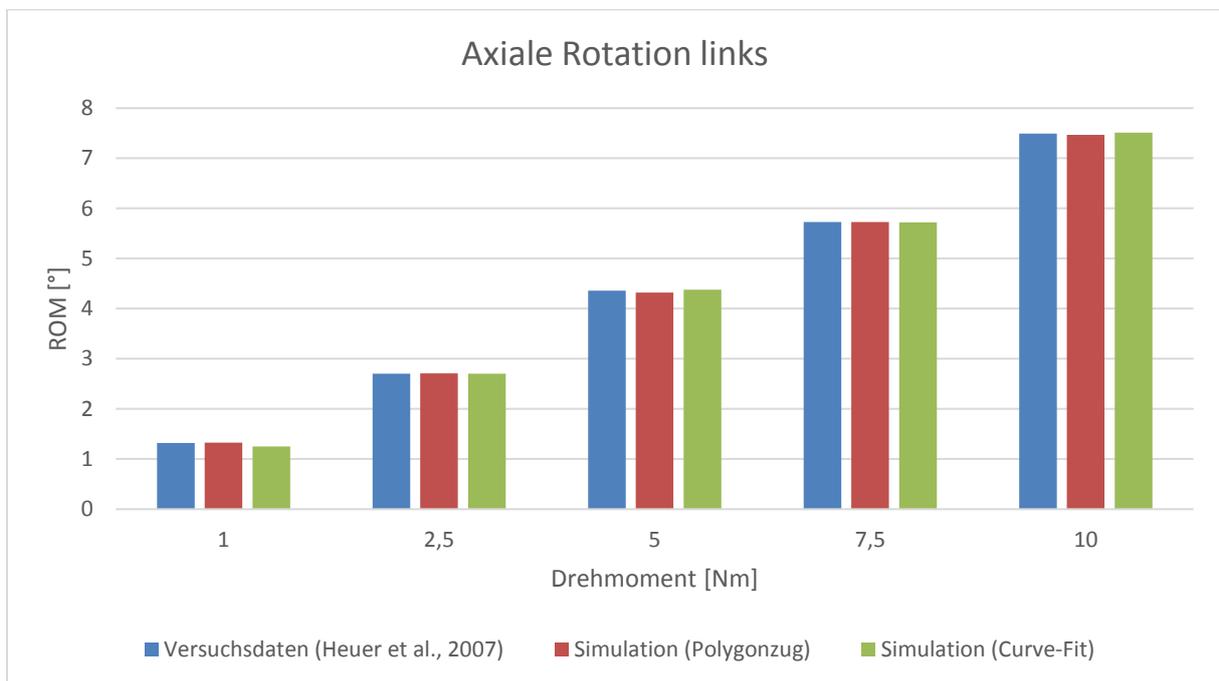


Abbildung 66 - Vergleich der ROM bei aufgebrauchten Drehmomenten bei axialer Rotation nach links zwischen den Versuchsdaten von Heuer et al. (2007) und den Simulationen.

5.2 Modellierung der Facettengelenke

5.2.1 Berechnung der 3D-Regressionenflächen

Neben der ZWS stellen die Facettengelenke eine direkte Verbindung zwischen zwei benachbarten Wirbeln dar. So können zwei gegenüberliegende Gelenkflächen bei Bewegung miteinander in Kontakt treten, so dass im Facettengelenk eine Kontaktkraft aufgebaut wird. Für die in der LWS charakteristische Krümmung der Facettengelenke soll die Kontaktfläche möglichst genau berechnet werden. Natürlich kann in erster Näherung eine einfache 2D-Regressionsebene berechnet werden. Ziel ist es jedoch, die Form des Gelenkspalts genauer zu beschreiben, ohne dabei die Berechnungszeit in der Simulation zu erhöhen. Dazu werden in jedem Facettengelenk insgesamt 18 Landmarken definiert, 9 auf jeder der gegenüberliegenden Gelenkflächen. Diese werden so festgelegt, dass die Gelenkflächen vollständig ausgefüllt sind. Die Verwendung von 9 Landmarken hat sich als ausreichend erwiesen.

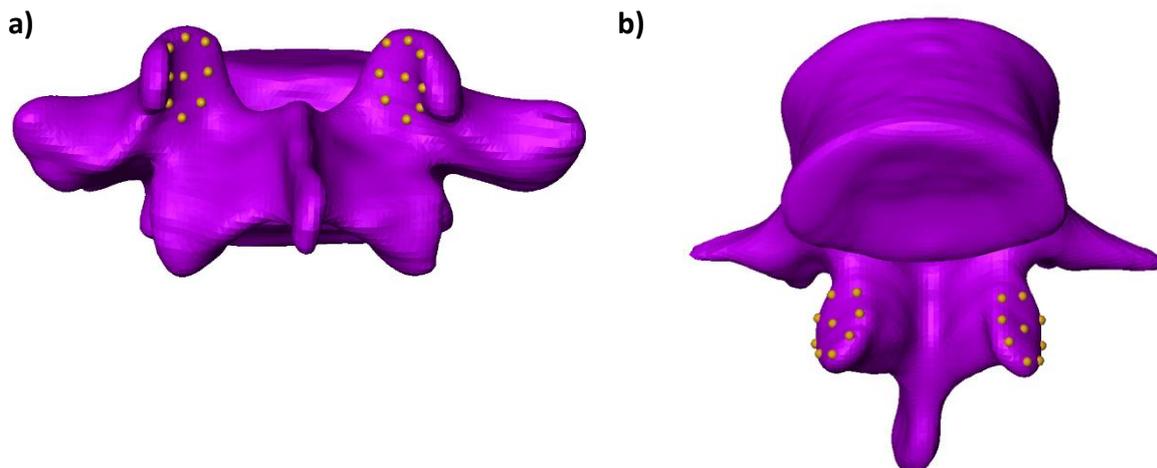


Abbildung 67 - Mit Landmarken ausgefüllte kraniale und kaudale Facettengelenkflächen: a) L5, b) L4.

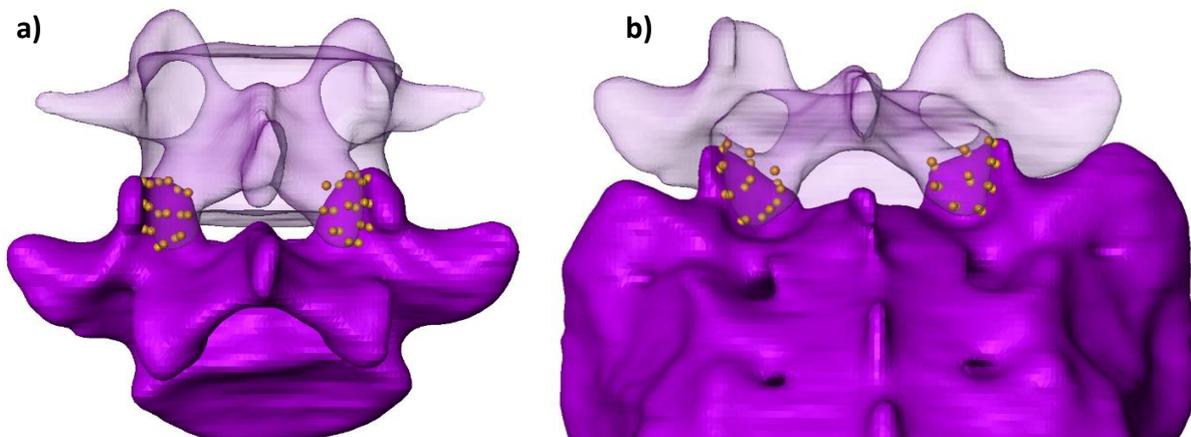


Abbildung 68 - Mit Landmarken ausgefüllte Facettengelenkflächen im Verbund: a) L4-L5, b) L5-SA.

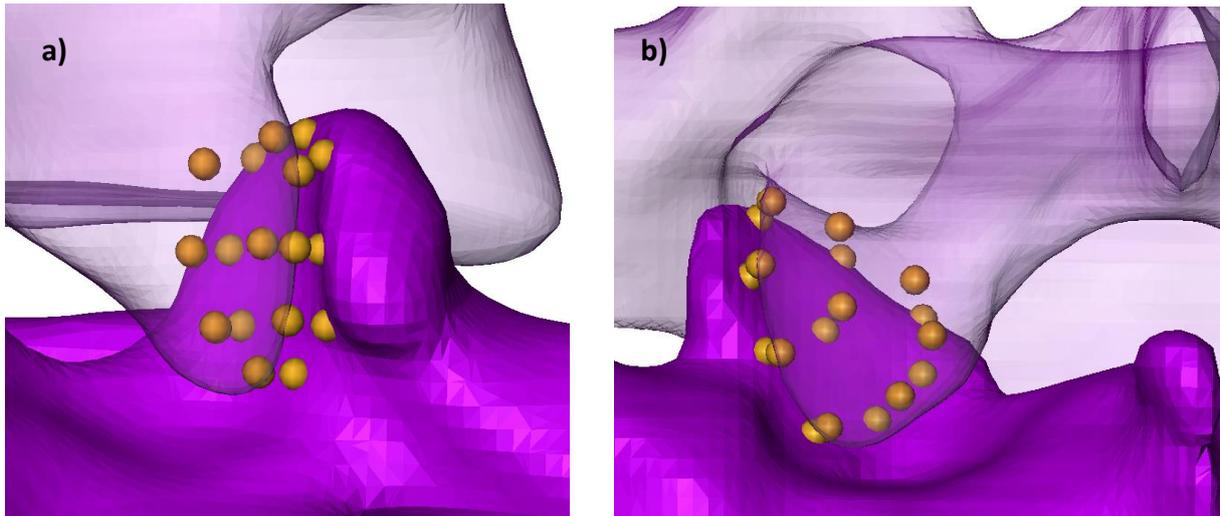


Abbildung 69 - Mit Landmarken ausgefülltes Facettengelenk: a) L4-L5 dexter b) L5-SA sinister.

Mithilfe der Landmarken soll nun eine dreidimensionale Regressionsfläche berechnet werden, die den Gelenkspalt bestmöglich beschreibt. Die Berechnungen werden dafür parallel an zwei Beispielen aufgezeigt. Betrachtet werden die Facettengelenke des Bewegungssegments L4-L5 dexter und L5-SA sinister. Zur Berechnung der dreidimensionalen Regressionsfläche wird mit MATLAB ein Curve-Fitting zur Bestimmung der Vorfaktoren durchgeführt, so dass der Abstand der Funktion [9] bezüglich der Punkte minimiert wird.

$$f(x, y) = p_{30} \cdot x^3 + p_{03} \cdot y^3 + p_{20} \cdot x^2 + p_{02} \cdot y^2 + p_{00} \quad [9]$$

Jeder Facettengelenkfläche wird so eine Funktion zugewiesen, die sie bestmöglich beschreibt. Im ersten Schritt werden dazu die 18 Punktkoordinaten mit MATLAB eingelesen, so dass zwei Punktwolken mit jeweils 9 Punkten vorliegen, die mit $+$ und \circ dargestellt sind.

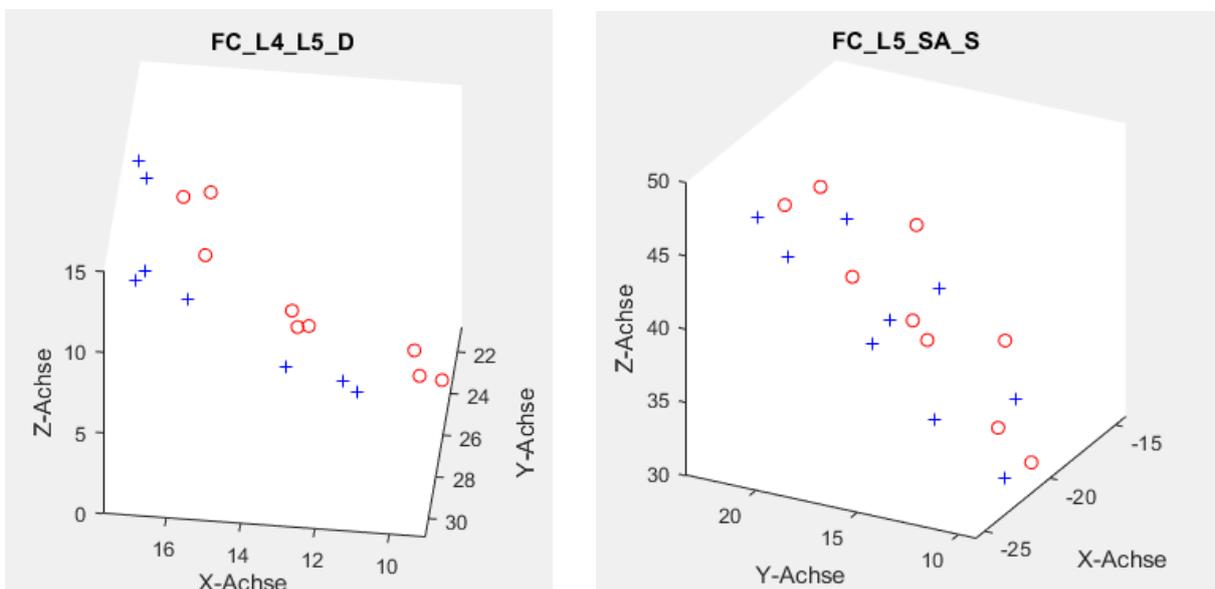


Abbildung 70 - Darstellung der 18 Punktkoordinaten, die ein Facettengelenk beschreiben, mittels MATLAB.

Anschließend wird für die superiore und inferiore Gelenkfläche, die durch jeweils 9 Punkte definiert ist, die dreidimensionale Regressionsfläche berechnet.

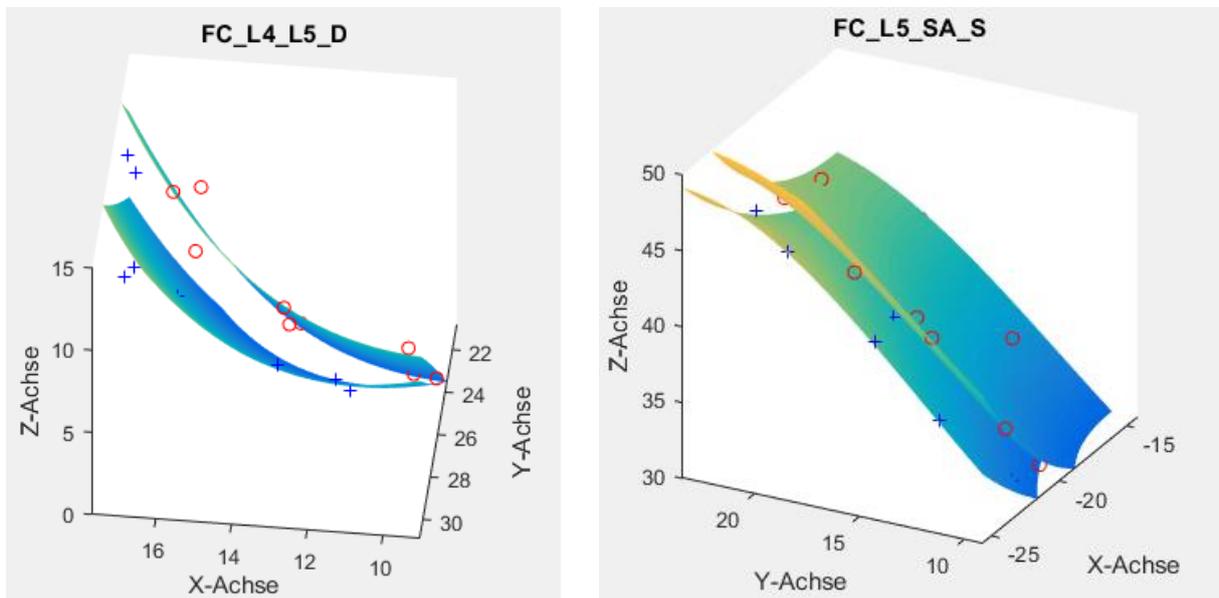


Abbildung 71 - Regressionsflächen der superioren und inferioren Gelenkflächen.

Um den Gelenkspalt zu beschreiben, wird die mittlere Fläche zwischen den beiden gegenüberliegenden Regressionsflächen, welche die beiden benachbarten Gelenkflächen beschreiben, berechnet.

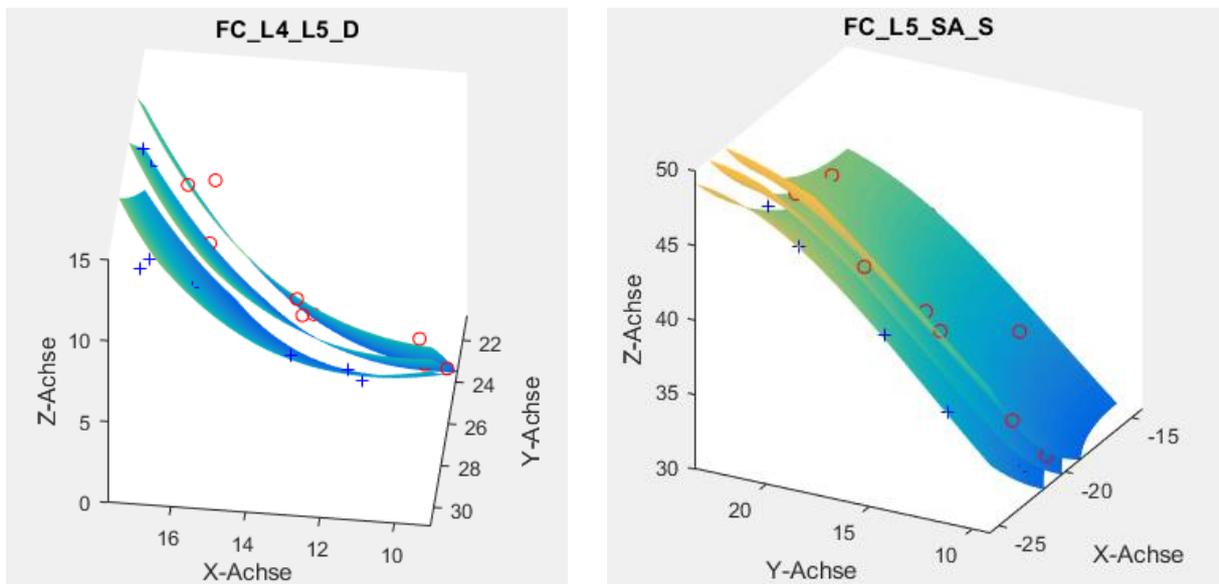


Abbildung 72 - Darstellung der Regressionsflächen der superioren und inferioren Gelenkfläche sowie der mittleren den Gelenkspalt beschreibenden Fläche.

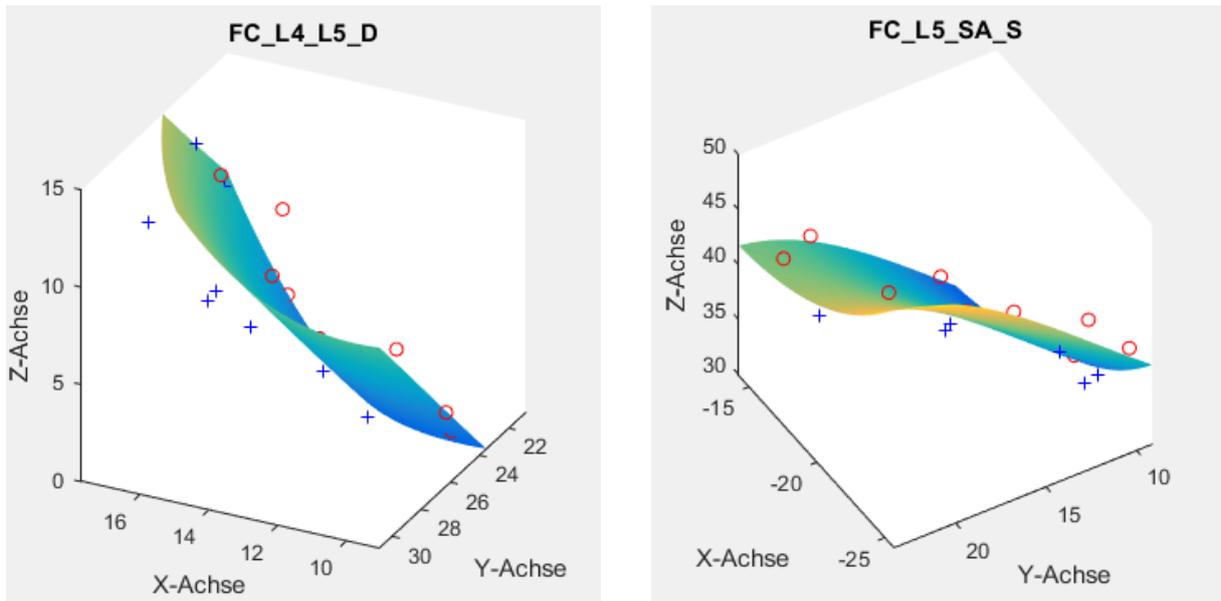


Abbildung 73 - Mittlere Fläche, welche den Gelenkspalt repräsentiert.

Die so ermittelten Flächen, die den Gelenkspalt beschreiben, werden dann in SIMPACK überführt und über ein Gelenk mit null Freiheitsgraden mit dem jeweiligen kaudalen Wirbel verbunden, so dass die berechneten Flächen fest mit dem jeweiligen Wirbel verknüpft sind.

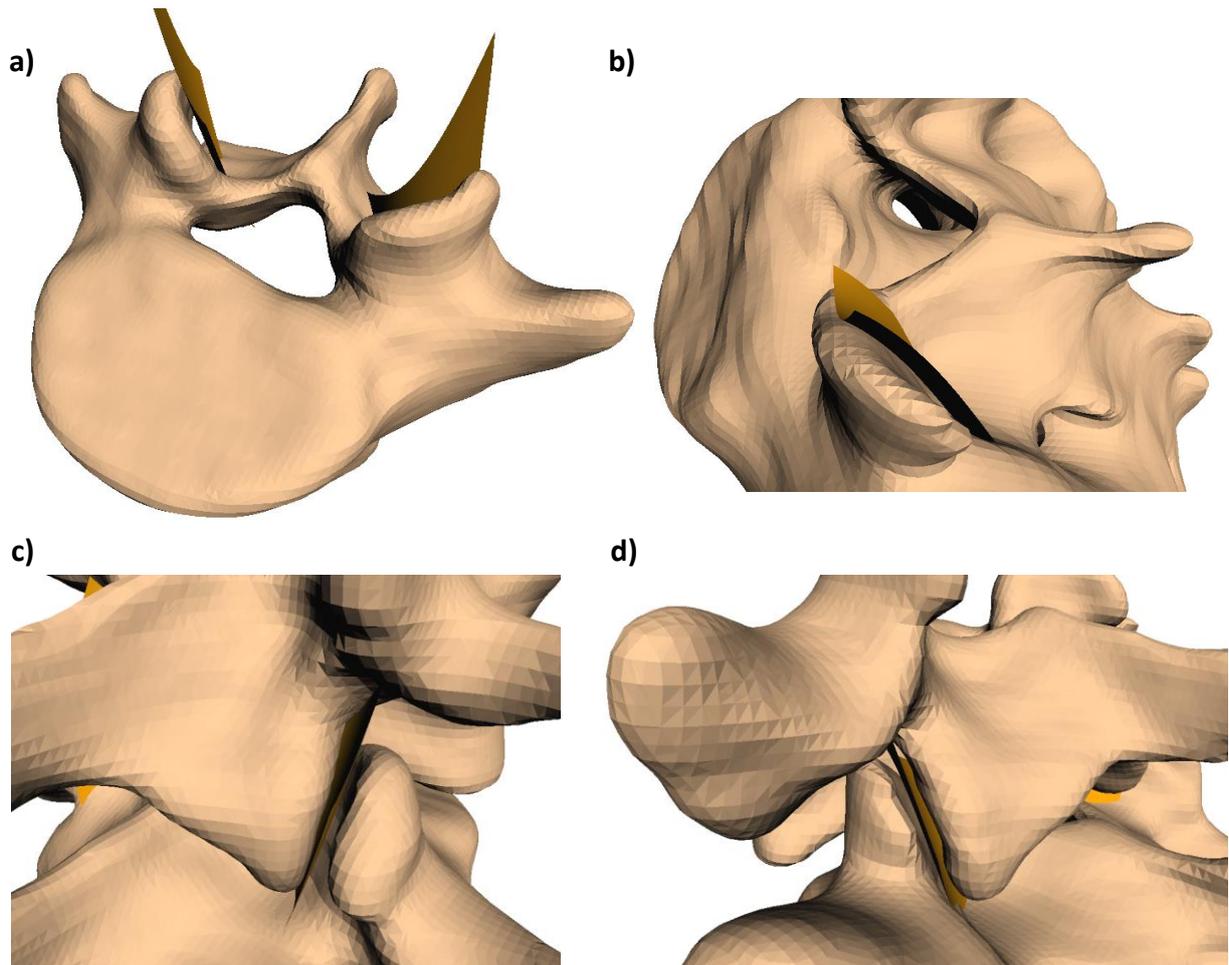


Abbildung 74 - Darstellung der berechneten Flächen, die den Gelenkspalt beschreiben in SIMPACK: a) L4-L5 dexter, b) L5-SA sinister, c) L4-L5 dexter im Verbund, d) L5-SA sinister im Verbund.

Es soll nun ermöglicht werden, dass ein kranial liegender Wirbel mit seinen inferioren Facettengelenkflächen auf diesen berechneten Flächen gleiten kann. Dafür muss dem kranialen Wirbel ein entsprechender Marker zugeordnet werden, der mit der berechneten Fläche in Kontakt treten kann, so dass eine Kontaktkraft aufgebaut wird. Um die Rechenzeit so gering wie möglich zu halten, werden nicht alle Punktkoordinaten betrachtet, die die inferiore Facettengelenkfläche eines kranialen Wirbels beschreiben, sondern diese auf einen einzigen Punkt zurückgeführt. Daher wird jeweils der Mittelpunkt M der 9 Punktkoordinaten einer inferioren Facettengelenkfläche eines kranialen Wirbels berechnet. Ausgehend von diesem Mittelpunkt M wird das Lot auf die jeweilige berechnete Funktion [9], die die dreidimensionale Regressionsfläche charakterisiert, gefällt. Dieser Lotfußpunkt wird ebenfalls fest dem jeweiligen kranialen Wirbel zugeordnet. So kann sichergestellt werden, dass sich die Facettengelenkflächen zu Simulationsbeginn berühren, aber noch keine Anfangskraft übertragen wird. Im Folgenden wird die Berechnung des Lotfußpunkts aufgezeigt.

Es soll nun die Tangentialebene der Funktion [9] berechnet werden. Die Tangentialebene wird allgemein durch folgende Vorschrift beschrieben:

$$z = f(x_0, y_0) + f_x(x_0, y_0) \cdot (x - x_0) + f_y(x_0, y_0) \cdot (y - y_0) \quad [10]$$

Durch Umformen ergibt sich:

$$z = f(x_0, y_0) + f_x(x_0, y_0) \cdot x - f_x(x_0, y_0) \cdot x_0 + f_y(x_0, y_0) \cdot y - f_y(x_0, y_0) \cdot y_0$$

$$f_x(x_0, y_0) \cdot x + f_y(x_0, y_0) \cdot y - z = -f(x_0, y_0) + f_x(x_0, y_0) \cdot x_0 + f_y(x_0, y_0) \cdot y_0$$

Aus der Koordinatenform kann der Normalenvektor \vec{n} der Tangentialebene abgelesen werden.

$$\vec{n} = \begin{pmatrix} f_x(x_0, y_0) \\ f_y(x_0, y_0) \\ -1 \end{pmatrix} \quad [11]$$

Von der Funktion [9] müssen folglich die ersten partiellen Ableitungen nach x und y gebildet werden.

$$\frac{\partial f(x,y)}{\partial x} = 3 \cdot p_{30} \cdot x^2 + 2 \cdot p_{20} \cdot x \quad [12]$$

$$\frac{\partial f(x,y)}{\partial y} = 3 \cdot p_{03} \cdot y^2 + 2 \cdot p_{02} \cdot y \quad [13]$$

Der Normalenvektor \vec{n}_t der Tangentialebene wird für die Funktion [9] demnach bestimmt durch:

$$\vec{n}_t = \begin{pmatrix} 3 \cdot p_{30} \cdot x^2 + 2 \cdot p_{20} \cdot x \\ 3 \cdot p_{03} \cdot y^2 + 2 \cdot p_{02} \cdot y \\ -1 \end{pmatrix} \quad [14]$$

Sei nun $\begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix}$ der berechnete Mittelpunkt M einer inferioren Facettengelenkfläche. Dann beschreibt der folgende Zusammenhang den minimalen Abstand zwischen der berechneten, den Gelenkspalt repräsentierenden, Fläche und dem Mittelpunkt M einer inferioren Facettengelenkfläche.

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ f(x, y) \end{pmatrix} + t \cdot \vec{n}_t = \begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix} \quad [15]$$

Durch Lösen des nachfolgenden nichtlinearen Gleichungssystems kann der gesuchte Lotfußpunkt $(x, y, f(x, y))$ ermittelt werden.

$$\begin{aligned} x + t \cdot (3 \cdot p_{30} \cdot x^2 + 2 \cdot p_{20} \cdot x) &= x_1 \\ y + t \cdot (3 \cdot p_{03} \cdot y^2 + 2 \cdot p_{02} \cdot y) &= y_1 \\ f(x, y) - t &= z_1 \end{aligned} \quad [16]$$

Der gefundene Punkt $(x, y, f(x, y))$ beschreibt den gesuchten Lotfußpunkt. Dieser wird als Marker auf dem kranialen Wirbel angelegt und hat bezüglich des Wirbels null Freiheitsgrade. Zwischen dem Marker und der berechneten Fläche kann dann eine Kontaktkraft aufgebaut werden. Der Abstand zwischen dem Mittelpunkt M und der oben berechneten Fläche, die den Gelenkspalt repräsentiert, wird durch t bestimmt, wenn \vec{n}_t normiert vorliegt.

5.2.2 Physikalische Modellierung der Facettengelenke

Ein Facettengelenk ist demnach durch zwei Komponenten modelliert. Zum einen wurde der Gelenkspalt durch eine dreidimensionale Funktion $f(x, y)$ angenähert. Diese Fläche ist mit dem kaudalen Wirbel verbunden. Auf der gegenüberliegenden Facettengelenkfläche, welche zum kranialen Wirbel gehört, wurden die 9 Punktkoordinaten, welche die Gelenkfläche beschreiben, auf einen Punkt zurückgeführt. Dafür wurde der Mittelpunkt M berechnet und das Lot auf die Fläche gefällt. An der Position des Lotfußpunkts wurde ein Marker erstellt, der mittels null Freiheitsgraden mit dem kranialen Wirbel verbunden ist. Durch die Lage und

Geschwindigkeit dieses Markers wird die Kraft bestimmt, die zwischen Marker und der Fläche aufgebaut wird. Dazu wurde ein Feder-Dämpfer-Element mit linearem Kraftansatz verwendet.

$$F^{Fac} \left(r, \frac{dr}{dt} \right) = c_{Steif}^{Fac} \cdot r + d_{Dämpf}^{Fac} \cdot \frac{dr}{dt} \quad [17]$$

Befindet sich der Marker medial der Fläche, so wirkt keine Kraft. Durchdringt der Marker hingegen die Fläche und befindet sich dadurch lateral der Fläche, so wirkt eine Kontraktkraft entsprechend der Funktion [17].

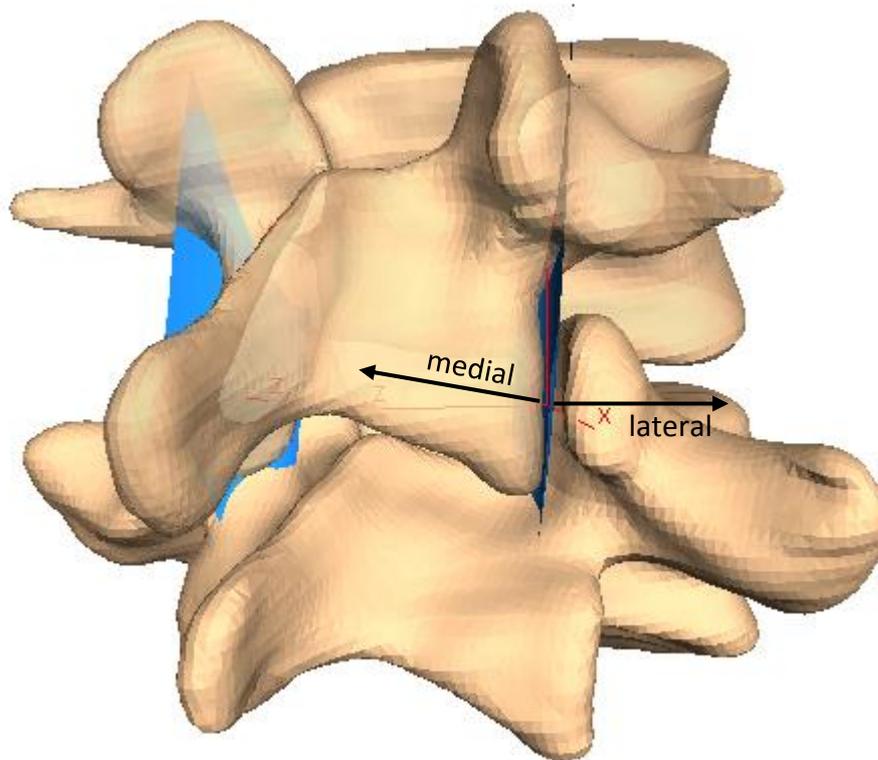


Abbildung 75 - Darstellung der Fläche, die den Gelenkspalt des Facettengelenks beschreibt sowie des dazugehörigen Lotfußpunkts.

Zur Minimierung der Rechenzeit, wird nicht der direkte Abstand r_1 zwischen Marker und Fläche berechnet, sondern der Abstand r_2 in vertikaler Richtung. Aufgrund der geringen Eindringtiefe r_1 , ist der dadurch entstehende Fehler jedoch minimal und kann vernachlässigt werden. Die Krafrichtung wird somit durch \vec{F}_2 bestimmt.

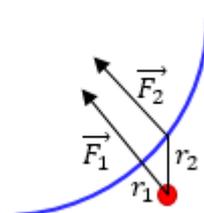


Abbildung 76 - Berechnung der Eindringtiefe und Bestimmung der Krafrichtung.

Für die Bestimmung der Steifigkeit und Dämpfung kann erneut das Experiment von Heuer et al. (2007) herangezogen werden. Den Einfluss der Facettengelenke auf die ROM bei definiertem äußeren Drehmoment kann das Experiment aufdecken, da in einem Schritt lediglich die Facettengelenke entfernt werden, so dass die ROM vor und nach dem Entfernen der Strukturen vorliegen. Demnach konnte die Steifigkeit c_{Steif}^{Fac} iterativ ermittelt werden, indem die per Simulation und Parametervariation berechneten ROM an die Versuchsdaten von Heuer et al. (2007), insbesondere für die axiale Rotation unter verschiedenen Drehmomenten, angenähert wurden. Diese liegt bei $c_{Steif}^{Fac} = 12000 \frac{N}{m}$. Eine geeignete Dämpfungskonstante $d_{Dämpf}^{Fac}$ wurde angenommen.

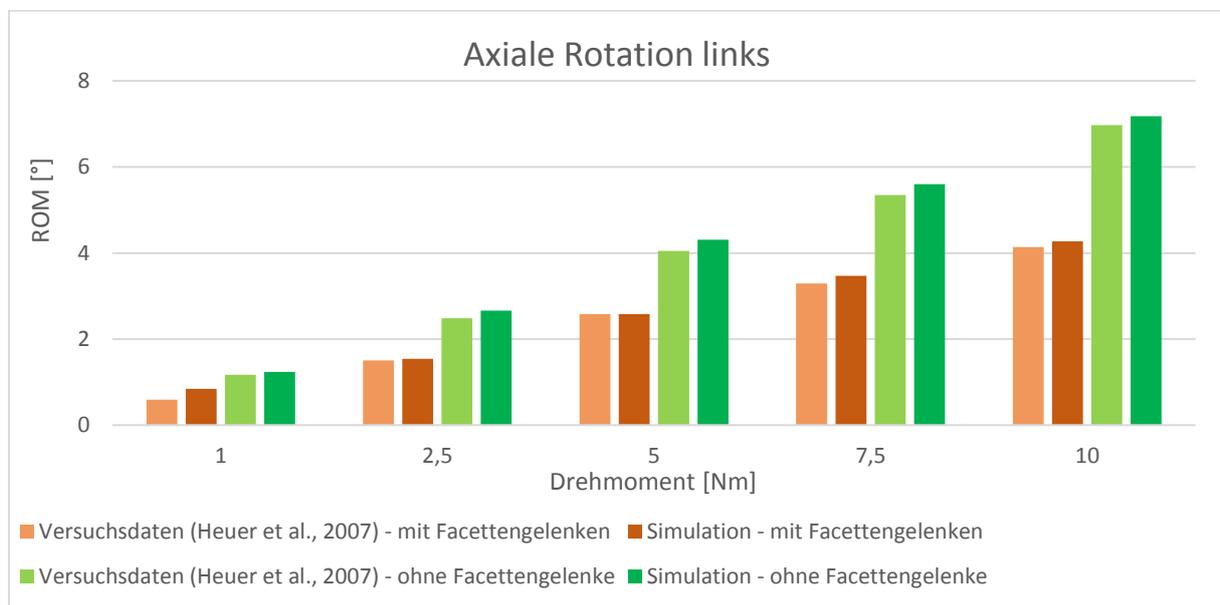


Abbildung 77 - Vergleich der Versuchsdaten (vgl. Heuer et al., 2007) mit den Simulationsergebnissen für axiale Rotation links mit und ohne modellierte Facettengelenke.

5.3 Modellierung der Ligamente

Die Ligamente werden in SIMPACK als lineare Verbindungen zwischen jeweils zwei Ligamentansatzpunkten implementiert. Ligamente, die an einer größeren Fläche an einem Wirbel angreifen, wie beispielsweise ALL, PLL, FL oder CL, können durch mehrere einzelne Verbindungen modelliert werden, wie es auch von Rupp et al. (2015) praktiziert wurde. Aufgrund der leicht individuellen Morphologie der einzelnen Wirbel, wie z.B. längere oder kürzere Dorn- und Querfortsätze, ergeben sich patientenspezifische Ligamentverläufe mit individuellen Hebelarmen. Äquivalent zu Rupp et al. (2015) soll neben der Ligamentkraft auch die Ligamentdämpfung sowie die Vorspannung der Ligamente berücksichtigt werden.

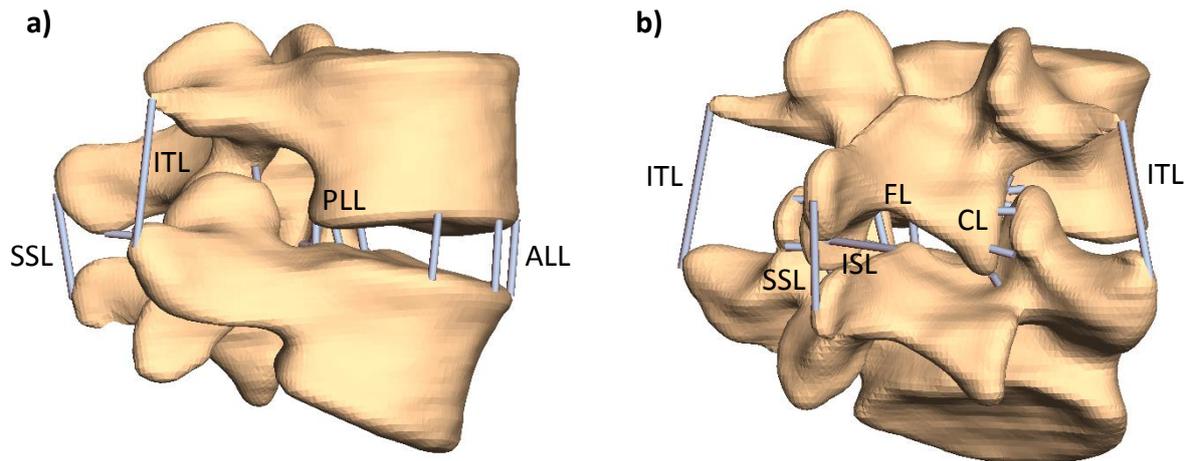


Abbildung 78 - Bewegungssegment L4-L5 mit Ligamenten aus a) lateraler ventraler Ansicht, b) lateraler dorsaler Ansicht.

5.3.1 Physikalische Modellierung der Ligamente

Der Abstand zwischen zwei Ligamentansatzpunkten, welche ein Ligament darstellen, wird mit l_i bezeichnet. Mittels dieser Länge kann zunächst äquivalent zu Rupp et al. (2015) die Ruhelänge l_0 berechnet werden. Diese wird einmalig vor der Simulation berechnet.

$$l_0 = \frac{l_i}{1+\varepsilon_0} \quad [18]$$

Die Ruhelänge l_0 des jeweiligen Ligaments wird als genau die Länge definiert, bei der das Ligament unter Dehnung gerade noch keine Kraft überträgt. Die Vorspannung ε_0 wird in Prozent angegeben und die nötigen Daten der Literatur entnommen (vgl. Nachemson und Evans, 1968; Tkaczuk, 1968; Meijer et al., 2010; Robertson et al., 2013).

Hervorzuheben ist dabei das SSL, da es das einzige Ligament mit einer negativen Vorspannung (gestaucht) darstellt (vgl. Robertson et al., 2013), d.h. die Ruhelänge ist somit länger als die Ausgangslänge des Ligaments im Modell.

Ligament	ε_0 [%]	Quelle
ALL	≈ 8	vgl. Tkaczuk, 1968; Robertson et al., 2013
PLL	≈ 10	vgl. Tkaczuk, 1968; Robertson et al., 2013
FL	≈ 10	vgl. Nachemson und Evans, 1968; Robertson et al., 2013
ITL	≈ 10	vgl. Meijer et al., 2010 (Annahme)
CL	≈ 10	vgl. Meijer et al., 2010 (Annahme)
ISL	≈ 4	vgl. Robertson et al., 2013
SSL	≈ -6	vgl. Robertson et al., 2013

Tabelle 2 – Vorspannung ε_0 der im Modell integrierten Ligamente der Wirbelsäule.

Im nächsten Schritt kann aus der aktuellen Ligamentlänge l_i und der Ruhelänge l_0 die absolute Längenänderung Δl berechnet werden.

$$\Delta l = l_i - l_0 \quad [19]$$

Anschließend wird die relative Dehnung ε des Ligaments bestimmt. Diese wird in Prozent angegeben.

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} \quad [20]$$

Die Kraft, welche ein Ligament bei Dehnung entfaltet, wird der entsprechenden Kennlinie entnommen. Aus der jeweiligen Kraft-Dehnungs-Kurve kann für jede Dehnung ε unmittelbar die zugehörige Kraft F_{Feder}^{Lig} bestimmt werden. Einige Kennlinien, die aktuell in der Literatur vorhanden sind, werden im folgenden Kapitel ausführlich diskutiert.

Für die Berechnung der Dämpfung beziehen sich Rupp et al. (2015) auf Gerritsen et al. (1995) und verwenden einen geschwindigkeitsabhängigen Dämpfungsterm $F_{Dämpfung}^{Lig}$, der zusätzlich von der Kraft F_{Feder}^{Lig} abhängt. $d_{Dämpfung}^{Lig}$ dient dabei als Skalierungsfaktor. Diese Formulierung der Dämpfung sorgt zudem für numerische Stabilität.

$$F_{Dämpfung}^{Lig} \left(\varepsilon, \frac{d\varepsilon}{dt} \right) = F_{Feder}^{Lig} (\varepsilon) \cdot d_{Dämpfung}^{Lig} \cdot \frac{d\varepsilon}{dt} \quad [21]$$

Aus der Kraft F_{Feder}^{Lig} und der Dämpfung $F_{Dämpfung}^{Lig}$ kann schlussendlich die Gesamtkraft des Ligaments berechnet werden.

$$F_{ges}^{Lig} \left(\varepsilon, \frac{d\varepsilon}{dt} \right) = F_{Feder}^{Lig} (\varepsilon) + F_{Dämpfung}^{Lig} \left(\varepsilon, \frac{d\varepsilon}{dt} \right) \quad [22]$$

5.3.2 Ligament Kennlinien

In der Literatur existiert eine Vielzahl an Kennlinien, die den Kraft-Dehnungs-Zusammenhang von Ligamenten an der Wirbelsäule beschreiben. Naserkhaki et al. (2018) untersuchte die Effekte von 8 verschiedenen Ligamentdatensätzen an einem Bewegungssegment L4-L5.

Es stellt sich daher die Frage, welche Kennlinien die Realität am besten repräsentieren und zur Modellierung geeignet sind. Die Ligamentdatensätze können dabei in Form von Kraft-Dehnungs-Kurven, aber auch als Steifigkeit-Dehnungs-Zusammenhang dargestellt sein. Mithilfe der nachfolgenden Kriterien werden die Ligamentdatensätze bestimmt, die zur weiteren Untersuchung geeignet sind. Zum einen sollten die Kennlinien aus mehr als einem

Datenpunkt bestehen, so dass nicht nur Ursprungsgeraden vorliegen, da mehrere Autoren ein nichtlineares Verhalten aufzeigen konnten (vgl. Chazal et al., 1985; Shirazi-Adl et al., 1986; Nolte et al., 1990; White und Panjabi, 1990; Pintar et al., 1992). Des Weiteren sollten die jeweiligen Datensätze möglichst viele Ligamente der Wirbelsäule umfassen, da keine Datensätze verschiedener Autoren miteinander kombiniert werden sollen. Außerdem sollen keine Datensätze untersucht werden, die aus bereits existierenden Datensätzen generiert wurden, da aufgrund der großen Übereinstimmung keine relevanten Unterschiede zu erwarten sind. Demnach können die Datensätze von Chazal et al. (1985), Shirazi-Adl et al. (1986), Nolte et al. (1990), White und Panjabi (1990) sowie die Ligamentmodellierung von Rupp et al. (2015) weiter untersucht werden, da nur diese die vorgegebenen Kriterien zum Großteil erfüllen.

Da einige Datensätze als Kennlinien vorliegen (vgl. Shirazi-Adl et al., 1986; White und Panjabi, 1990) bzw. als Punkte in einem Kraft-Dehnungs-Diagramm (vgl. Nolte et al., 1990) und andere in Tabellenform (vgl. Chazal et al., 1985), muss vorab eine geeignete Darstellung gefunden werden, um die Vergleichbarkeit zu gewährleisten. Aus einzelnen Datenpunkten einer Tabelle kann zudem lediglich ein Polygonzug erstellt werden. Erstrebenswert erscheint demnach eine stetig differenzierbare Funktion, die möglichst wenig Parameter enthält, aber dennoch die allgemeinen Charakteristiken der Ligamentkennlinie eines Kraft-Dehnungs-Diagramms widerspiegelt.

Die nichtlineare Kennlinie eines Ligaments (s. Abbildung 79) kann grob in drei Zonen aufgeteilt werden, eine neutrale Zone, in der das Ligament mit wenig Kraft gedehnt werden kann, eine elastische Zone, in der die Kraft, die nötig ist, um das Ligament weiter zu dehnen, deutlich ansteigt und eine traumatische Zone, in der das Ligament seine maximale Belastungsgrenze erreicht und zu reißen beginnt (vgl. Klein und Sommerfeld, 2007, 127).

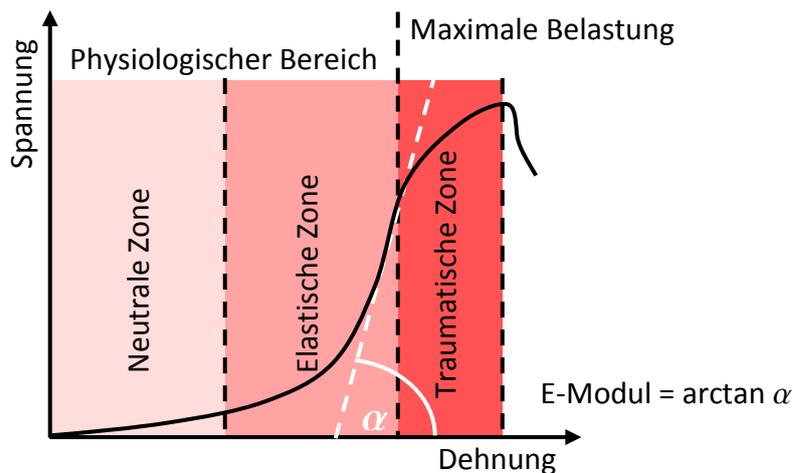


Abbildung 79 - Aufteilung einer Ligamentkennlinie in drei charakteristische Zonen (nach Klein und Sommerfeld, 2007, 127).

Wie ersichtlich ist, geht die Kennlinie in der neutralen und elastischen Zone bei zunehmender Dehnung von einem nichtlinearen in einen annähernd linearen Anteil über, gefolgt von der traumatischen Zone, die wiederum ein nichtlineares Verhalten zeigt. Auch Rupp et al. (2015) modellierten die Ligamente entsprechend und unterschieden zwischen einem nichtlinearen und einem linearen Anteil.

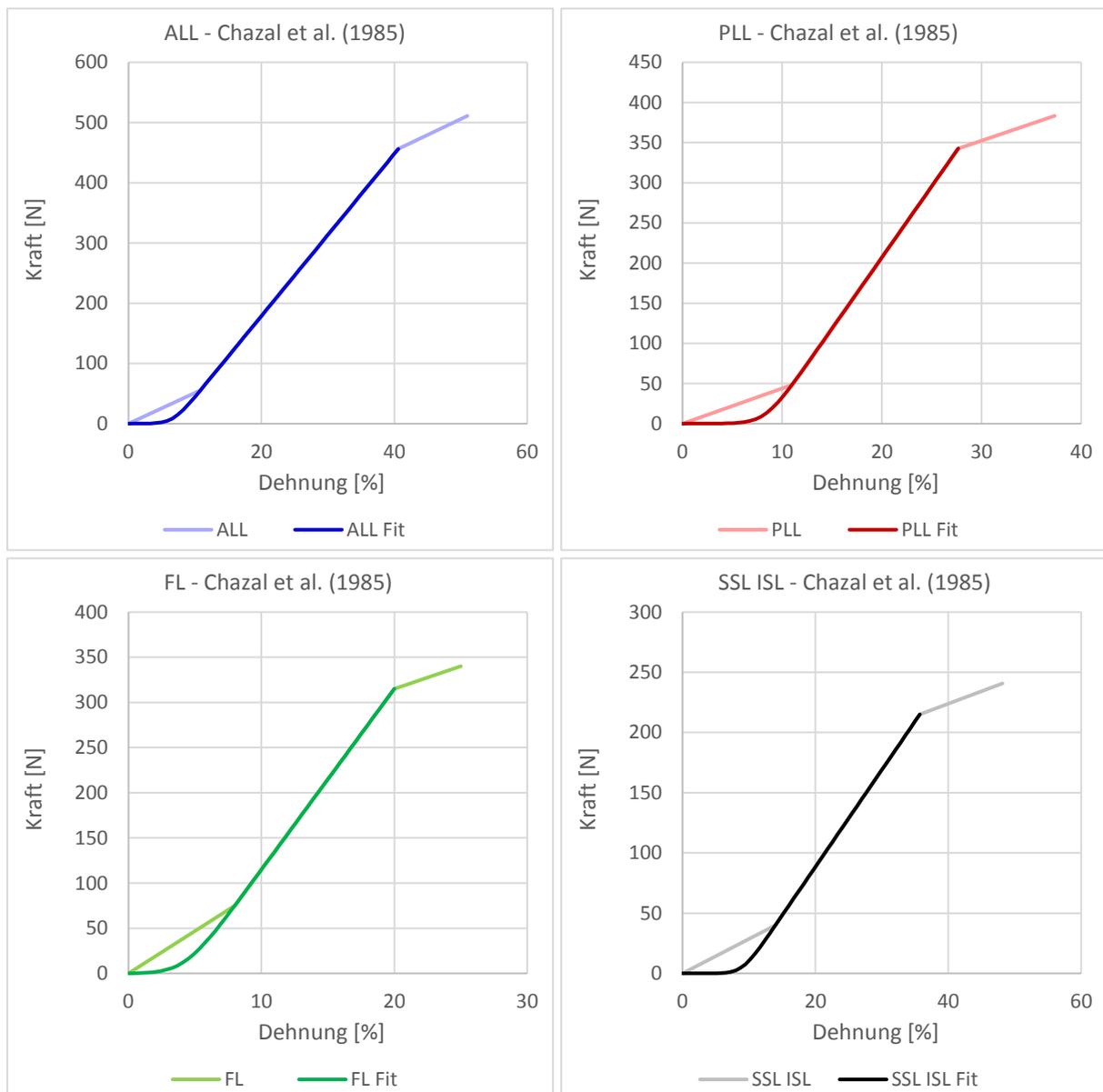
Die folgende Funktion basiert auf Cheng et al. (2000), die das seriell elastische Element eines Muskels in ähnlicher Form modellierten. Auf die Muskelmodellierung wird in einem späteren Kapitel genauer eingegangen. Die Funktion erfüllt ebenfalls die oben aufgeführten typischen Charakteristiken einer Ligamentkennlinie, so dass diese nur leicht angepasst werden musste.

$$F_{Feder}^{Lig}(\varepsilon) = a \cdot \ln\left(e^{\frac{\varepsilon+b}{d}} + 1\right) + c \quad [23]$$

Auf den Kennlinien von Shirazi-Adl et al. (1986) und White und Panjabi (1990) wurden charakteristische Punkte definiert, so dass Polygonzüge vorlagen. Aus den Kraft-Dehnungs-Diagrammen von Nolte et al. (1990) wurden die entsprechenden Punkte extrahiert. Mittels eines Curve-Fittings wurden anschließend in MATLAB die nötigen Parameter a bis d bestimmt. Die Tabellendaten von Chazal et al. (1985) konnten entsprechend direkt verarbeitet werden. Für den Parameter d, welcher die Krümmung des Graphen regelt, wurde stellenweise ein Intervall definiert, um das numerische Verfahren zu beschleunigen und Instabilitäten zu vermeiden. Im Folgenden werden jeweils zuerst die berechneten Parameter a bis d tabellarisch dargestellt. Anschließend werden jeweils die vorliegenden Polygonzüge mit den berechneten Funktionen verglichen.

Chazal et al. (1985)	a	b	c	d
ALL	13,4640	-6,7278	-0,0161	1,0000
PLL	17,7197	-8,3261	-0,0043	1,0000
FL	20,0390	-4,2627	-0,2803	1,0000
CL	-	-	-	-
ISL	8,0554	-9,0221	-0,0010	1,0000
SSL	8,0554	-9,0221	-0,0010	1,0000
ITL	10,6323	-6,7435	-0,0125	1,0000

Tabelle 3 - Mittels Curve-Fitting berechnete Parameter für den Datensatz von Chazal et al. (1985).



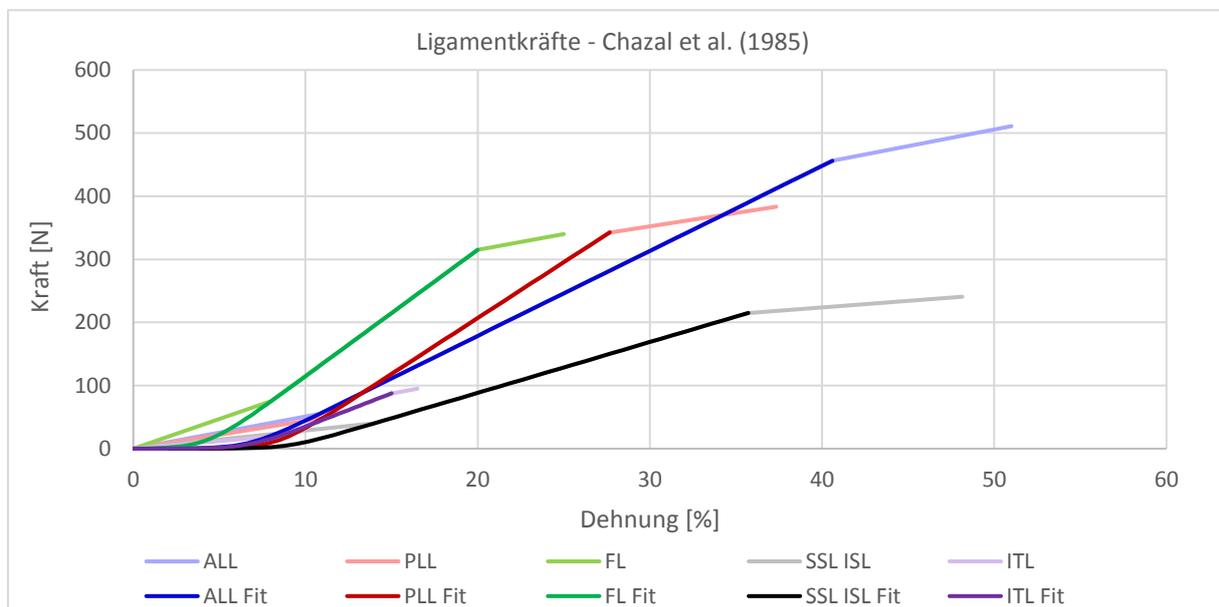
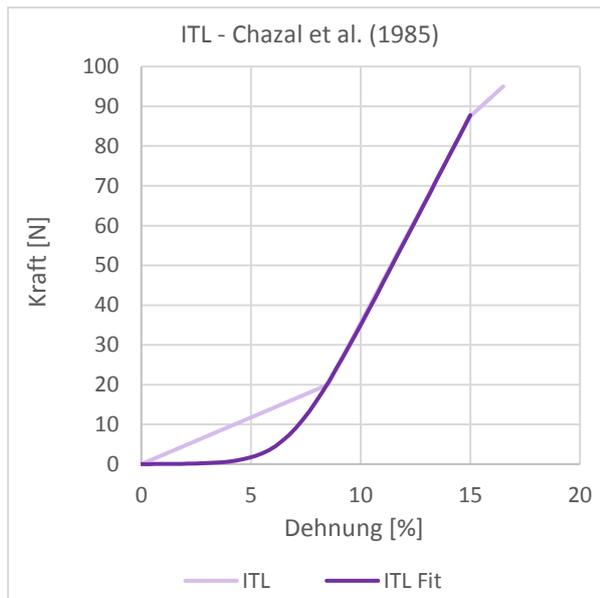
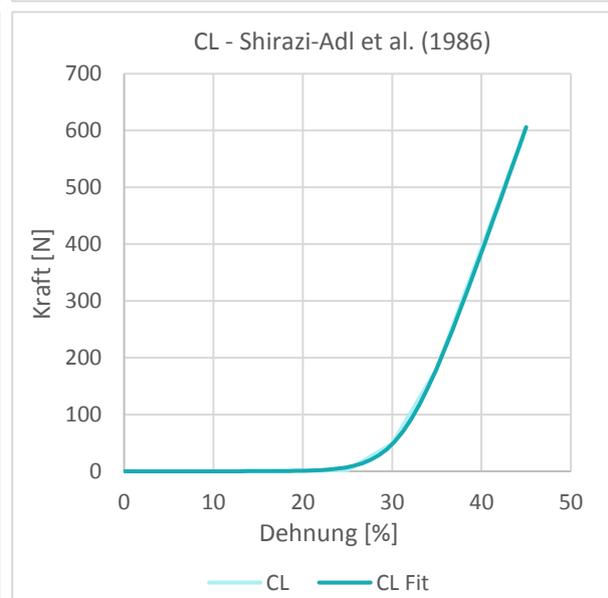
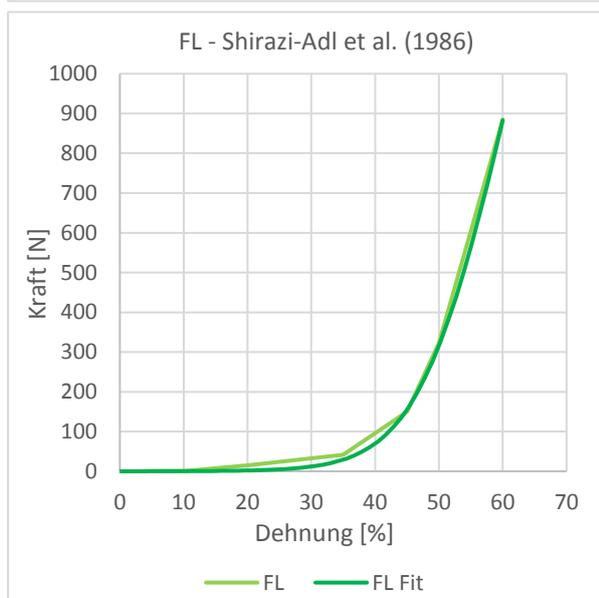
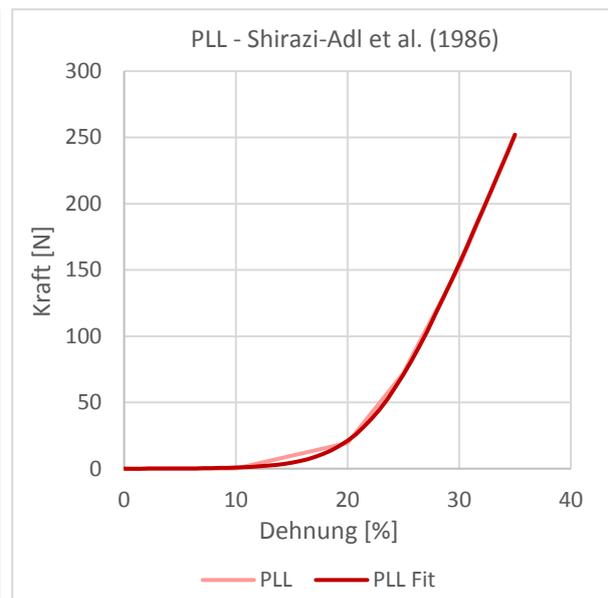
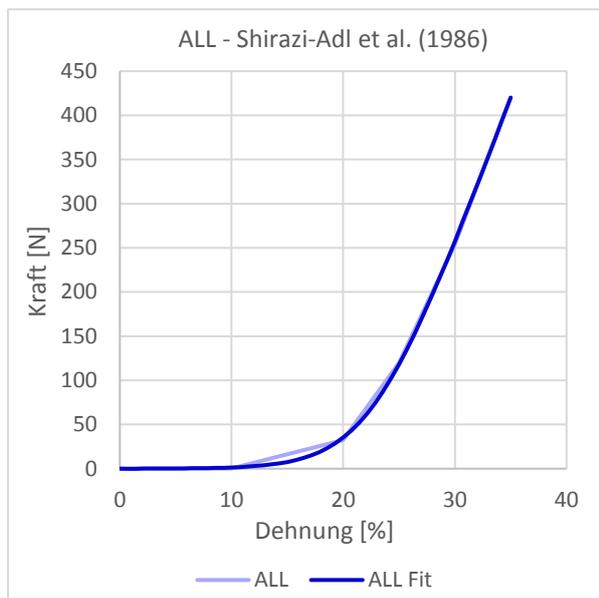


Abbildung 80 - Vergleich der Ligamentkräfte von Chazal et al. (1985) zwischen den Polygonzügen und berechneten Funktionen.

Für die Berechnung der Kennlinien von Chazal et al. (1985) wurden die Kraft-Dehnungs-Daten der Ligamente an der LWS gemittelt und mittels Curve Fitting die Parameter der Funktion [23] ermittelt. Lediglich das ITL wurde von Chazal et al. (1985) nur an der BWS untersucht, so dass in diesem Fall diese Daten verwendet wurden. Kraft-Dehnungs-Messungen, die der traumatischen Zone zuzuordnen sind, wurden für das Curve Fitting nicht beachtet.

Shirazi-Adl et al. (1986)	a	b	c	d
ALL	101,1440	-22,6193	-0,0527	2,9920
PLL	60,6867	-22,6193	-0,0316	2,9920
FL	441,4470	-49,7603	-0,0539	5,5223
CL	107,6780	-31,4108	-0,0002	2,4164
ISL	165,1603	-16,9445	-0,4427	2,8621
SSL	126,4290	-22,6193	-0,0658	2,9920
ITL	50,5716	-22,6193	-0,0263	2,9920

Tabelle 4 - Mittels Curve-Fitting berechnete Parameter für den Datensatz von Shirazi-Adl et al. (1986).



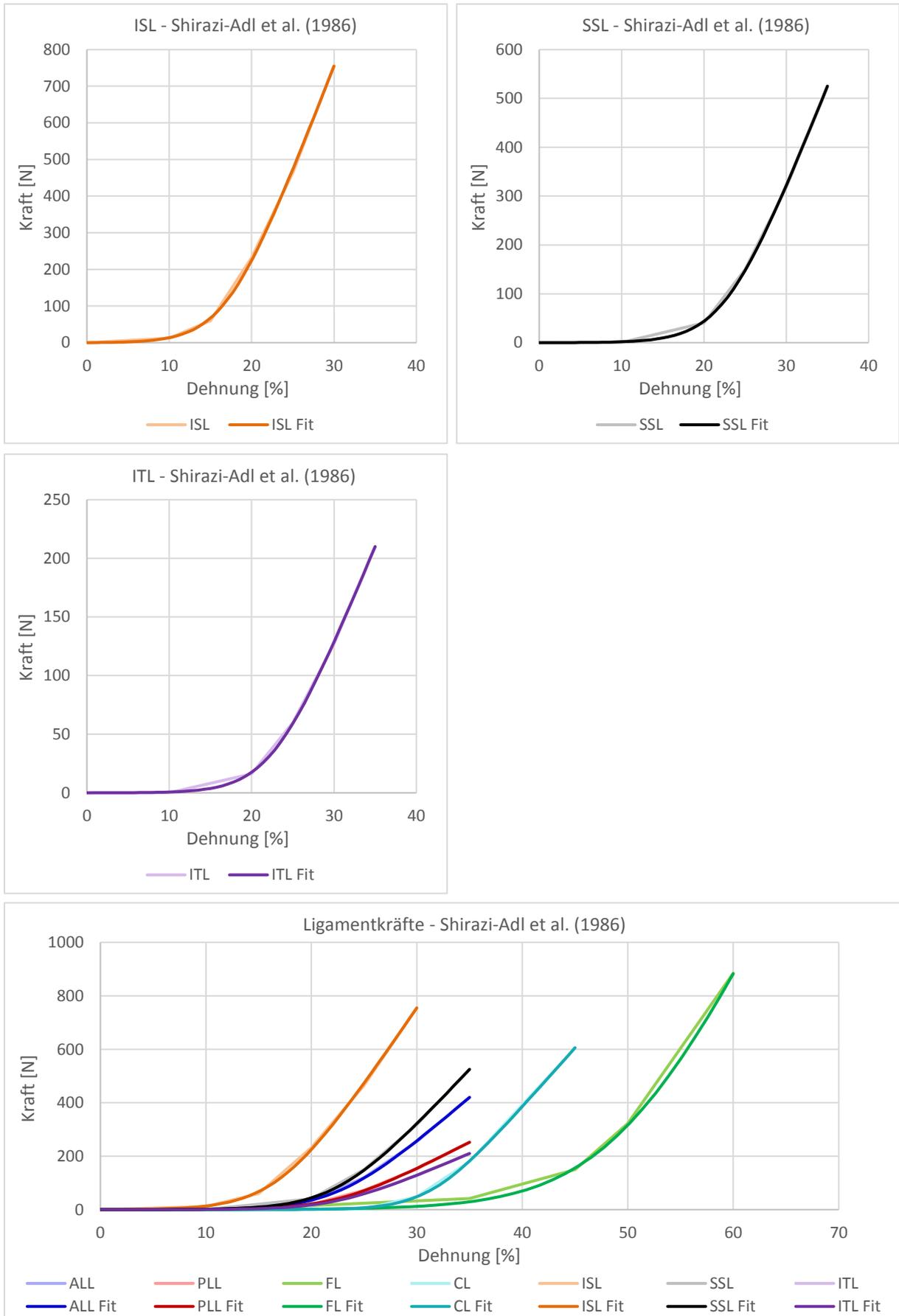
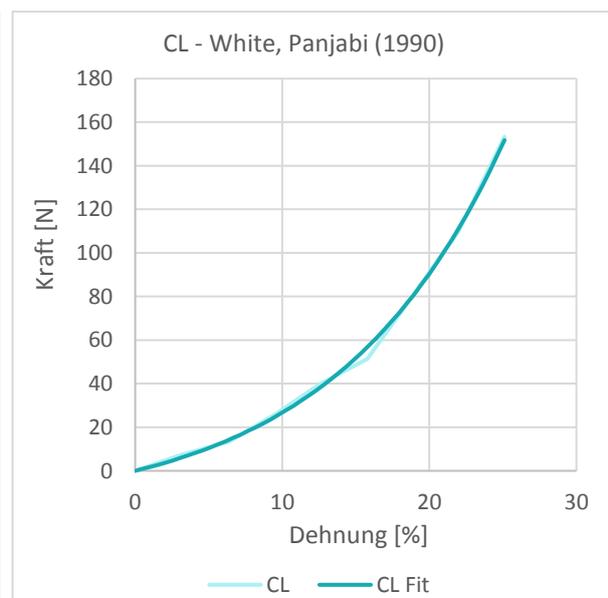
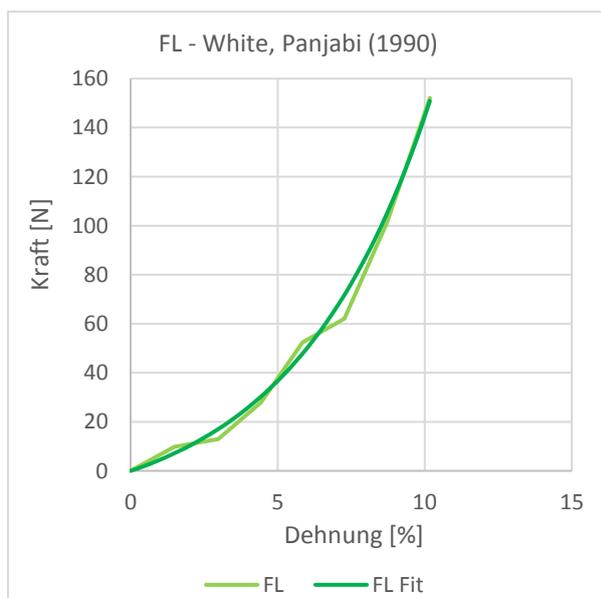
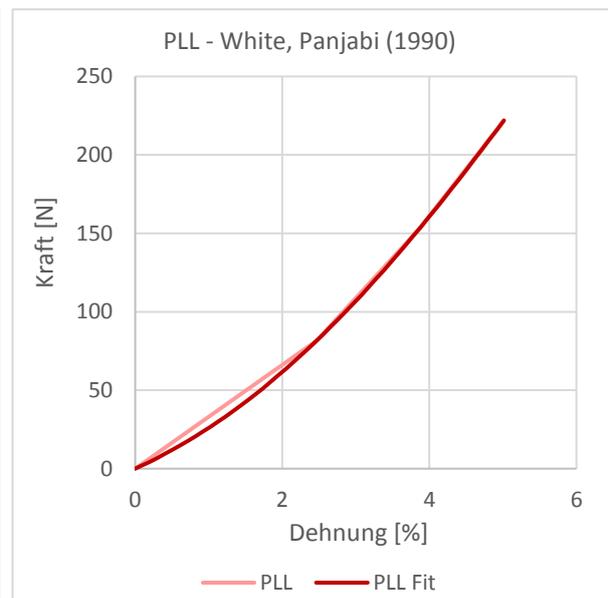
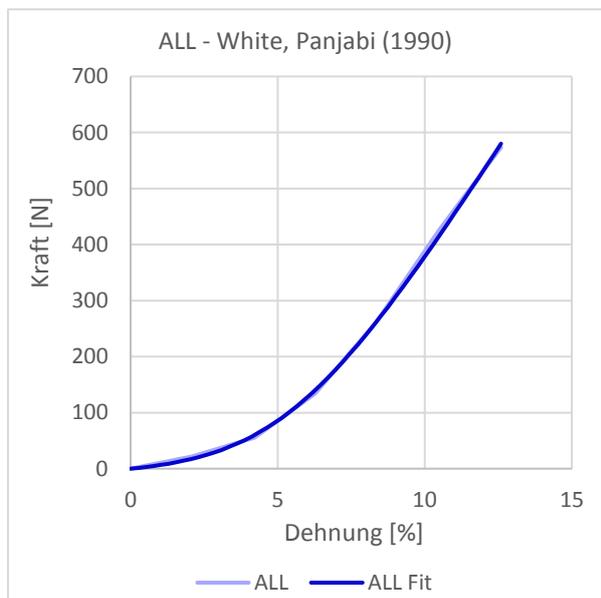


Abbildung 81 - Vergleich der Ligamentkräfte von Shirazi-Adl et al. (1986) zwischen den Polygonzügen und berechneten Funktionen.

White und Panjabi (1990)	a	b	c	d
ALL	164,2400	-5,4592	-10,3807	2,0000
PLL	131,1974	-1,5567	-46,3581	1,8134
FL	12933,6946	-30,0823	-18,6738	4,5999
CL	8244,1506	-69,1960	-19,0620	11,4027
ISL	38012,7828	-35,0895	-11,8795	4,3478
SSL	9633,6623	-29,2116	-19,7999	4,7220
ITL	-	-	-	-

Tabelle 5 - Mittels Curve-Fitting berechnete Parameter für den Datensatz von White, Panjabi (1990).



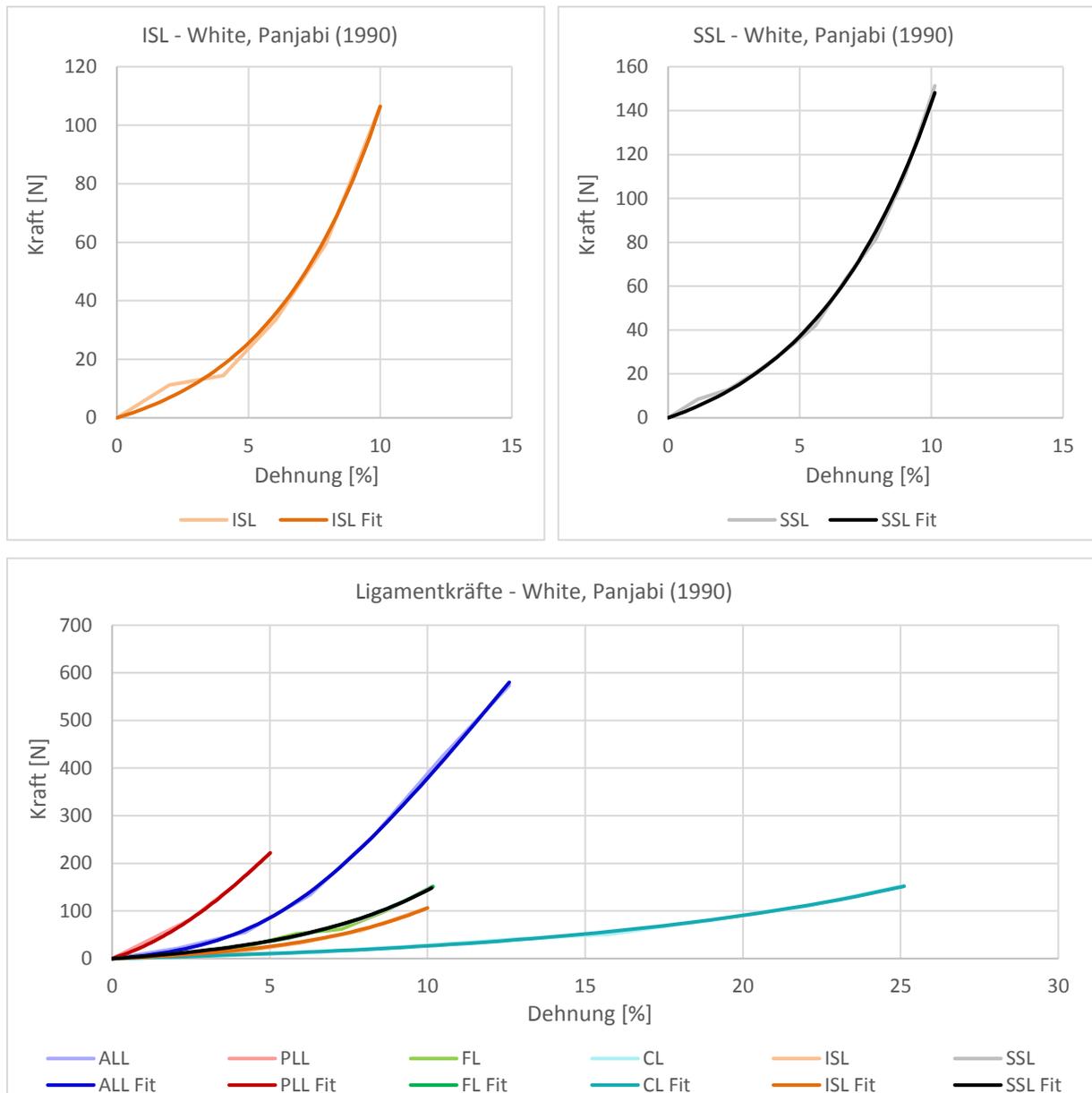
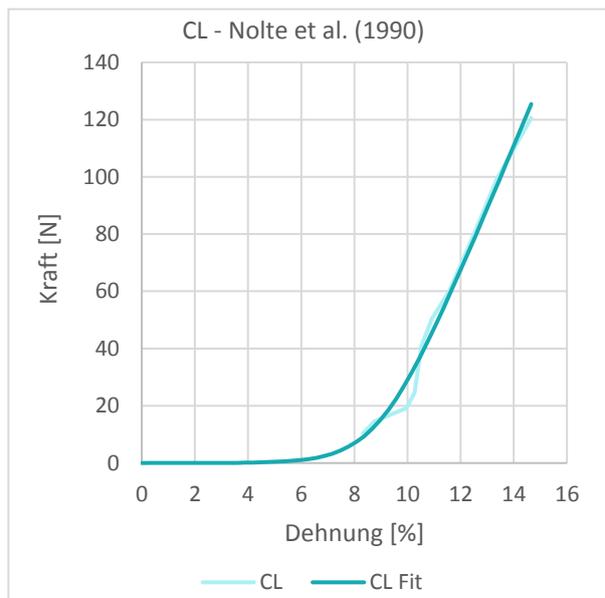
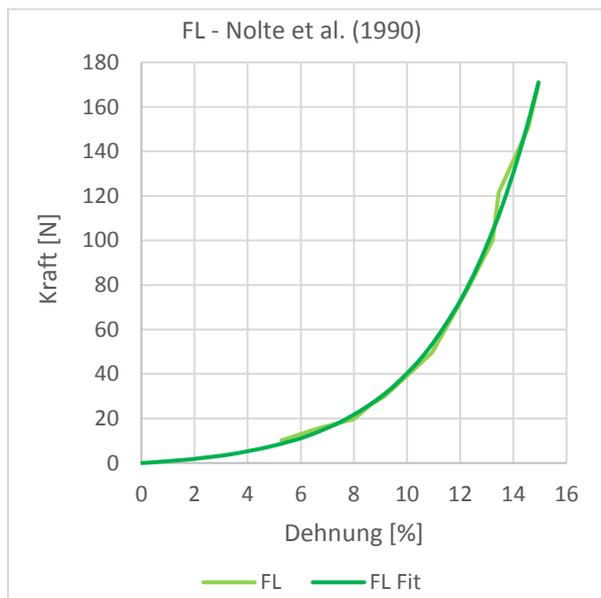
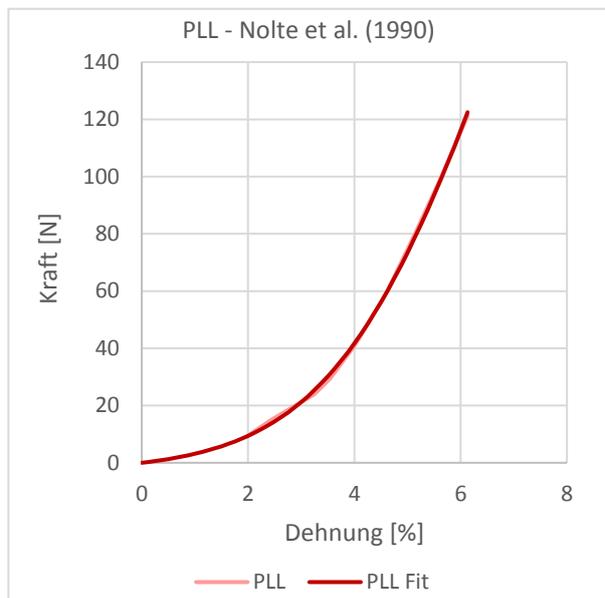
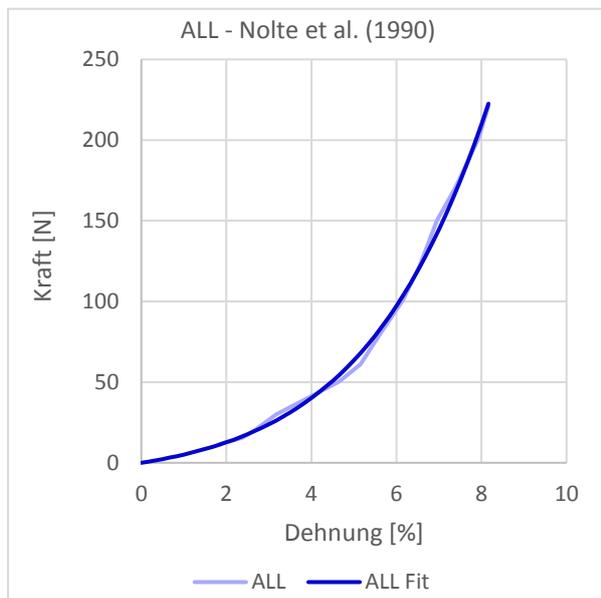


Abbildung 82 - Vergleich der Ligamentkräfte von White, Panjabi (1990) zwischen den Polygonzügen und berechneten Funktionen.

White und Panjabi (1990, 24) geben die Ligamentkräfte lediglich bzgl. der absoluten Längenänderung an und verweisen auf Panjabi et al. (1982). Aus der Abbildung 3 in Panjabi et al. (1982) konnten die entsprechenden in-situ Längen der Ligamente extrahiert werden. Unter Berücksichtigung der jeweiligen Vorspannung ε_0 konnte jeweils die Ligamentdehnung berechnet werden.

Nolte et al. (1990)	a	b	c	d
ALL	687,9347	-10,4350	-10,5072	2,5000
PLL	85,9158	-4,5165	-2,9756	1,3500
FL	5777,4380	-27,1636	-2,4608	3,5000
CL	22,1903	-9,0080	-0,0027	1,0000
ISL	55,8306	-12,7877	-0,7810	3,0000
SSL	85,3180	-12,1667	-8,8629	5,5000
ITL	-	-	-	-

Tabelle 6 - Mittels Curve-Fitting berechnete Parameter für den Datensatz von Nolte et al. (1990).



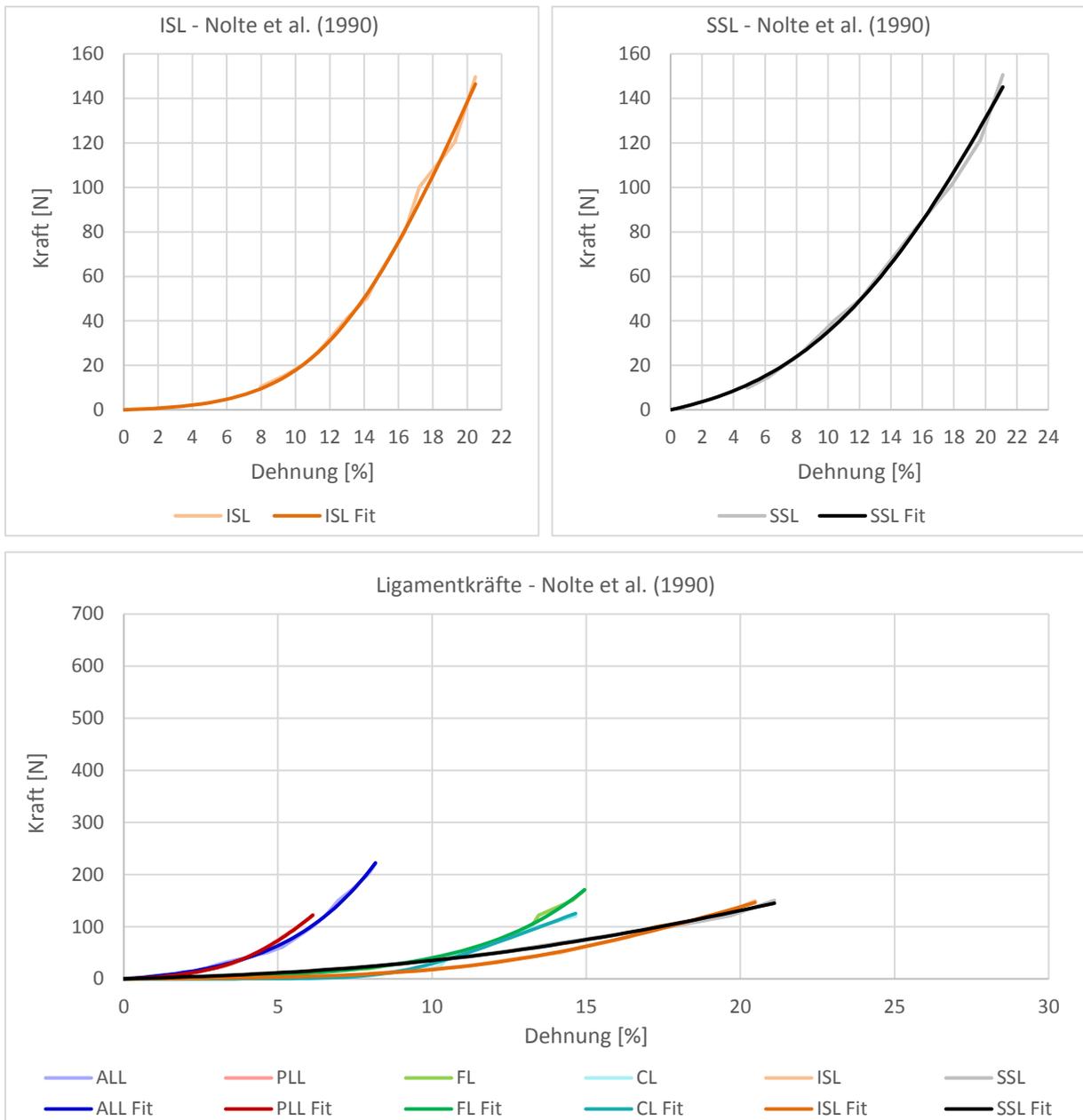


Abbildung 83 - Vergleich der Ligamentkräfte von Nolte et al. (1990) zwischen den Polygonzügen und berechneten Funktionen.

Zusammenfassend konnten die verschiedenen Ligamentdatensätze auf diese Weise jeweils durch einen funktionellen Zusammenhang beschrieben werden. Folglich sind die verschiedenen Datensätze miteinander vergleichbar und es ergeben sich glatte Kurven, wodurch sich abrupte Kraftänderungen in der Simulation aufgrund der Ligamente vermeiden lassen.

Einen alternativen Ansatz zur Beschreibung der Kraft-Längenkurve von Ligamenten wurde von Rupp et al. (2015) entwickelt. Die resultierende Ligamentkraft wird ebenfalls durch einen funktionellen Zusammenhang bestimmt. Als Input Parameter werden zwei charakteristische Punkte A und B von einer bereits bekannten Kraft-Längenkurve benötigt. A beschreibt dabei den Übergangspunkt zwischen nichtlinearer und linearer Phase und B beschreibt das Ende des linearen Anteils. Die Berechnung der Kraft F zu einer bestimmten Längenänderung l erfolgt auf Grundlage dieser beiden Punkte. Um diese beiden Punkte zu bestimmen, wurden die Kraftlängendaten der LWS von Chazal et al. (1985) gemittelt. Zusätzlich wurde die Vorspannung ε_0 sowie die Anzahl lig_{anz} der linearen Verbindungen, welche gemeinsam ein bestimmtes Ligament darstellen, berücksichtigt.

	l_a [mm]	l_b [mm]	F_a [N]	F_b [N]	ε_0 [%]	lig_{anz} ***
ALL	$1\frac{13}{25}$	$4\frac{49}{50}$	55	456	6,8	3
PLL	$\frac{11}{12}$	$3\frac{7}{30}$	$48\frac{1}{3}$	$342\frac{1}{2}$	13	3
FL	$1\frac{3}{5}$	$3\frac{4}{5}$	75	315	10	3
ISL	$1\frac{19}{35}$	$3\frac{57}{70}$	$40\frac{1}{7}$	215	4,6	1
SSL	$1\frac{19}{35}$	$3\frac{57}{70}$	$40\frac{1}{7}$	215	-12	1
ITL*	$\frac{4}{5}$	$1\frac{7}{20}$	20	$87\frac{1}{2}$	(10)**	1
CL*	$1\frac{19}{35}$	$3\frac{57}{70}$	$40\frac{1}{7}$	215	(10)**	6

Tabelle 7 - Input Parameter zur Berechnung der Ligamentkraft nach Rupp et al. (2015). Die gemittelten Ligamentkräfte F und Längenänderungen l der LWS wurden Chazal et al. (1985) entnommen.

* Bzgl. des ITL geben Chazal et al. (1985) lediglich Kraft-Dehnungs-Daten der Brustwirbelsäule an. Daher wurden in diesem Fall diese gemittelt. Das CL wurde von Chazal et al. (1985) nicht untersucht, so dass dafür die Daten des SSL/ISL verwendet wurden.

** Die Ligamente ITL und CL wurden von Rupp et al. (2015) nicht berücksichtigt. Demzufolge wurde dafür auch keine Vorspannung definiert. Äquivalent zu Meijer et al. (2010) wurde daher der Wert 10 angenommen.

*** Zur Berechnung der resultierenden Ligamentkraft musste die Anzahl der linearen Verbindungen berücksichtigt werden, welche gemeinsam ein Ligament definieren. lig_{anz} beschreibt die Anzahl dieser linearen Verbindungen im jeweiligen Modell.

Aus dem Abstand $l_{lig,set}$ zweier Ansatzpunkte eines Ligaments kann mithilfe der Vorspannung ε_0 zunächst die Ruhelänge $l_{lig,0}$ berechnet werden.

$$l_{lig,0} = \frac{l_{lig,set}}{1+\varepsilon_0} \quad [24]$$

Aus den Input Parametern können dann die folgenden Parameter berechnet werden, welche die Kraftlängenkurve beschreiben.

$$\Delta F_{lig,0} = \frac{F_A}{lig_{anz}} \quad [25]$$

$$\Delta U_{lig,l} = \frac{\Delta F_{lig,0}}{l_{lig,0}} \cdot \frac{l_B - l_A}{\frac{F_B}{lig_{anz}} - \frac{F_A}{lig_{anz}}} \quad [26]$$

$$\Delta U_{lig,nll} = \frac{l_A}{l_{lig,0}} \quad [27]$$

$$l_{lig,nll} = (1 + \Delta U_{lig,nll}) \cdot l_{lig,0} \quad [28]$$

$$v_{lig,nll} = \frac{\Delta U_{lig,nll}}{\Delta U_{lig,l}} \quad [29]$$

$$K_{lig,nl} = \frac{\Delta F_{lig,0}}{(\Delta U_{lig,nll} \cdot l_{lig,0})^{v_{lig,nll}}} \quad [30]$$

$$K_{lig,l} = \frac{\Delta F_{lig,0}}{\Delta U_{lig,l} \cdot l_{lig,0}} \quad [31]$$

Die Ligamentkraft $F_{el,lig}(lig)$ berechnet sich dann durch:

$$F_{el,lig}(lig) = \begin{cases} 0 & l_{lig} < l_{lig,0} \\ K_{lig,nl} \cdot (l_{lig} - l_{lig,0})^{v_{lig,nll}} & l_{lig} < l_{lig,nll} \\ \Delta F_{lig,0} + K_{lig,l} \cdot (l_{lig} - l_{lig,nll}) & l_{lig} \geq l_{lig,nll} \end{cases} \quad [32]$$

Des Weiteren wurde von Rupp et al. (2015) ein geschwindigkeitsabhängiger Dämpfungsterm eingeführt. v_{lig} beschreibt die Geschwindigkeit, mit der das Ligament gestreckt bzw. gestaucht wird und d_{lig} dient als Dämpfungskoeffizient um numerische Instabilitäten zu vermeiden.

$$F_{damp,lig} = F_{el,lig} \cdot d_{lig} \cdot v_{lig} \quad [33]$$

Die resultierende Gesamtkraft $F_{ges,lig}$ berechnet sich aus der Summe von Kraft $F_{el,lig}$ und Dämpfungsterm $F_{damp,lig}$.

$$F_{ges,lig} = F_{el,lig} + F_{damp,lig} \quad [34]$$

Aus den oben aufgeführten Input Parametern wurden für ein L4-L5 Modell die folgenden Parameter berechnet.

		$l_{lig,0}$ [m]	$\Delta U_{lig,nll}$	$v_{lig,nll}$	$K_{lig,nl}$	$K_{lig,l}$
ALL	sinister	0,0135471	0,112201	3,20294	1,94821e10	38632
	medial	0,0127455	0,119258	3,20294	1,94821e10	38632
	dexter	0,0118237	0,128556	3,20294	1,94821e10	38632
PLL	sinister	0,00730077	0,125558	2,40821	3,33244e08	42326,1
	medial	0,00607737	0,150833	2,40821	3,33244e08	42326,1
	dexter	0,00587834	0,15594	2,40821	3,33244e08	42326,1
FL	sinister	0,0171912	0,093071	2,32727	8,03e07	36363,6
	medial	0,014358	0,111436	2,32727	8,03e07	36363,6
	dexter	0,0162751	0,0983099	2,32727	8,03e07	36363,6
ISL		0,0296908	0,0519642	2,95871	8,36612e09	76981,1
SSL		0,0230355	0,0669774	2,95871	8,36612e09	76981,1
ITL	sinister	0,0277966	0,0555053	2,95871	8,36612e09	76981,1
	dexter	0,0266223	0,0579536	2,95871	8,36612e09	76981,1
CL	sinister	0,00274867	0,56131	2,95871	1,39435e09	12830,2
		0,00246587	0,625685	2,95871	1,39435e09	12830,2
		0,0030017	0,513994	2,95871	1,39435e09	12830,2
		0,00266042	0,579931	2,95871	1,39435e09	12830,2
		0,00429112	0,359546	2,95871	1,39435e09	12830,2
		0,00363379	0,424587	2,95871	1,39435e09	12830,2
	dexter	0,00272441	0,566308	2,95871	1,39435e09	12830,2
		0,00498892	0,309257	2,95871	1,39435e09	12830,2
		0,00374998	0,411431	2,95871	1,39435e09	12830,2
		0,002677	0,576338	2,95871	1,39435e09	12830,2
		0,00428943	0,359688	2,95871	1,39435e09	12830,2
		0,00290663	0,530806	2,95871	1,39435e09	12830,2

Tabelle 8 - Input Parameter zur Ligamentmodellierung nach Rupp et al. (2015).

Unter Berücksichtigung der individuellen Ruhelängen $l_{lig,0}$ der verschiedenen Ligamente im L4-L5 Modell wurde entsprechend des aufgezeigten Schemas die Ligamentkraft nach Rupp et al. (2015) berechnet.

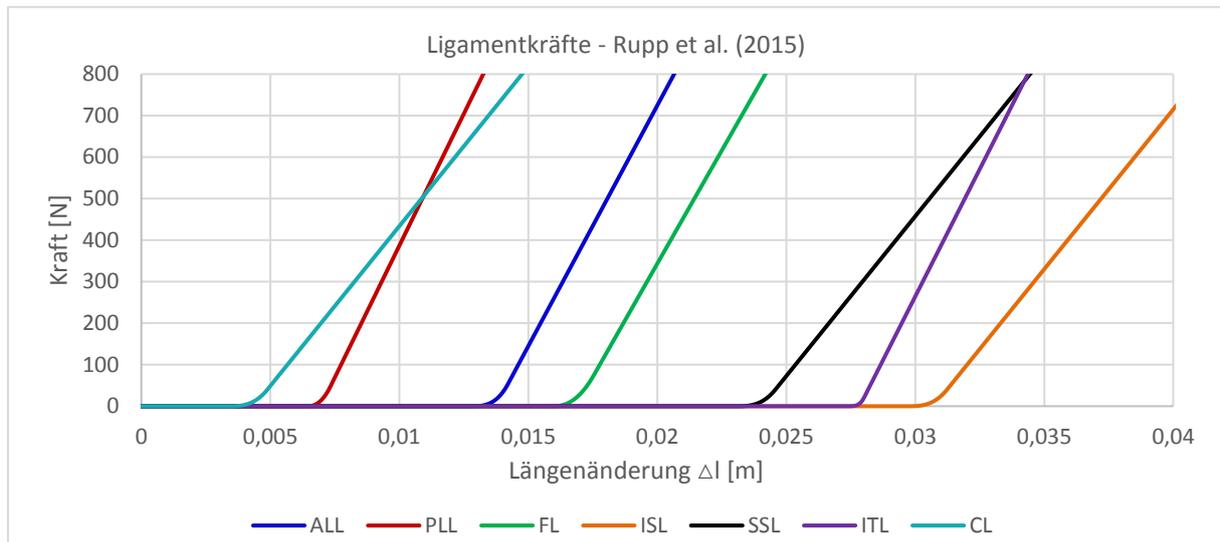


Abbildung 84 - Ligamentkräfte nach Rupp et al. (2015) unter Berücksichtigung der individuellen Ruhelängen der Ligamente im L4-L5 Modell. Die Kräfte sind bzgl. der absoluten Länge eines Ligaments aufgetragen.

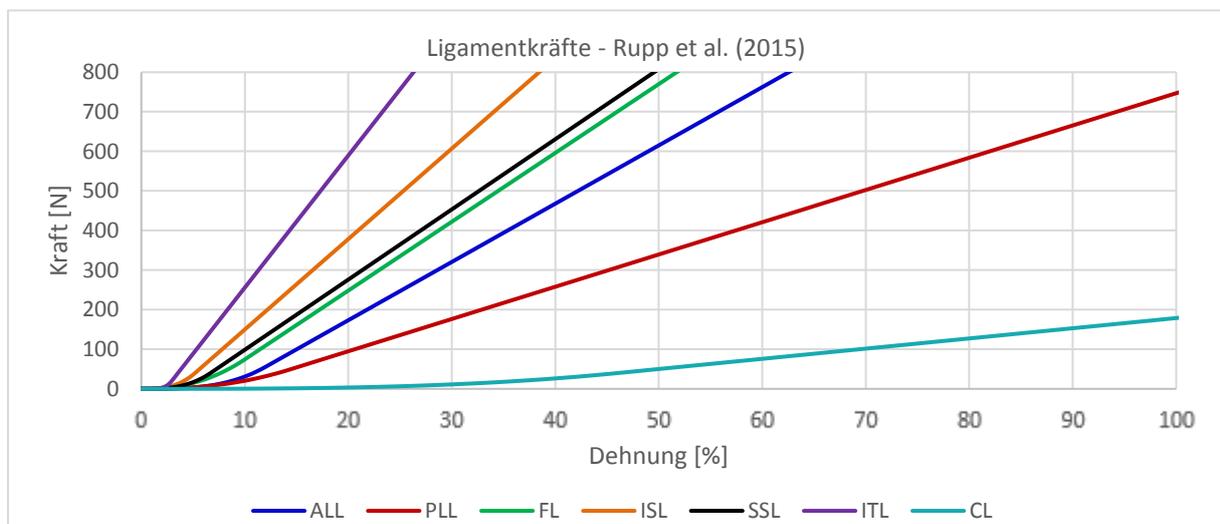


Abbildung 85 - Ligamentkräfte nach Rupp et al. (2015) unter Berücksichtigung der individuellen Ruhelängen der Ligamente im L4-L5 Modell. Die Dehnung der Ligamente wurde an die jeweilige Ruhelänge des Ligaments skaliert.

Abschließend konnte zum Vergleich mit den Kennlinien aus der Literatur, anhand der im Modell vorliegenden Ligamentlängen, die relative Dehnung ε nach der Relation [20] berechnet werden. So ist erkennbar, dass unter Verwendung der Ligamentmodellierung nach Rupp et al. (2015) die CL beispielsweise bei gleicher relativer Dehnung, verglichen mit den anderen Ligamenten, die geringste Kraft entwickeln.

Zur Untersuchung der einzelnen Datensätze eignete sich nun erneut das Stepwise Reduction Experiment von Heuer et al. (2007), in dem 8 Bewegungssegmente L4-L5 mit einem Spine-Tester untersucht wurden. In dem Experiment wurden schrittweise die ligamentösen und anatomischen Verbindungen durchtrennt (intakt, ohne SSL, ohne ISL, ohne FL, ohne CL, ohne VA, ohne PLL, ohne ALL) und nach jedem Schritt die Auslenkung innerhalb der drei anatomischen Ebenen gemessen. Die CL wurden von Heuer et al. (2007) als FC (facet capsules) bezeichnet. VA (vertebral arches) steht für die Gelenkfortsätze der Facettengelenke. Die Auslenkung wurde durch ein äußeres Drehmoment auf L4 hervorgerufen, welches ebenfalls stufenweise von 0 Nm bis 10 Nm erhöht wurde. (s. 5.1.2) Damit die Ligamente mithilfe dieses Experiments und anhand von Simulationen untersucht werden können, muss vorab eine gemeinsame Ausgangssituation geschaffen werden, die dem Experiment entspricht. Daher wird ebenfalls ein Bewegungssegment L4-L5 verwendet sowie die bisher modellierte ZWS. (s. 5.1.2) Diese bringt bei äußerer Belastung das entsprechende Gegendrehmoment auf, so dass die Ergebnisse des Experiments aus der Stufe, in der alle Ligamente entfernt worden sind und nur noch die ZWS vorhanden ist, reproduziert werden können. Wird demnach das Experiment mittels Simulation wiederholt, d.h. stufenweise Ligamente entfernt, müssen die ROM mit zunehmender Reduktionsstufe schlussendlich gegen die bereits vorliegenden ROM der ZWS konvergieren, da immer mehr Ligamente durchtrennt werden bis keines mehr vorhanden ist (s. Abbildung 60, 61, 62). Zwecks Untersuchung der Ligamentdatensätze wurde nun das Experiment von Heuer et al. (2007) nachsimuliert. Variiert wurde nur der Ligamentdatensatz, alle anderen Parameter blieben unverändert.

Die Balken in den folgenden Diagrammen (s. Abbildung 86 - 89) zeigen die Ergebnisse von Heuer et al. (2007). Sie sind mit Dataset 1 (DS1) bezeichnet. Auf der x-Achse ist das jeweilige äußere Drehmoment aufgetragen, das auf das Bewegungssegment aufgebracht wurde. Auf der y-Achse ist die gemessene Auslenkung (ROM) aufgetragen. Jede Gruppe von Säulen enthält die 8 Stufen, in denen die Strukturen schrittweise entfernt wurden. Auf der ersten Stufe ist immer der intakte Zustand, der alle Ligamente beinhaltet, dargestellt. Die letzte Stufe zeigt das Bewegungssegment ohne Ligamente. Wie bereits erläutert, stimmen für die letzte Stufe alle Simulationsergebnisse überein, da für die Auslenkung lediglich die ZWS verantwortlich ist und somit der Ligamentdatensatz keinen Einfluss mehr hat. Die Simulationsergebnisse sind durch Symbole entsprechend markiert.

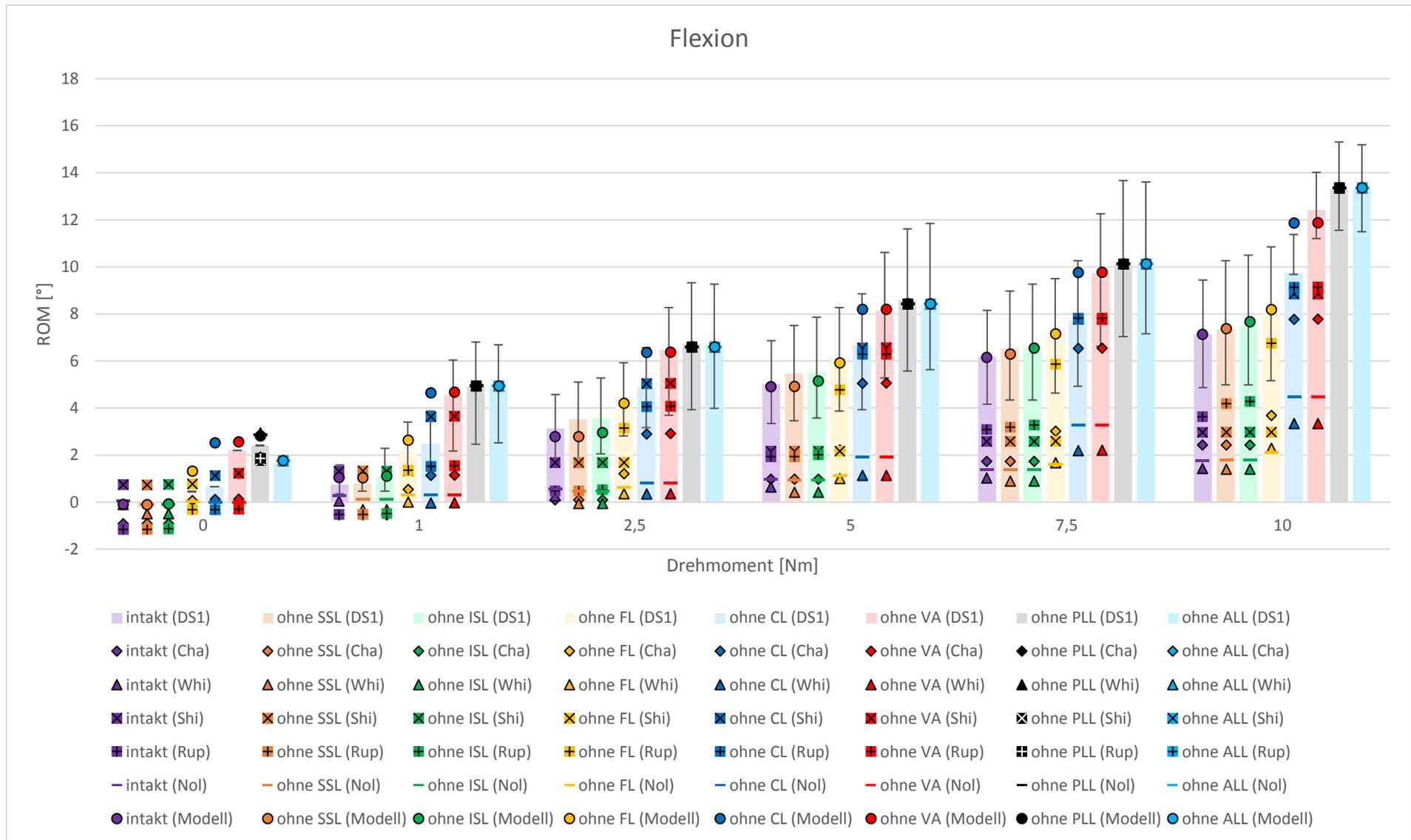


Abbildung 86 - Simulationsergebnisse des Stepwise Reduction Experiments unter Verwendung der verschiedenen Ligamentdatensätze bei Flexion.
 DS1: Heuer et al. (2007); Cha: Chazal et al. (1985); Whi: White und Panjabi (1990); Shi: Shirazi-Adl et al. (1986); Rup: Rupp et al. (2015); Nol: Nolte et al. (1990)

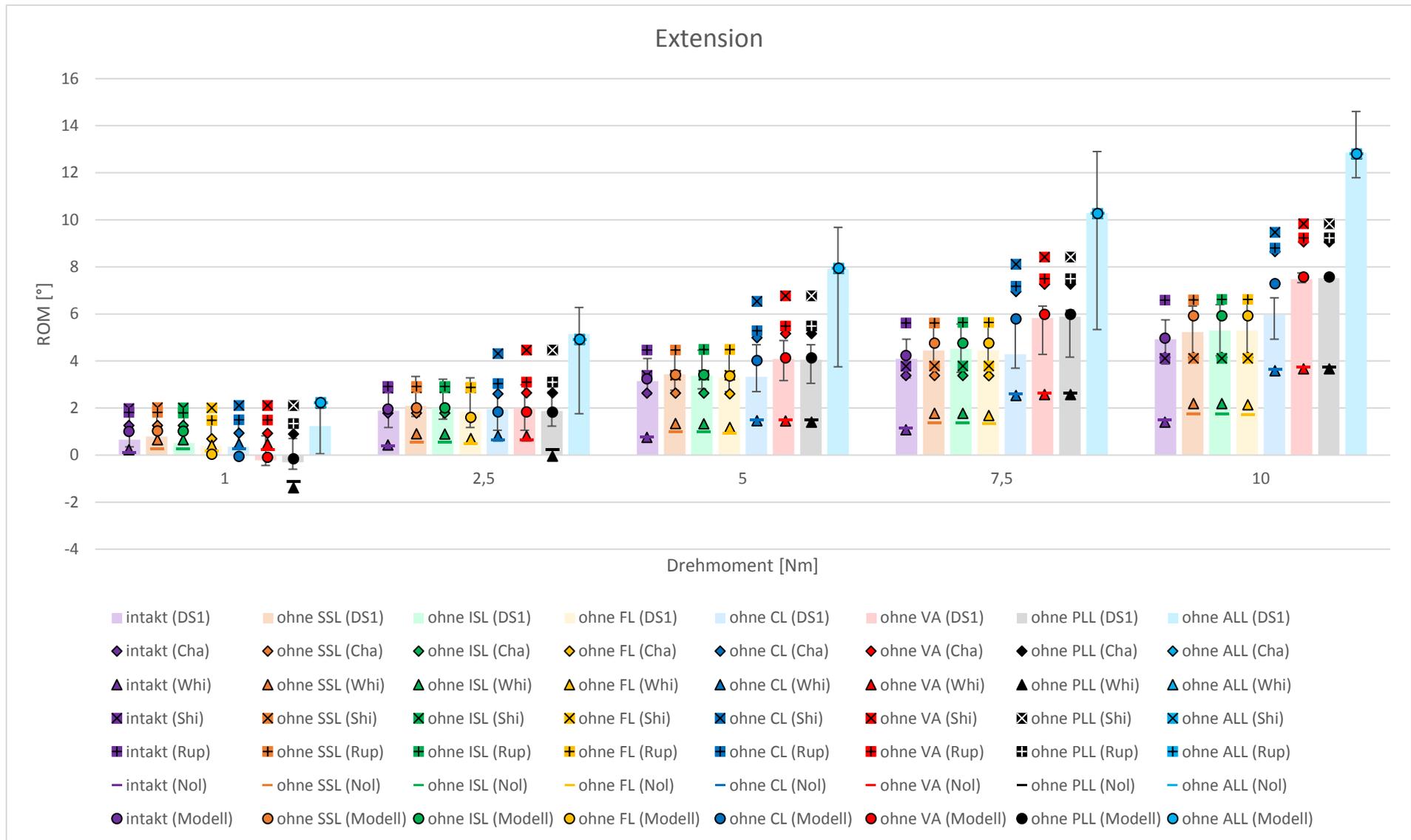


Abbildung 87 - Simulationsergebnisse des Stepwise Reduction Experiments unter Verwendung der verschiedenen Ligamentdatensätze bei Extension.
 DS1: Heuer et al. (2007); Cha: Chazal et al. (1985); Whi: White und Panjabi (1990); Shi: Shirazi-Adl et al. (1986); Rup: Rupp et al. (2015); Nol: Nolte et al. (1990)

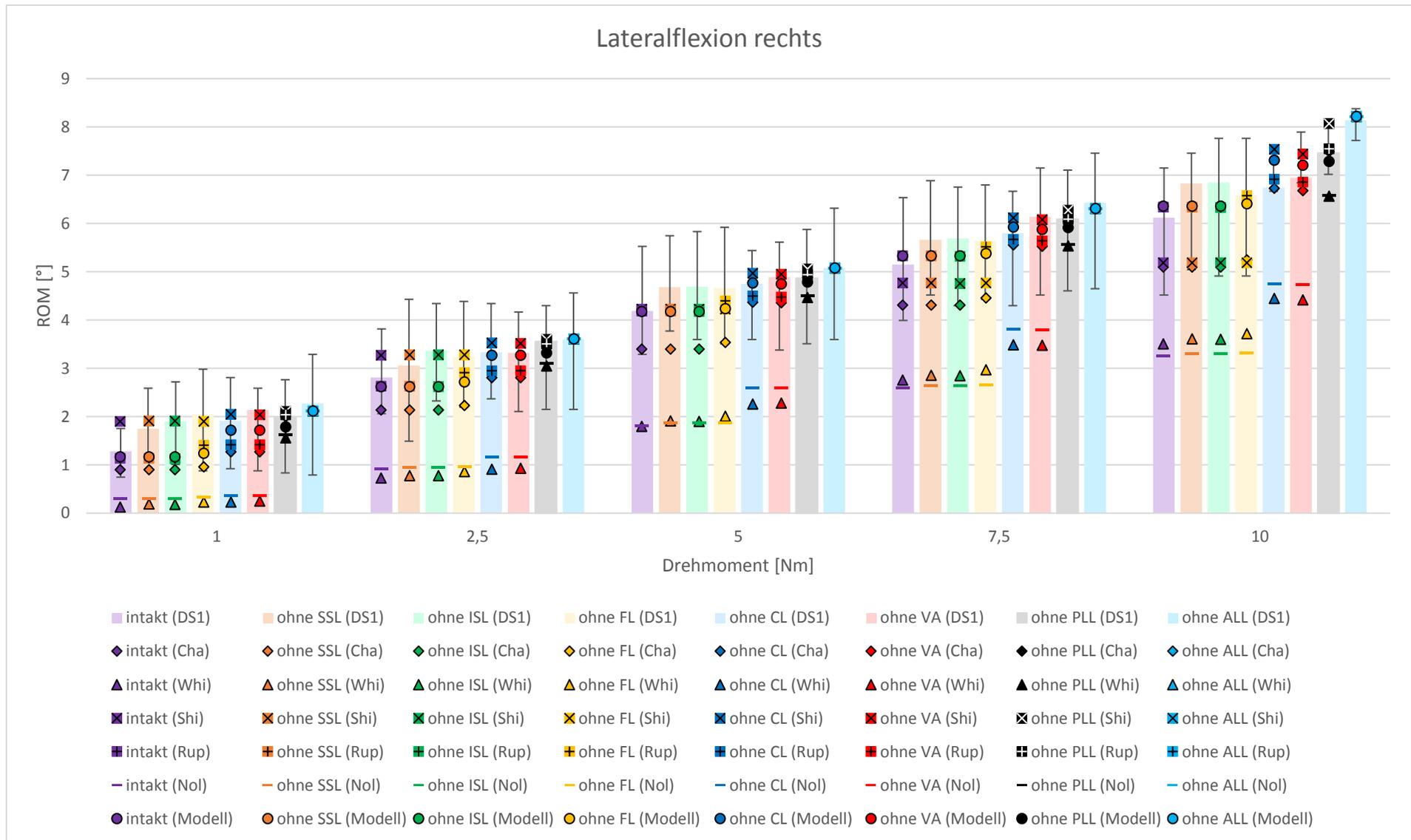


Abbildung 88 - Simulationsergebnisse des Stepwise Reduction Experiments unter Verwendung der verschiedenen Ligamentdatensätze bei Lateralflexion.
 DS1: Heuer et al. (2007); Cha: Chazal et al. (1985); Whi: White und Panjabi (1990); Shi: Shirazi-Adl et al. (1986); Rup: Rupp et al. (2015); Nol: Nolte et al. (1990)

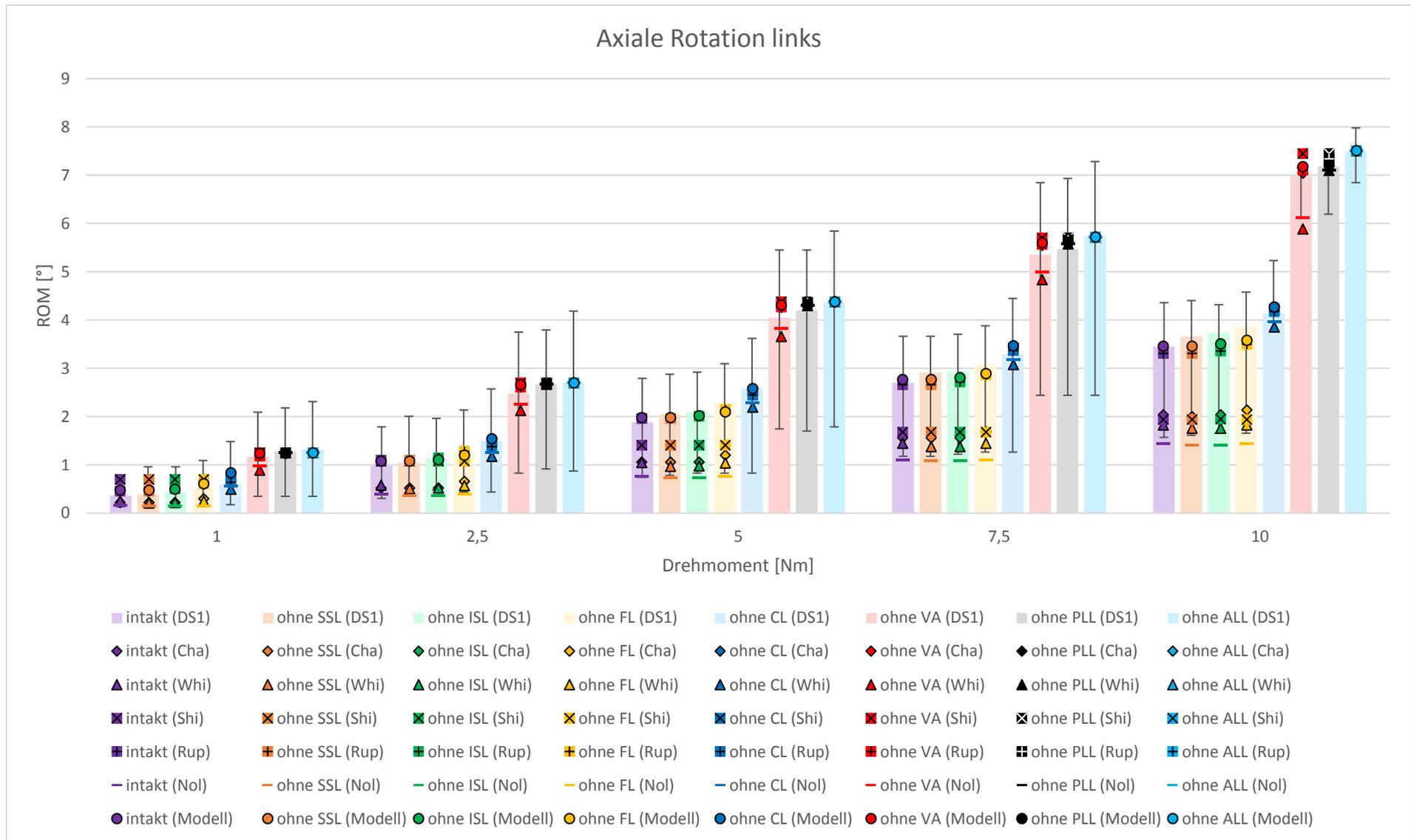


Abbildung 89 - Simulationsergebnisse des Stepwise Reduction Experiments unter Verwendung der verschiedenen Ligamentdatensätze bei axialer Rotation. DS1: Heuer et al. (2007); Cha: Chazal et al. (1985); Whi: White und Panjabi (1990); Shi: Shirazi-Adl et al. (1986); Rup: Rupp et al. (2015); Nol: Nolte et al. (1990)

Durch den Vergleich der Ligamentdatensätze mithilfe des Stepwise Reduction Experiments von Heuer et al. (2007), können verschiedene Charakteristiken eines Datensatzes sichtbar gemacht werden, d.h. für welche Bewegungsrichtungen konnten bessere bzw. schlechtere Ergebnisse produziert werden. Die Ergebnisse sind natürlich abhängig vom Modellaufbau, wie z.B. von der Ligamentmodellierung, insbesondere der Anzahl der Ligamente oder Wahl der Ansatzpunkte. Letztendlich ist natürlich der intakte Zustand mit allen Ligamenten von höchster Relevanz, da weitere Modellierungen vor allem mit dieser Konfiguration durchgeführt werden.

Im Datensatz von Chazal et al. (1985) ist der Einfluss der Kapselligamente (CL) bei Flexions- und Extensionsbewegungen deutlich zu erkennen. Nach dem Durchtrennen der CL gewinnt das Modell deutlich an ROM. Dies sorgt dafür, dass im intakten Zustand vor allem in Flexion meist eine deutlich zu geringe ROM erreicht wird. In Extension können vor dem Durchtrennen der CL hinreichend gute Ergebnisse produziert werden, vor allem bei moderaten Drehmomenten. Auch in Lateralflexion und axialer Rotation zeigt sich der Einfluss der CL, da auch hier vor dem Durchtrennen und damit auch im intakten Zustand eine zu geringe ROM erreicht wird. Als Ausreißer werden jene berechneten Auslenkungen bezeichnet, die außerhalb des entsprechenden, von Heuer et al. (2007) bestimmten Fehlerintervalls liegen. Insgesamt konnten unter Verwendung der Kennlinien von Chazal et al. (1985) 57 Ausreißer ermittelt werden.

Bei Verwendung des Ligamentdatensatzes von White und Panjabi (1990) zeigte sich, dass die Ligamente im Allgemeinen einen sehr kleinen ROM zulassen und das Modell somit sehr steif wirkt. Vor allem in Flexion, Extension sowie bei Lateralflexion können die von Heuer et al. (2007) vorgegebenen ROM fast durchweg nicht erreicht werden. Lediglich bei axialer Rotation liegen die simulierten Auslenkungen innerhalb, aber am unteren Ende des Fehlerintervalls. Es konnten 94 Ausreißer bestimmt werden.

Unter Verwendung des Datensatzes von Shirazi-Adl et al. (1986) zeigte sich bei Flexion und Extension ein ähnliches Bild, wie bei Chazal et al. (1985). Dennoch sind die Abweichungen bei Flexion tendenziell geringer. Auch bei Shirazi-Adl et al. (1986) ist der Einfluss der CL leicht zu erkennen, da auch hier mit dem Durchtrennen der CL die ROM deutlich erhöht wird. In Lateralflexion und axialer Rotation sind die Abweichungen von den Experimentdaten von Heuer et al. (2007), ebenso wie bei Chazal et al. (1985) geringer. Bei steigendem äußeren

Drehmoment wachsen im Gesamten auch die Abweichungen. Es wurden 45 Ausreißer ermittelt.

Unter Verwendung der Ligamentmodellierung von Rupp et al. (2015) ähneln die Ergebnisse sichtlich denen von Chazal et al. (1985). Dies entspricht durchaus den Erwartungen, da die Kraft-Dehnungs-Daten von Chazal et al. (1985) die Grundlage für die Berechnung der Ligamentkraft nach Rupp et al. (2015) bilden. Es wurden 47 Ausreißer gezählt.

Insgesamt zeigt sich jedoch, dass keiner der vorgestellten Datensätze das Experiment von Heuer et al. (2007) in allen Bewegungsrichtungen zufriedenstellend reproduzieren kann. Dies kann zum einen damit zusammenhängen, dass einige Ligamente, z.B. ALL, PLL, FL, ISL oder CL flächig am Wirbel angreifen (vgl. Schünke et al., 2014, 120 - 121), für die Modellierung aber auf lineare Verbindungen reduziert werden müssen, was zu leichten Variationen der Ligamentansatzpunkte führen kann.

Dies fällt auch bei der Betrachtung anderer Modelle der LWS auf.

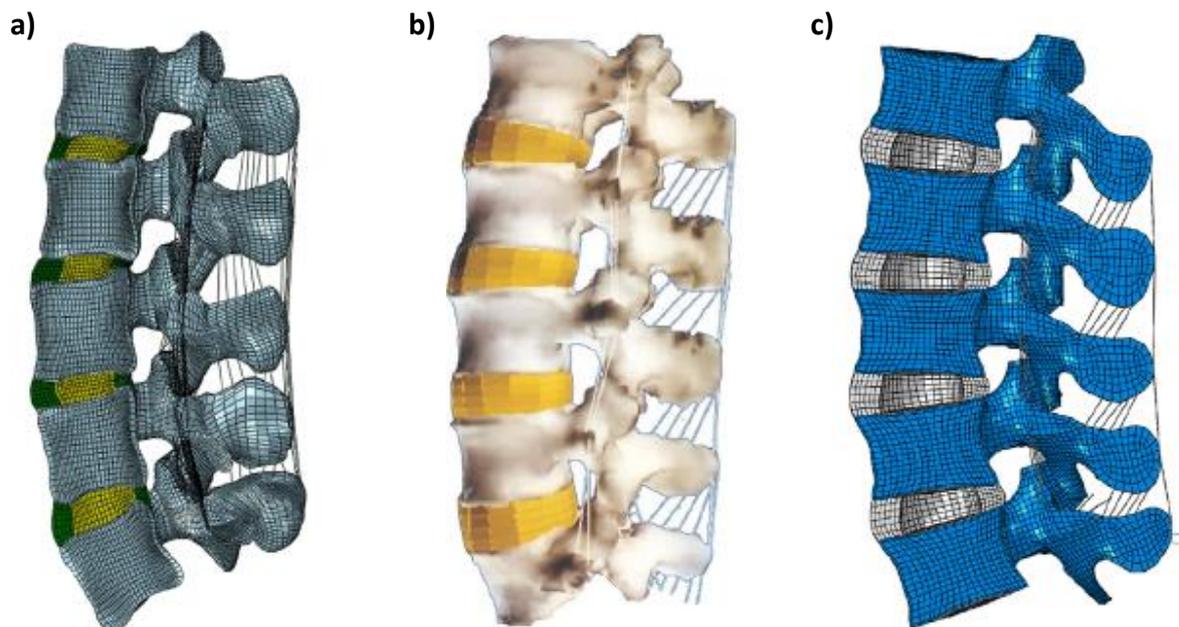


Abbildung 90 - Drei FE-Modelle der LWS: a) Puttlitz, Labus b) Shirazi-Adl c) Rohlmann, Zander (nach Dreischarf et al., 2014).

So verläuft das ISL bei Puttlitz und Labus deutlich vertikaler als bei Shirazi-Adl oder Rohlmann und Zander. Auch die Anzahl der verwendeten linearen Verbindungen, um ein Ligament darzustellen, kann voneinander abweichen.

Oft gründen die vorliegenden Kennlinien auf experimentellen Messungen, bei denen Ligamentstrukturen freipräpariert und anschließend untersucht wurden (vgl. Chazal et al., 1985). Dabei sollte beachtet werden, dass auch beim Sezieren einzelner Ligamentstrukturen

oft über die Grenzen eines Ligaments entschieden werden muss, da viele Ligamente miteinander verwachsen sind und demnach nicht eindeutig voneinander getrennt werden können (vgl. Klein und Sommerfeld, 2007, 128). Auch dieser Umstand kann mitunter die Variation der vorliegenden Ligamentdatensätze und die daraus folgenden uneinheitlichen Ergebnisse, die durch Simulation des Experiments von Heuer et al. (2007) gewonnen wurden, erklären.

Da das Ziel, einen Ligamentdatensatz zu finden, welcher das Experiment von Heuer et al. (2007) möglichst gut abbildet, mit den vorliegenden Datensätzen nicht erreicht werden konnte, wurde ein Datensatz unmittelbar aus dem Experiment generiert. Dafür wurde zu jedem vorgegebenen Drehmoment durch Iteration die nötige Ligamentkraft bestimmt, so dass die vorgegebene ROM bestmöglich erreicht wurde. Das Experiment wurde dafür rückwärts durchgeführt. In das gleiche Bewegungssegment L4-L5, das zunächst nur die ZWS enthielt, wurde im ersten Schritt das ALL hinzugefügt und die nötige Ligamentkraft iterativ bestimmt. Anschließend wurden die restlichen Ligamente entsprechend des Versuchsprotokolls rückwärts schrittweise integriert. Für jedes Ligament ergibt sich dadurch ein Polygonzug, welcher ebenfalls mittels eines Curve-Fits durch einen funktionellen Zusammenhang beschrieben werden kann. Die Ergebnisse der ROM sind ebenfalls in den Abbildungen 86-89 (Bezeichnung: Modell, Symbol: ●) aufgetragen. Es zeigt sich, dass der durch Iteration gewonnene Datensatz das Experiment von Heuer et al. (2007) im Gesamten am besten reproduzieren kann. Es wurden insgesamt lediglich 7 Ausreißer erfasst. Insbesondere im intakten Zustand zeigt dieser Datensatz, unabhängig vom äußeren Drehmoment, durchgängig die geringsten Abweichungen von den Versuchsdaten.

Im Folgenden sind wieder zuerst die berechneten Parameter dargestellt und anschließend der Vergleich zwischen Polygonzug und dem errechneten funktionellen Zusammenhang. Die Funktion [23] wird dafür leicht modifiziert, da FL und SSL besondere Charakteristiken aufweisen, die nun erläutert werden. Der Fall $\mu = \tau = 1$ entspricht dabei Funktion [23].

$$F_{Feder}^{Lig}(\varepsilon) = a \cdot \ln\left(\mu \cdot e^{\frac{\tau \cdot \varepsilon + b}{d}} + 1\right) + c \quad (\mu = -1 \text{ für } FL, \text{sonst } \mu = 1; \quad [35]$$

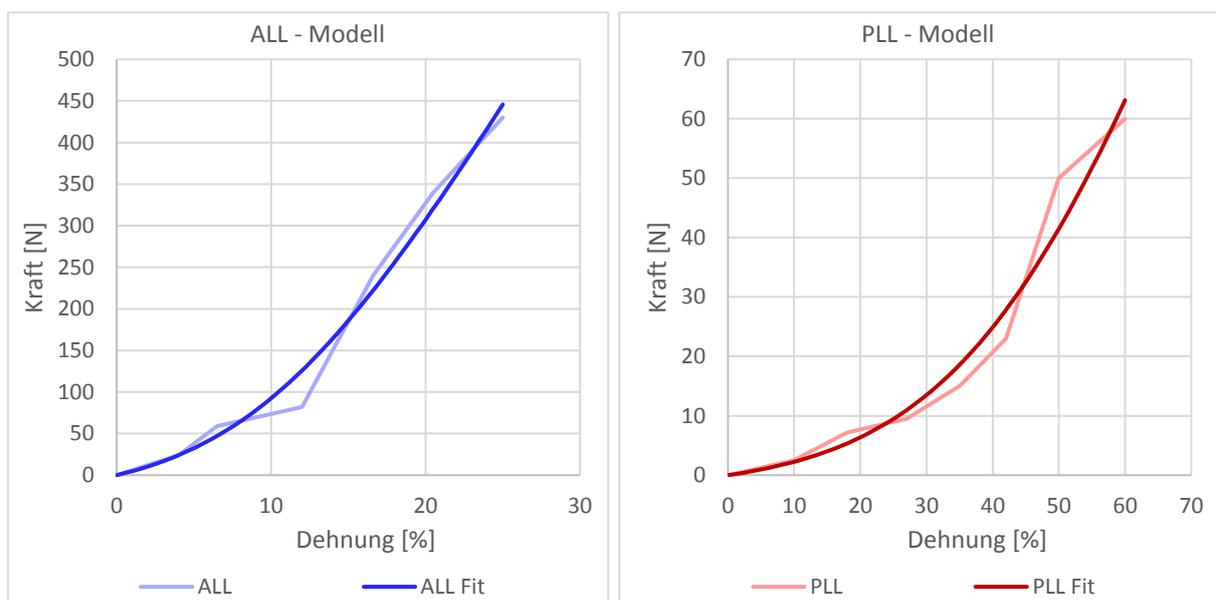
$$\tau = -1 \text{ für } \textit{neg. Ast des SSL}, \text{sonst } \tau = 1)$$

Robertson et al. (2013) zeigten, dass das SSL eine negative Vordehnung besitzt und demnach in der Lage ist, Druckkräfte zu entfalten. Der Effekt ist ebenfalls im Experiment von Heuer et al. (2007) identifizierbar, da der Lordosewinkel ohne äußeres Drehmoment nach dem Durchtrennen des SSL größer wird. Um diesen Effekt zu berücksichtigen, wurde die Funktion

[23] entsprechend angepasst. So kann die Abweichung zwischen den Versuchsdaten und den Simulationsergebnissen des intakten Bewegungssegments in Extension minimiert werden. Die Versuchsdaten von Heuer et al. (2007) zeigen des Weiteren eine große Änderung des Lordosewinkels nach dem Entfernen der Arcusbögen, wenn kein Drehmoment aufgebracht wird. Heuer et al. (2007) erklären diesen Effekt mit einer Verschiebung des Massenmittelpunkts bei Entfernung der posterioren Strukturen. Dieser Effekt konnte mittels Simulation nicht nachvollzogen werden, da eine geringe Verschiebung des Massenmittelpunktes zwar gegeben ist, diese aber kaum Auswirkungen auf die ROM hat. Dementsprechend müssen Ligamentstrukturen, die bei umgekehrtem Ablauf des Experiments, also dem schrittweisen Einfügen von Strukturen, im Wesentlichen nach dem Ergänzen der Arcusbögen, diesen Effekt ausgleichen. So kann der untypische Kurvenverlauf des FL erklärt werden.

Modell	a	b	c	d
ALL	173,5267	-10,0627	-26,8196	5,6250
PLL	48,1212	-43,9719	-2,4997	15,0000
FL	47,1073	4,2096	54,8454	-11,2500
CL	99531,6738	-2424,5362	-377,1675	435,0000
ISL	0,4517	-3,5024	0,0000	0,0241
SSL	1,2184	-22,9690	0,0000	1,3685
ITL	1,2184	-22,9690	0,0000	1,3685
SSL neg	-50,4905	-36,0014	-0,0245	4,7184

Tabelle 9 - Mittels Curve-Fitting berechnete Parameter basierend auf den ROM Daten von Heuer et al. (2007).



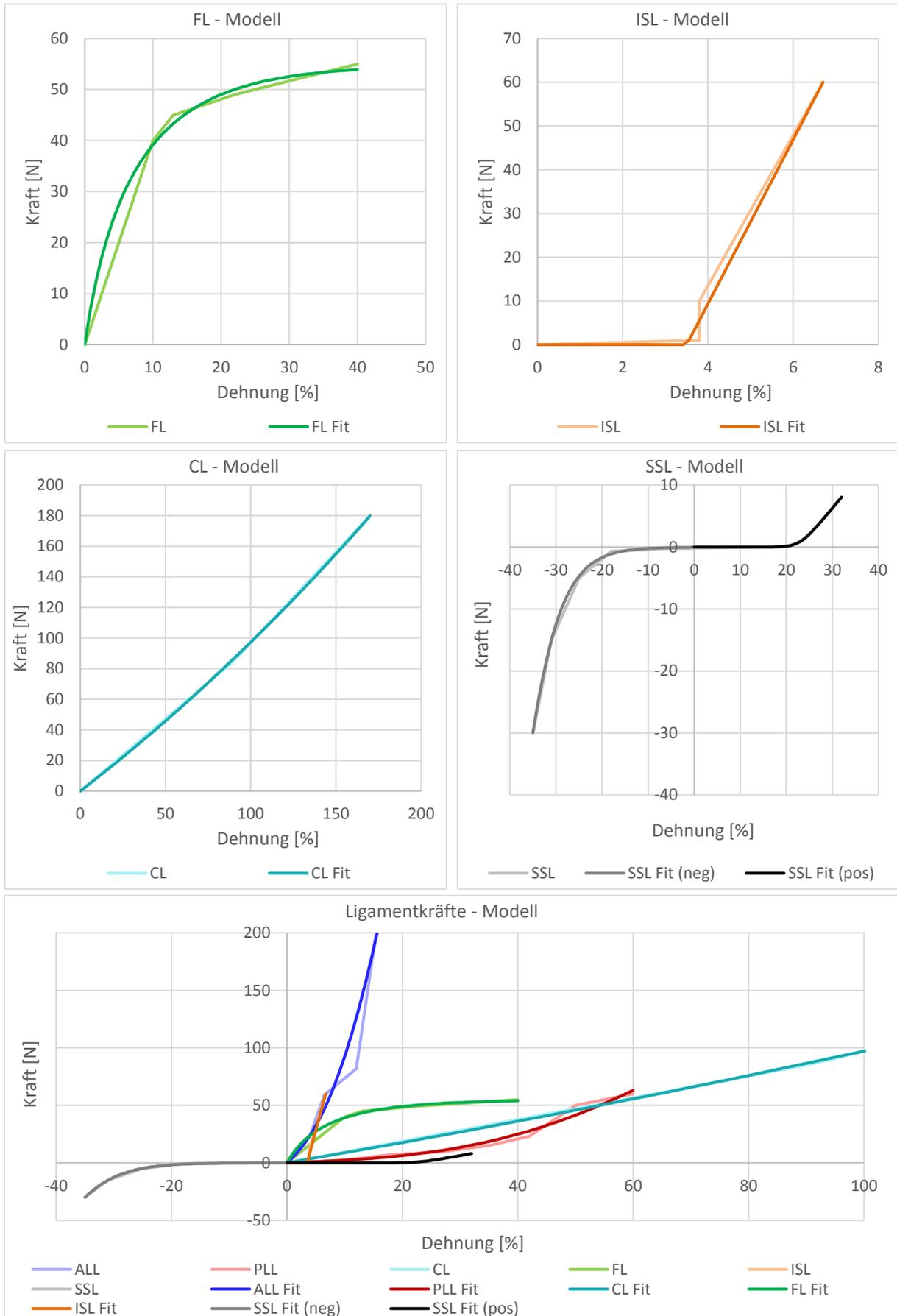


Abbildung 91 - Vergleich der Ligamentkräfte, die aus dem Experiment von Heuer et al. (2007) extrahiert wurden, zwischen den Polygonzügen und berechneten Funktionen.

Mit dem eigens erzeugten Datensatz von Ligamenten konnte das Experiment von Heuer et al. (2007) genauer nachsimuliert werden, als mit den vorgestellten Datensätzen aus der Literatur. Mögliche Gründe dafür wurden bereits diskutiert. Es schließt sich jedoch nun die Frage an, ob der eigens generierte Datensatz auch in einem weiteren unabhängigen Experiment auf gleiche Weise überzeugen kann.

Daher wurde ein zweites Experiment simuliert, so dass die Datensätze erneut verglichen werden konnten. Dafür eignete sich ein in-vitro Experiment von Wilke et al. (1995, 1996), in dem 7 menschliche LWS (L2 bis Sakrum), die ein durchschnittliches Alter von 47 Jahren aufwiesen, ebenfalls in einem Spine-Tester untersucht wurden. Wilke et al. (1996) maßen den IDP der ZWS des Segments L4-L5. Zusätzlich wurde von Wilke et al. (1995) die ROM dieses Segments erfasst. Das Sektionsgut wurde zuerst ohne äußere Belastung getestet und anschließend mit äußeren Drehmomenten von $\pm 3,75$ Nm belastet, so dass Bewegungen innerhalb der drei anatomischen Ebenen ausgeführt wurden.

Des Weiteren wurden Muskelzüge in Form von Drahtseilen eingefügt. Jede Muskelgruppe bestand aus zwei Muskelzügen. Eine Muskelgruppe wurde aktiviert, indem jeweils eine Kraft von 80 N pro Paar aufgebracht wurde. Die Richtungen, in die die Drahtseile gespannt waren, wurden von Wilke et al. (1996) mittels Winkelpaaren angegeben und konnten folglich adäquat modelliert werden. Zusätzlich zur konstant wirkenden Muskelkraft wurde dann jeweils das äußere Drehmoment $\pm 3,75$ Nm auf L2 aufgebracht, während das Sakrum fixiert war. Im ersten Schritt wurde keine Muskelkraft simuliert, in jedem weiteren Schritt wurde jeweils eine Muskelgruppe (s. Abbildung 92) aktiviert und im letzten Schritt alle Muskeln gemeinsam. In den folgenden Diagrammen beschreibt jeweils die erste Säule in einer Gruppe die in-vitro Daten von Wilke et al. (1996). Diese sind als Dataset 2 (DS2) gekennzeichnet. Fehlerintervalle

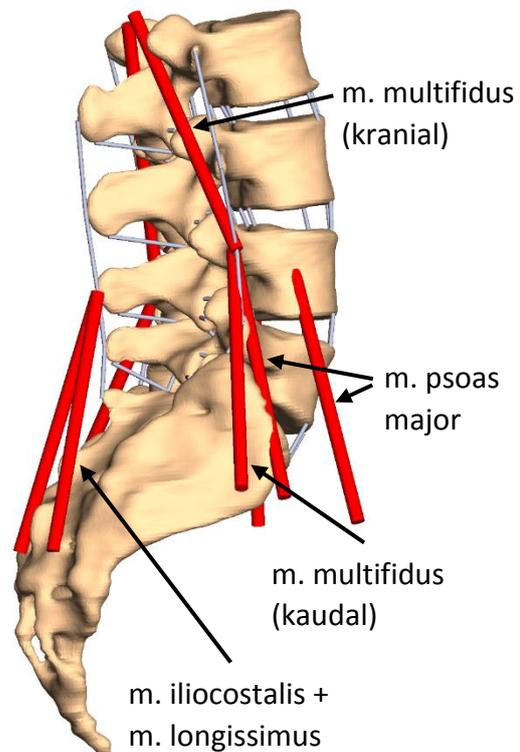


Abbildung 92 – LWS-Modell (L2-SA) zur Simulation des in-vitro Experiments von Wilke et al. (1995, 1996). Anzahl, Kraft und Richtung der Muskelzüge wurden von Wilke et al. (1996) übernommen.

zeigen zudem die jeweilige Standardabweichung. Die folgenden Säulen einer Gruppe zeigen die durch Simulation berechneten IDP des Bewegungssegments L4-L5 unter Verwendung der verschiedenen Ligamentdatensätze. Da durch MBS-Modellierung lediglich der sogenannte mean-stress s berechnet werden kann, muss dieser in den IDP umgerechnet werden. Der mean-stress s berechnet sich als Quotient aus der Belastung F^{ZWS} und der Deckfläche CSA des Wirbelkörpers durch $s = \frac{F^{ZWS}}{CSA}$ (vgl. Brinckmann und Grootenboer, 1991). Brinckmann und Grootenboer (1991) untersuchten diesen Zusammenhang und bestimmten folgende Beziehung:

$$IDP = (1,68 \pm 0,15) \cdot s \quad [36]$$

Dieser Zusammenhang kann durch Nachemson (1960, 71) bestätigt werden, der 1,5 als Umrechnungsfaktor nennt. Dreischarf et al. (2013) untersuchten den umgekehrten Zusammenhang an einem FE-Model, indem sie aus dem IDP den mean-stress s bestimmten. Für die Umrechnung wählten diese das Intervall 0,55 – 0,77. Das Intervall der Reziproken 1,3 – 1,82 bestätigt wiederum die Funktion [36] von Brinckmann und Grootenboer (1991). Mithilfe der Funktion [36] kann demnach der IDP in MBS-Modellen berechnet werden. Neben dem Simulationsergebnis wird auch die obere und untere Intervallgrenze eingezeichnet.

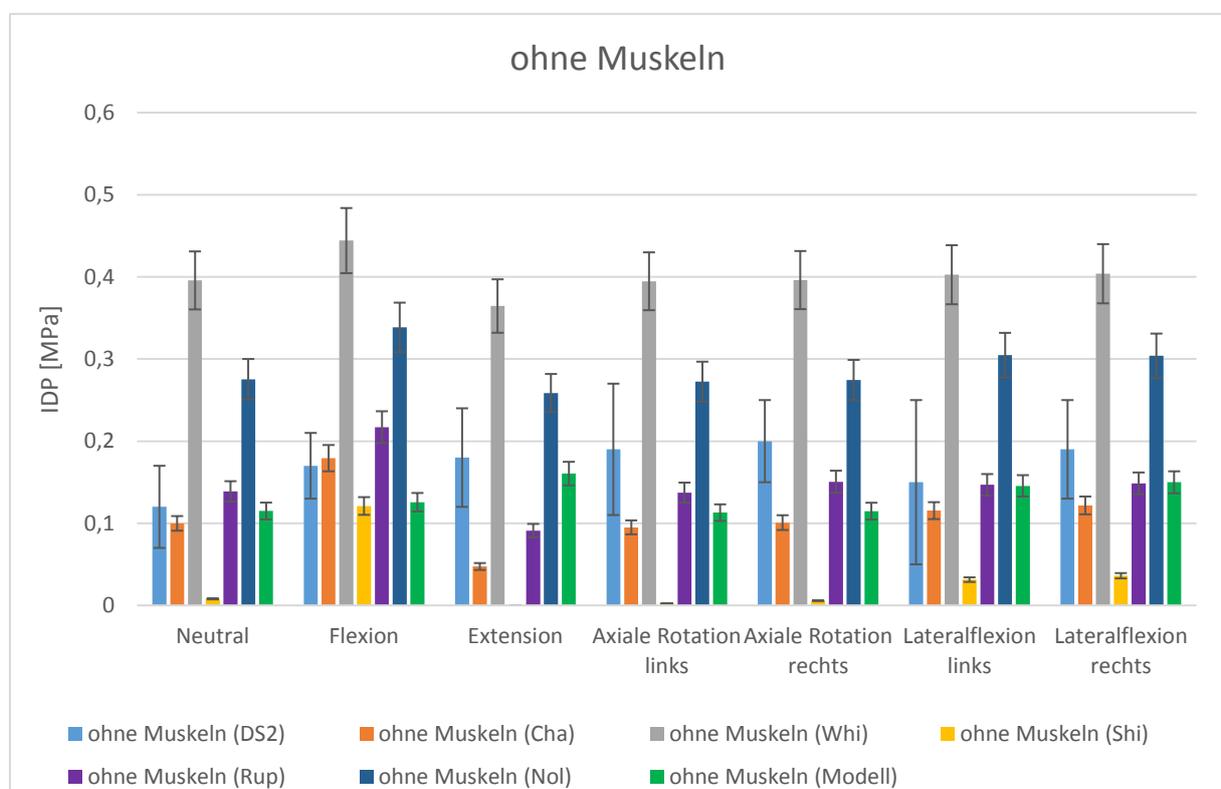


Abbildung 93 - Vergleich der in-vitro Versuchsergebnisse von Wilke et al. (1996) mit den Simulationsergebnissen unter Verwendung verschiedener Ligamentdatensätze und ohne Muskelkraft. DS2: Wilke et al. (1996); Cha: Chazal et al. (1985); Whi: White und Panjabi (1990); Shi: Shirazi-Adl et al. (1986); Rup: Rupp et al. (2015); Nol: Nolte et al. (1990)

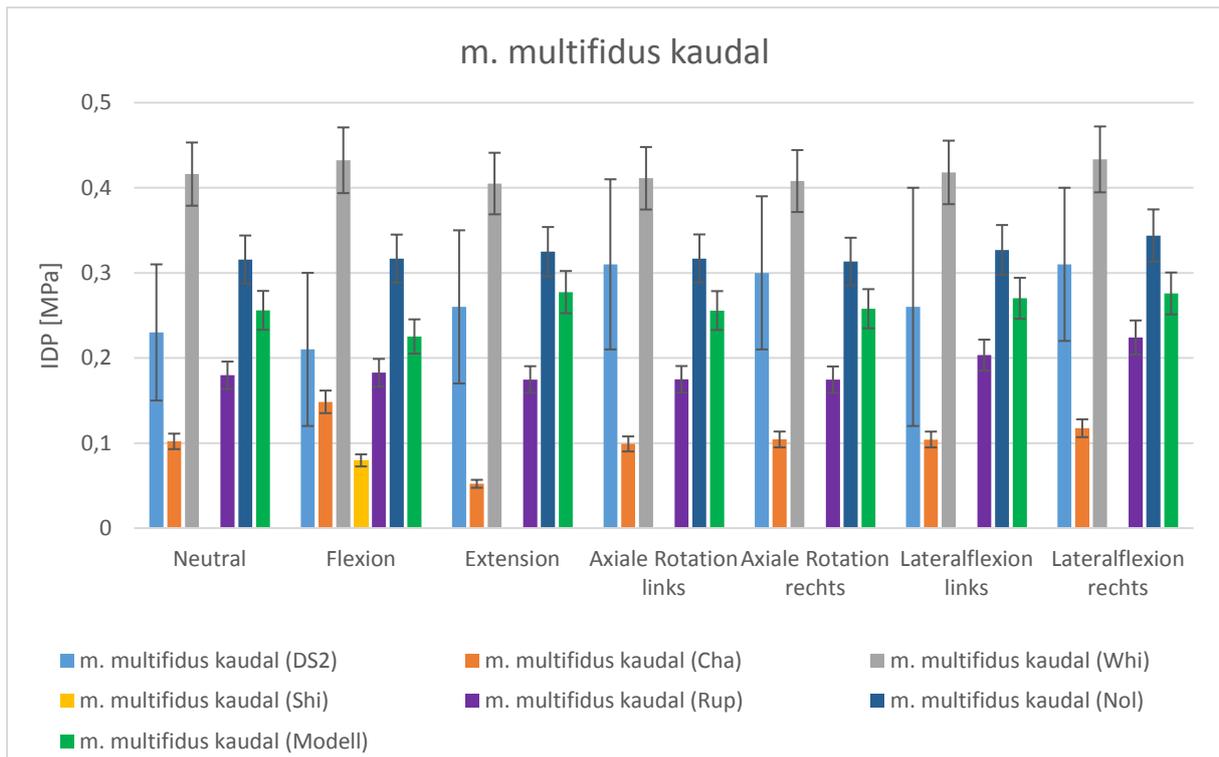


Abbildung 94 - Vergleich der in-vitro Versuchsergebnisse von Wilke et al. (1996) mit den Simulationsergebnissen unter Verwendung verschiedener Ligamentdatensätze mit aktiviertem m. multifidus in kaudale Richtung. DS2: Wilke et al. (1996); Cha: Chazal et al. (1985); Whi: White und Panjabi (1990); Shi: Shirazi-Adl et al. (1986); Rup: Rupp et al. (2015); Nol: Nolte et al. (1990)

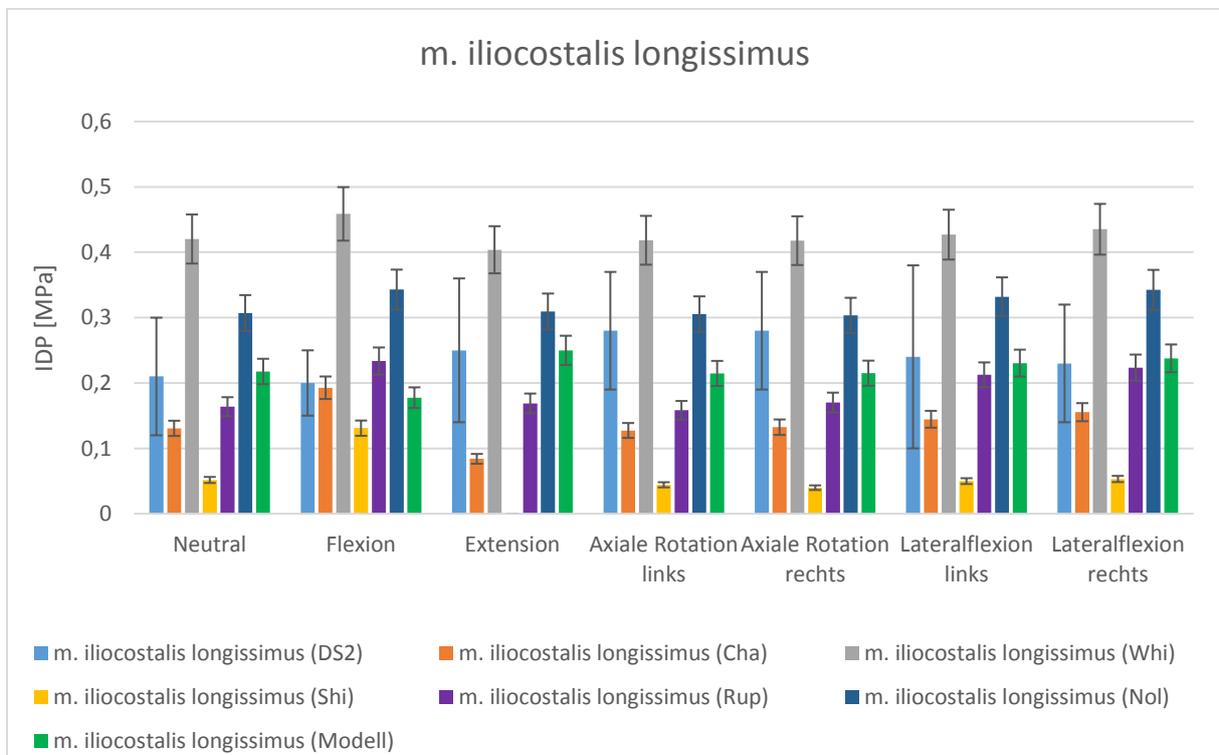


Abbildung 95 - Vergleich der in-vitro Versuchsergebnisse von Wilke et al. (1996) mit den Simulationsergebnissen unter Verwendung verschiedener Ligamentdatensätze mit aktiviertem m. iliocostalis longissimus. DS2: Wilke et al. (1996); Cha: Chazal et al. (1985); Whi: White und Panjabi (1990); Shi: Shirazi-Adl et al. (1986); Rup: Rupp et al. (2015); Nol: Nolte et al. (1990)

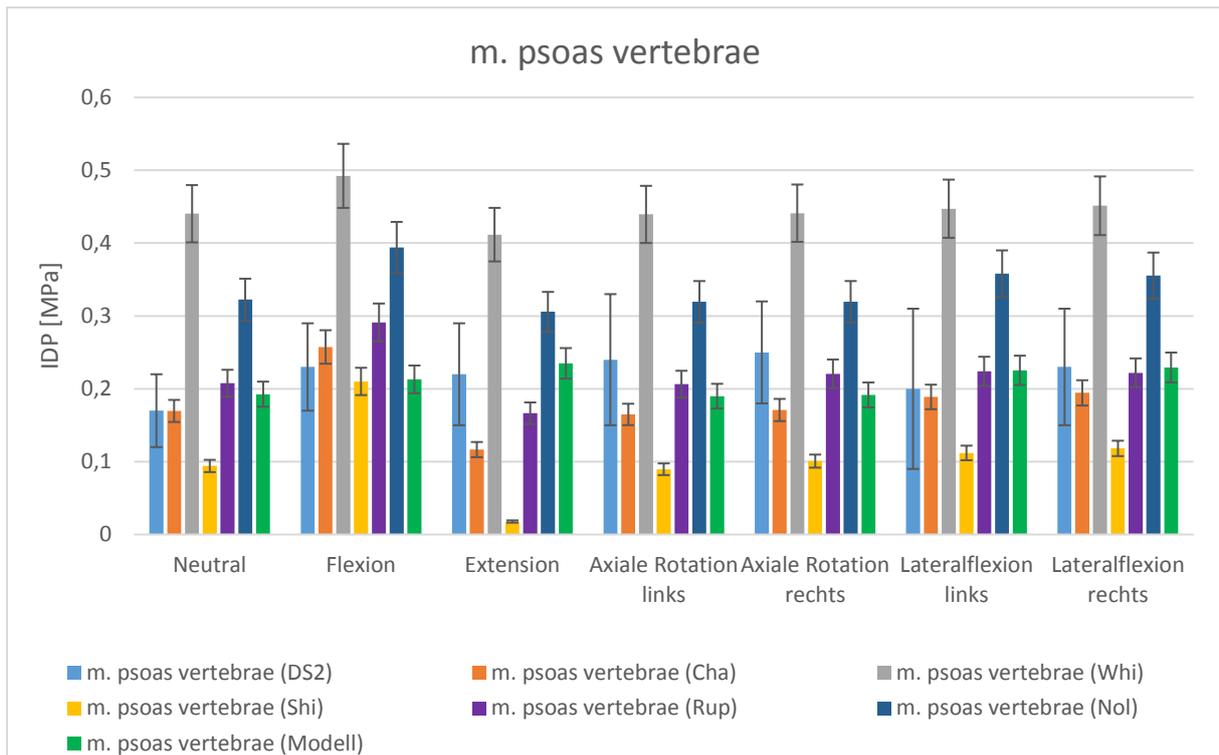


Abbildung 96 - Vergleich der in-vitro Versuchsergebnisse von Wilke et al. (1996) mit den Simulationsergebnissen unter Verwendung verschiedener Ligamentdatensätze mit aktiviertem m. psoas vertebrae. DS2: Wilke et al. (1996); Cha: Chazal et al. (1985); Whi: White und Panjabi (1990); Shi: Shirazi-Adl et al. (1986); Rup: Rupp et al. (2015); Nol: Nolte et al. (1990)

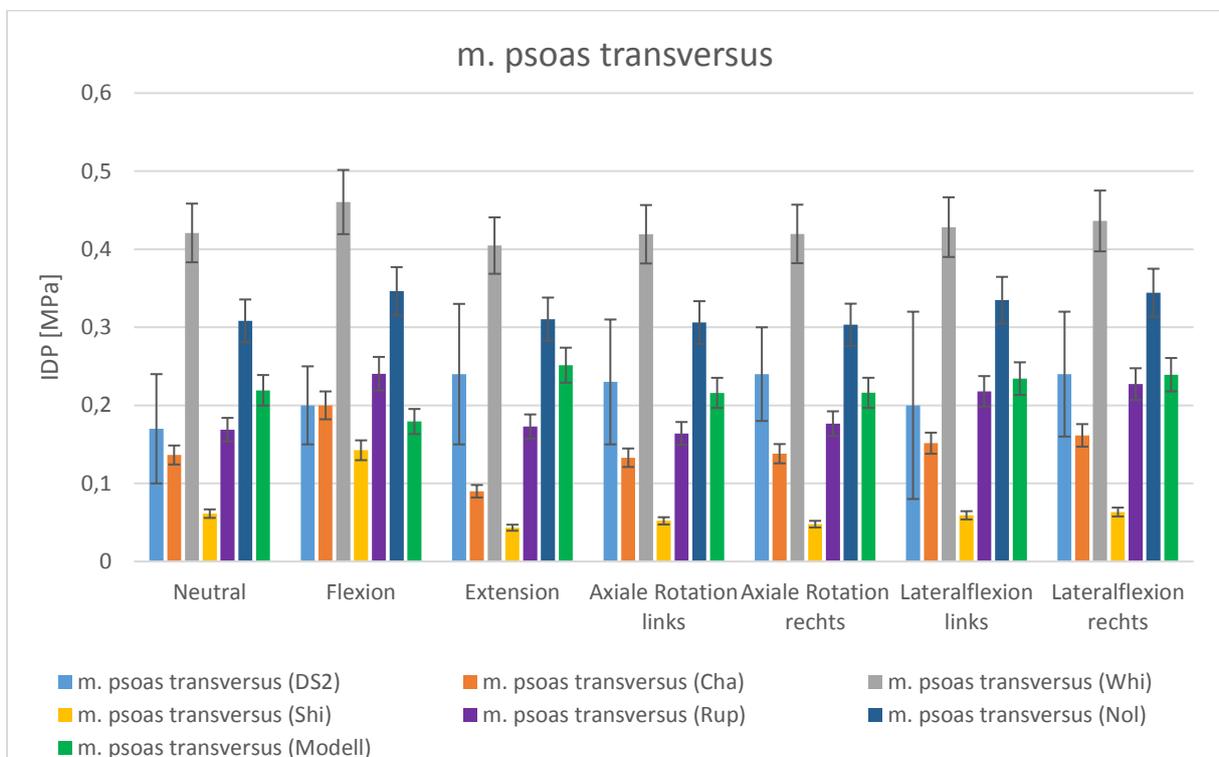


Abbildung 97 - Vergleich der in-vitro Versuchsergebnisse von Wilke et al. (1996) mit den Simulationsergebnissen unter Verwendung verschiedener Ligamentdatensätze mit aktiviertem m. psoas transversus. DS2: Wilke et al. (1996); Cha: Chazal et al. (1985); Whi: White und Panjabi (1990); Shi: Shirazi-Adl et al. (1986); Rup: Rupp et al. (2015); Nol: Nolte et al. (1990)

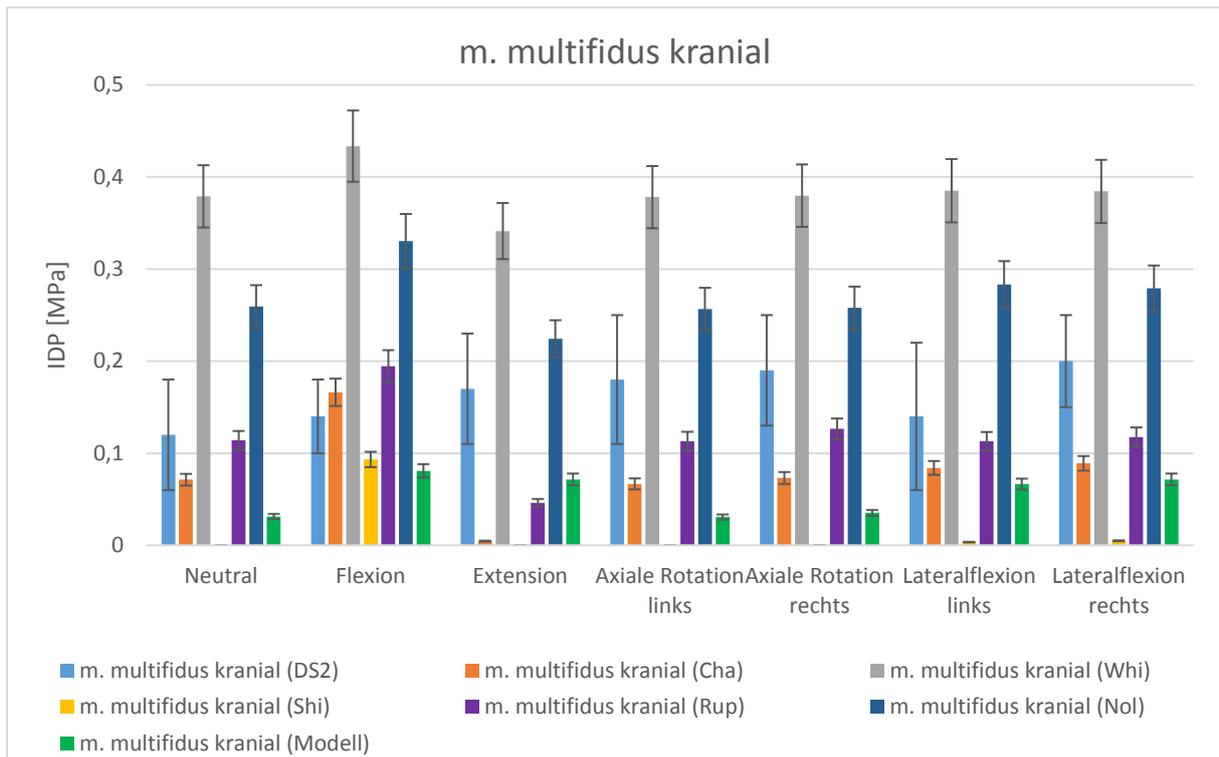


Abbildung 98 - Vergleich der in-vitro Versuchsergebnisse von Wilke et al. (1996) mit den Simulationsergebnissen unter Verwendung verschiedener Ligamentdatensätze mit aktiviertem m. multifidus in kraniale Richtung. DS2: Wilke et al. (1996); Cha: Chazal et al. (1985); Whi: White und Panjabi (1990); Shi: Shirazi-Adl et al. (1986); Rup: Rupp et al. (2015); Nol: Nolte et al. (1990)

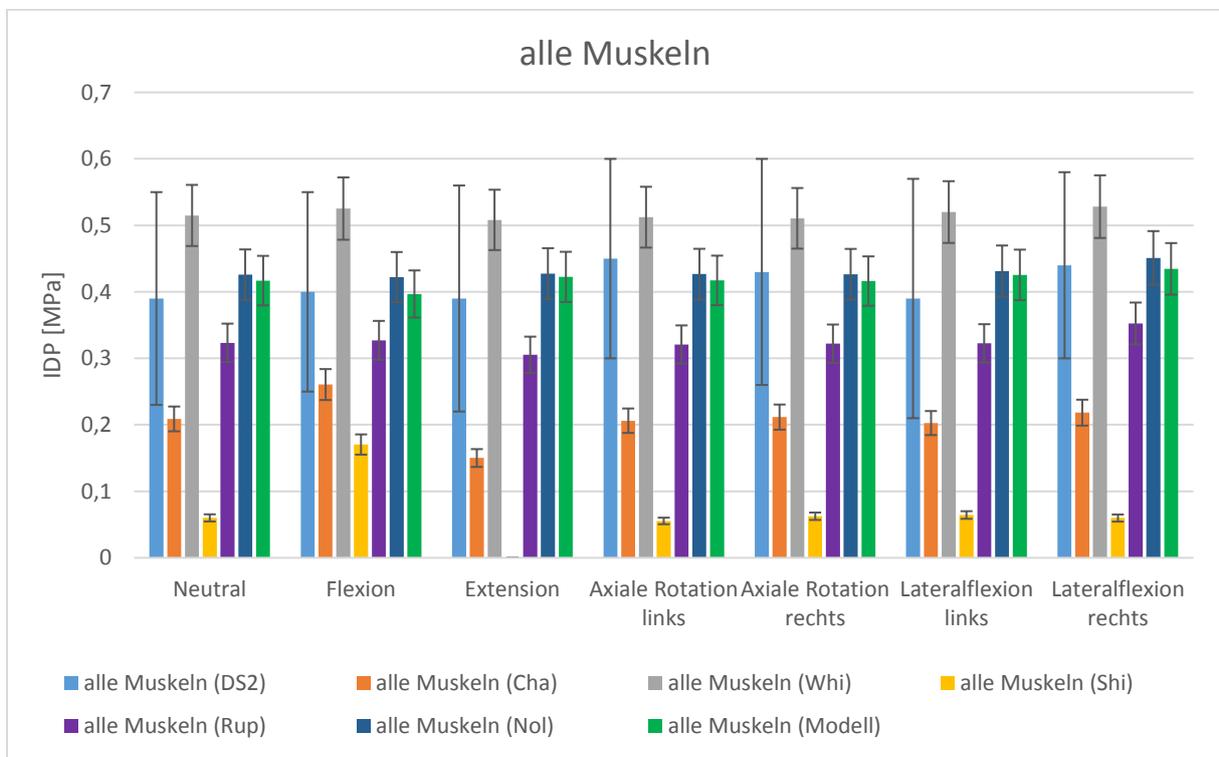


Abbildung 99 - Vergleich der in-vitro Versuchsergebnisse von Wilke et al. (1996) mit den Simulationsergebnissen unter Verwendung verschiedener Ligamentdatensätze mit allen aktivierten Muskeln. DS2: Wilke et al. (1996); Cha: Chazal et al. (1985); Whi: White und Panjabi (1990); Shi: Shirazi-Adl et al. (1986); Rup: Rupp et al. (2015); Nol: Nolte et al. (1990)

Insgesamt zeigte sich, dass der eigens aus dem Stepwise Reduction Experiment von Heuer et al. (2007) entwickelte Ligamentdatensatz (Modell) auch in diesem Experiment die geringsten Abweichungen zwischen den experimentell ermittelten Daten von Wilke et al. (1996) und den Simulationsergebnissen aufweist, denn es wurden insgesamt lediglich 8 Ausreißer ermittelt. Unter Verwendung der Ligamentkennlinien von Shirazi-Adl et al. (1986) wurden hingegen die meisten Ausreißer (47) gezählt. Der IDP ist in der Simulation meistens zu gering. Dies kann auf den Kurvenverlauf der Kennlinien zurückgeführt werden, da diese bei geringen Dehnungen sehr wenig Kraft erzeugen. Somit hat die Vorspannung in den Ligamenten weniger Auswirkung, was zu reduzierten Kräften in der ZWS führt. Daraus resultiert wiederum ein Abfall des IDP. Weniger Ausreißer (41) konnten mit dem Datensatz von White und Panjabi (1990) ermittelt werden. Hier ist der IDP allerdings häufig zu hoch, was wiederum auf die Kennlinien zurückgeführt werden kann, die auch bei geringen Dehnungen schon große Kräfte produzieren und somit den IDP erhöhen. Noch weniger Ausreißer (28) wurden mithilfe der Kennlinien von Chazal et al. (1985) erreicht. Die Druckwerte sind zwar häufig zu gering, liegen aber oft noch oberhalb der unteren Intervallgrenze und somit innerhalb des vorgegebenen Fehlerintervalls. Mit den Kennlinien von Nolte et al. (1990) wurden noch 27 Ausreißer ermittelt. Unter Verwendung der Ligamentmodellierung von Rupp et al. (2015) wurden nur noch 11 Ausreißer gezählt.

Folglich kann zusammenfassend festgehalten werden, dass die Ligamentkennlinien unmittelbar Auswirkung auf den IDP aufgrund ihres Verlaufs und ihrer Vorspannung haben. Neben dem IDP kann auch die ROM des Segments L4-L5 unter Verwendung der verschiedenen Ligamentdatensätze miteinander verglichen werden, da diese von Wilke et al. (1995) ebenfalls aufgezeichnet wurde. Im folgenden Diagramm (s. Abbildung 100) beschreiben die Säulen die Mittelwerte der experimentell ermittelten ROM von Wilke et al. (1995). Sie wurden als Dataset 3 (DS3) bezeichnet. Anhand der Fehlerintervalle sind die minimalen und maximalen Auslenkungen dargestellt. Mithilfe von Symbolen sind die Simulationsergebnisse aufgetragen.

Vergleich der Bewegungsfreiheiten des Segments L4-L5 unter Verwendung verschiedener Ligamentdatensätze

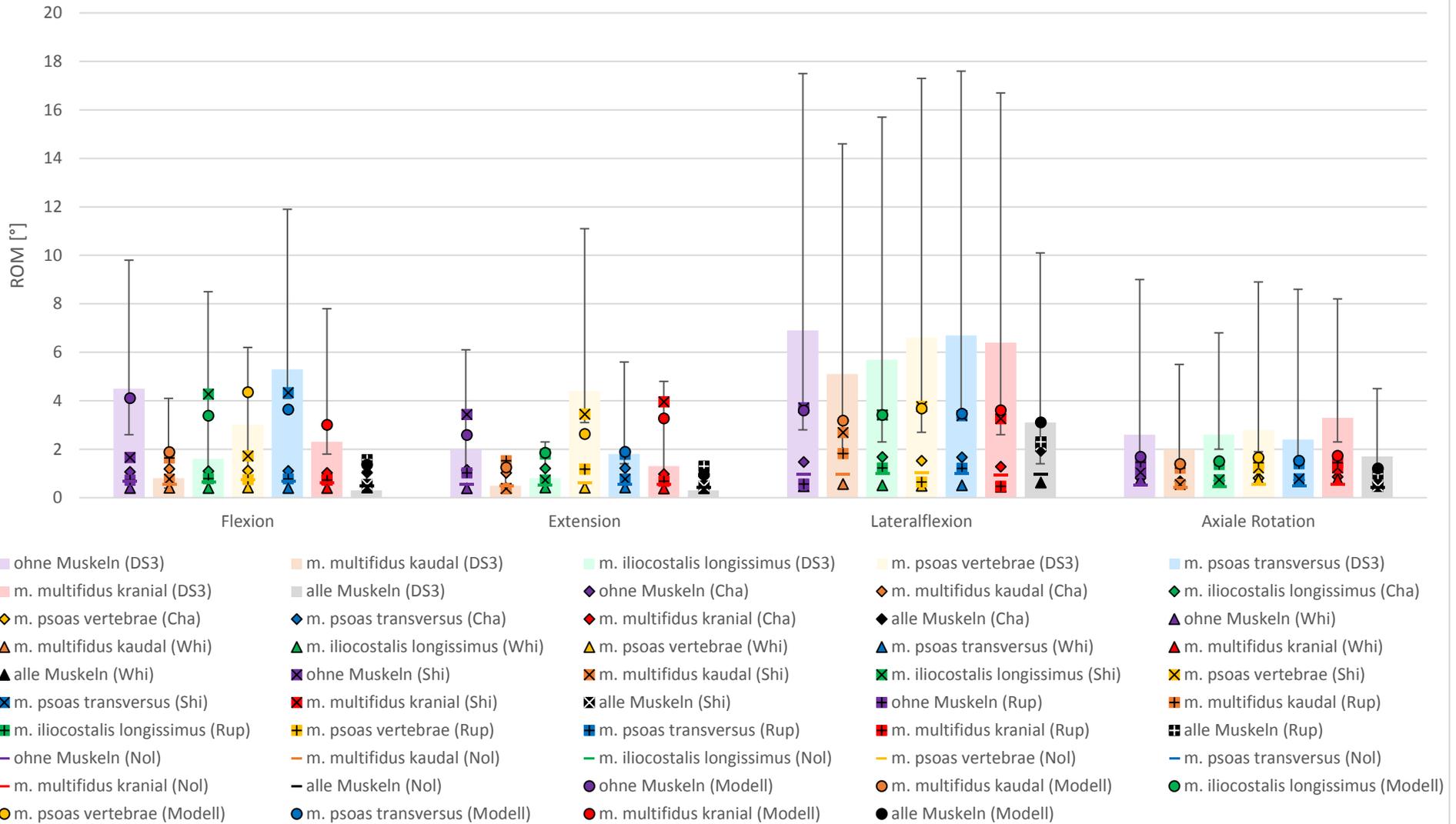


Abbildung 100 - Vergleich der ROM des Segments L4-L5 zwischen den in-vitro Daten von Wilke et al. (1995) und den Simulationsergebnissen unter Verwendung verschiedener Ligamentdatensätze.

Im Gegensatz zum IDP zeigen die Ergebnisse der ROM ein deutlich unübersichtlicheres Bild. Auf den ersten Blick ist jedoch zu sehen, dass der Datensatz von White und Panjabi (1990) deutlich zu wenig Bewegung zulässt, so dass die per Simulation ermittelte ROM unabhängig von der jeweiligen Bewegungsrichtung meistens nicht innerhalb des Fehlerintervalls liegt.

Eine durchweg etwas größere Auslenkung konnte mit den Kennlinien von Chazal et al. (1985) erreicht werden, so dass die simulierten Auslenkungen zumindest teilweise innerhalb des gegebenen Fehlerintervalls liegen. Lediglich bei Lateralflexion sowie bei axialer Rotation werden erneut sichtlich zu geringe Auslenkungen erreicht.

Bei Flexion, Extension und vor allem bei Lateralflexion konnten die Kennlinien von Shirazi-Adl et al. (1986) überzeugen. Lediglich bei axialer Rotation liegen die simulierten Auslenkungen durchweg unterhalb des jeweiligen Fehlerintervalls. Das Modell weist also in diesem Fall um die Longitudinalachse eine zu geringe ROM auf.

Unter Verwendung der Ligamentmodellierung von Rupp et al. (2015) wurden bei Flexion, Lateralflexion und axialer Rotation zu geringe Auslenkungen erreicht. Bei Extension liegen hingegen einige Simulationen auch innerhalb des Fehlerintervalls.

Mithilfe der eigens ermittelten Kennlinien (Modell) können bei Flexion, Extension und vor allem bei Lateralflexion Auslenkungen bestimmt werden, die häufig innerhalb der entsprechenden Fehlerintervalle liegen. Bei axialer Rotation lassen diese jedoch ebenfalls eine zu geringe ROM zu, so dass die simulierten Auslenkungen meist minimal unterhalb der jeweiligen unteren Intervallgrenze liegen.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die Kennlinien, die aktuell in der Literatur existieren, teilweise sehr stark voneinander abweichen (vgl. Naserkhaki et al., 2018), was, wie zuvor aufgezeigt, wiederum deutliche Auswirkungen auf die Beweglichkeit des Modells hat. Aber nicht nur die Kennlinien, sondern auch die gewählten Ansatzpunkte können individuell variieren. Daher erscheint es unumgänglich, einen Ligamentdatensatz auf das jeweilige Modell anzupassen. Dafür eignen sich insbesondere experimentelle Untersuchungen, wie das Experiment von Heuer et al. (2007), die kleinschrittig nachsimuliert werden können.

5.4 Modellierung der Muskulatur

Zur biomechanischen Modellierung der Muskulatur im LWS-Modell wird ein Hill'sches Muskelmodell verwendet (vgl. Günther, 1997; Häufle et al., 2014). Das Modell reduziert einen dreidimensionalen Muskel auf ein eindimensionales masseloses Kraftelement, welches an zwei Angriffspunkten am Knochen inseriert. Insgesamt besteht das Modell aus vier Elementen (s. Abbildung 101). Die Muskelfasern (kontraktilen Element, CE) sind von Bindegewebe (parallelelastisches Element, PEE) umgeben und inserieren mittels viskoelastischer Sehnen (seriell elastisches Element und Dämpfungselement, SEE und SDE) am Knochen. Die Länge eines Elements wird durch $l_{element}$ beschrieben, die Verkürzungs- und Dehnungsgeschwindigkeit durch $\dot{l}_{element}$. Die Muszellänge l_{MTC} setzt sich aus der Länge des kontraktilen Elements (l_{CE}) und des seriell elastischen Elements (l_{SEE}) zusammen. Die Länge des parallel elastischen Elements (l_{PEE}) entspricht der Länge des kontraktilen Elements (l_{CE}). Stimuliert wird der Muskel mithilfe einer von der Zeit t abhängigen Funktion $\mu(t) \in [0; 1]$, welche die Calciumionenkonzentration reguliert. Aufgrund dieser bilden die Filamente Aktin und Myosin Querverbindungen, was als Aktivierung q interpretiert werden kann. Dies führt letztendlich zur Kontraktion der Muskelfasern und somit zur Krafterzeugung F_{MTC} . (vgl. Häufle et al., 2014) Das serielle Dämpfungselement (SDE) wurde von Günther et al. (2007) eingeführt.

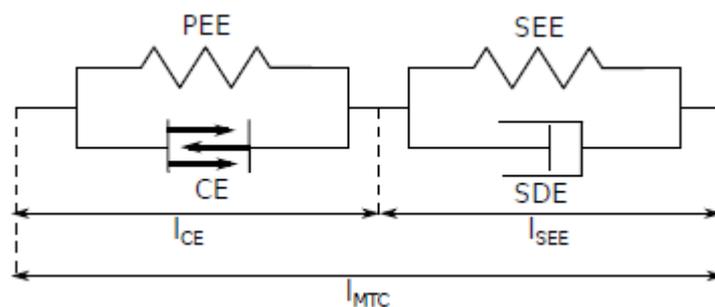


Abbildung 101 - Schema des Hill'schen Muskelmodells. Dieses besteht aus dem kontraktilen Element (CE), dem parallel elastischen Element (PEE) und dem seriell elastischen Element (SEE) sowie dem seriellen Dämpfungselement (SDE) (Häufle et al., 2014).

Häufle et al. (2014) beschreiben das nachfolgende Kräftegleichgewicht, welches durch die vier Muskelemente (CE, PEE, SEE und SDE) erfüllt wird.

$$F_{MTC} = F_{CE}(l_{CE}, \dot{l}_{CE}, q) + F_{PEE}(l_{CE}) = F_{SEE}(l_{CE}, l_{MTC}) + F_{SDE}(l_{CE}, \dot{l}_{CE}, \dot{l}_{MTC}, q) \quad [37]$$

Die beiden elastischen Elemente (SEE und PEE) wurden als Federn modelliert. Während die Kraft-Längen-Kurve des SEE zu Beginn einer Dehnung einen nichtlinearen Verlauf besitzt, der bei zunehmender Dehnung jedoch in einen linearen Verlauf übergeht, verhält sich der Kurvenverlauf des PEE durchgehend nichtlinear (vgl. Günther et al., 2007). Die Kraft-Längen-

Kurve des kontraktiven Elements (CE) wird durch zwei Exponentialfunktionen und die Kraft-Geschwindigkeits-Kurve durch zwei hyperbolische Funktionen beschrieben (vgl. Häufle et al., 2014). Zur Aktivierung q der Muskulatur wird die Hatz'sche Aktivierungsdynamik (vgl. Hatze, 1981, 39-40; Rockenfeller et al., 2015) verwendet, die von Rockenfeller und Günther (2018) verbessert wurde. Durch γ wird dabei die Calciumionenkonzentration beschrieben.

$$\dot{\gamma} = m_{const} \cdot (\mu - \gamma) \quad [38]$$

$$q = \frac{q_0 + (\rho_{l_{CE}} \cdot \gamma)^{v_q}}{1 + (\rho_{l_{CE}} \cdot \gamma)^{v_q}} \quad \text{mit} \quad \rho_{l_{CE}} = \rho_c \cdot \frac{l_{CE}}{l_{CE_{opt}}} \quad [39]$$

Durch die in Tabelle 10 und Tabelle 11 aufgelisteten Parameter wird die Kraftentwicklung eines Muskelzugs bestimmt. Aufgrund des deutlichen Einflusses auf die Muskelkraft wurden die Maximalkraft F_{max} und die optimale Länge des kontraktiven Elements $l_{CE_{opt}}$ sowie die Ruhelänge des seriell elastischen Elements l_{SEE_0} an jeden Muskel entsprechend angepasst und charakterisieren diesen somit. Die nötigen Parameter entstammen der Literatur zur Muskelmodellierung, wobei die Parameter aus Tabelle 10 unverändert bleiben, während die Parameter aus Tabelle 11 an den jeweils im Computermodell verwendeten Muskel angepasst werden.

Parameter	Wert	Literatur
$v_{CE_{des}}$	2,03	vgl. Rockenfeller, Günther (2018)
ΔW_{des}	0,38	vgl. Rockenfeller, Günther (2018)
$v_{CE_{asc}}$	2,99	vgl. Rockenfeller, Günther (2018)
ΔW_{asc}	0,25	vgl. Rockenfeller, Günther (2018)
A_{rel_0}	0,1	vgl. Günther et al. (2007)
B_{rel_0}	1,0	vgl. Günther et al. (2007)
F_e	1,8	vgl. Günther et al. (2007)
S_e	2,0	vgl. Günther et al. (2007)
\mathcal{L}_{PEE_0}	0,9	vgl. Günther et al. (2007)
v_{PEE}	2,5	vgl. Günther et al. (2007)
F_{PEE}	1,0	vgl. Günther et al. (2007)
$\Delta U_{SEE_{nll}}$	0,0425	vgl. Mörl et al. (2012)
ΔU_{SEE_l}	0,017	vgl. Mörl et al. (2012)
q_0	0,005	vgl. Rockenfeller, Günther (2016)
D_{SEE}	0,3	vgl. Rockenfeller, Günther (2016)
R_{SEE}	0,01	vgl. Rockenfeller, Günther (2016)
m_{const}	≈ 25	vgl. Rockenfeller, Günther (2016)
v_q	≈ 3	vgl. Rockenfeller, Günther (2018)
ρ_c	≈ 6	vgl. Rockenfeller, Günther (2018)

Tabelle 10 - Fixe Muskelparameter des Hill'schen Muskelmodells.

Parameter	Wert	Literatur
F_{max}		muskelspezifisch, s. Tabelle 13
ΔF_{SEE_0}	$40\% \cdot F_{max}$	Annahme
$l_{CE_{opt}}$		muskelspezifisch, s. Tabelle 13
l_{SEE_0}		muskelspezifisch, s. Tabelle 13

Tabelle 11 - Variable Muskelparameter des Hill'schen Muskelmodells.

5.4.1 Einfaches Muskelmodell in SIMPACK

Zur Prüfung der Muskelmodellierung dient ein Experiment von Günther et al. (2007), in dem die Kontraktionsdynamik eines Muskelsehnenverbands von einem Ferkel untersucht wurde. Unter anderem wurde die isometrische Kontraktion für verschiedene MTC-Längen betrachtet, bei der der Muskel zwar kontrahiert, jedoch keine Längenänderung stattfindet. Das Experiment ist in besonderem Maße zur Prüfung der modellierten Muskulatur geeignet, da Günther et al. (2007) die Simulationsergebnisse ebenfalls durch ein Hill'sches Muskelmodell rekonstruierten und daher auch die entsprechenden Input Parameter liefern.

Parameter	Wert	Parameter	Wert
F_{max}	30	\mathcal{L}_{PEE_0}	0,9
ΔF_{SEE_0}	60	v_{PEE}	2,5
$l_{CE_{opt}}$	0,015	F_{PEE}	1,0
l_{SEE_0}	0,045	$\Delta U_{SEE_{nII}}$	0,1825
$v_{CE_{des}}$	3	ΔU_{SEE_l}	0,073
ΔW_{des}	0,14	q_0	0,0001
$v_{CE_{asc}}$	4	D_{SEE}	0,3
ΔW_{asc}	0,57	R_{SEE}	0,01
A_{rel_0}	0,1	Aktivierungsdynamik (Hatze)	
B_{rel_0}	1,0	m_{const}	≈ 25
F_e	1,8	v_q	≈ 3
S_e	2,0	ρ_c	≈ 6

Tabelle 12 - Verwendete Muskelparameter zur Simulation eines Ferkelmuskels (vgl. Günther et al., 2007, Tabelle 2). Parameter der Aktivierungsdynamik nach Hatze: s. Tabelle 10

Im Experiment sollte sich der Muskel zuerst 0,1 s lang passiv verhalten und dann eine Sekunde lang $t = [0,1s ; 1,1s]$ maximal stimuliert werden. Die folgenden Grafiken zeigen die Calciumionenkonzentration γ (s. Abbildung 102) und Aktivierung q (s. Abbildung 103) sowie die Kraftentwicklung des Muskels bei verschiedenen MTC-Längen (s. Abbildung 104), wobei die typische MTC-Länge auf $l_{m,0} = 0,0615$ m festgelegt wurde. Dargestellt ist in Abbildung 104 die Muskelkraft bei isometrischer Kontraktion in Abhängigkeit von dem Verhältnis $\frac{l_m}{l_{m,0}}$ aus Muskellänge l_m im Modell und typischer Muskellänge $l_{m,0}$.

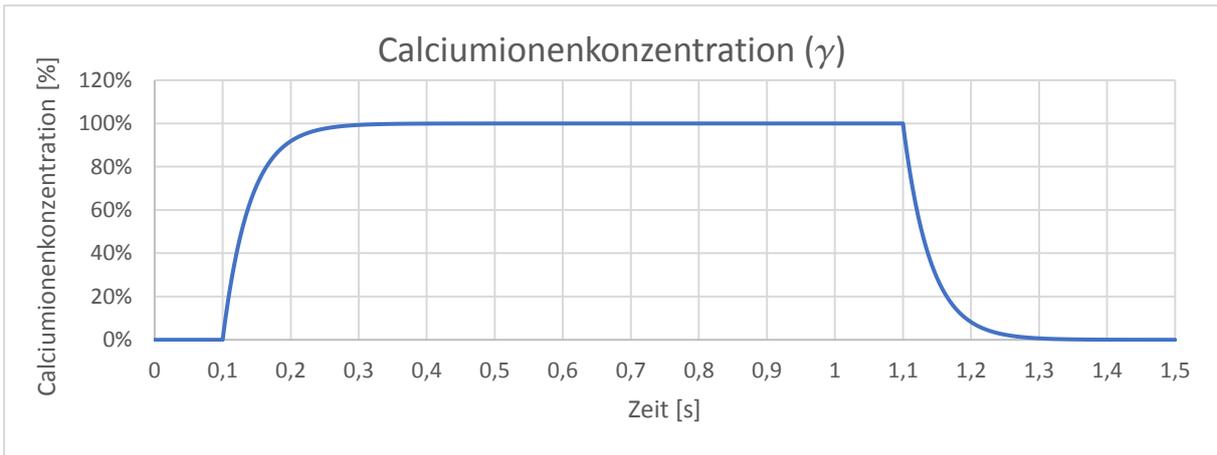


Abbildung 102 - Zeitlicher Verlauf der Calciumionenkonzentration γ . Das Stimulationsintervall betrug $t = [0,1s ; 1,1s]$.

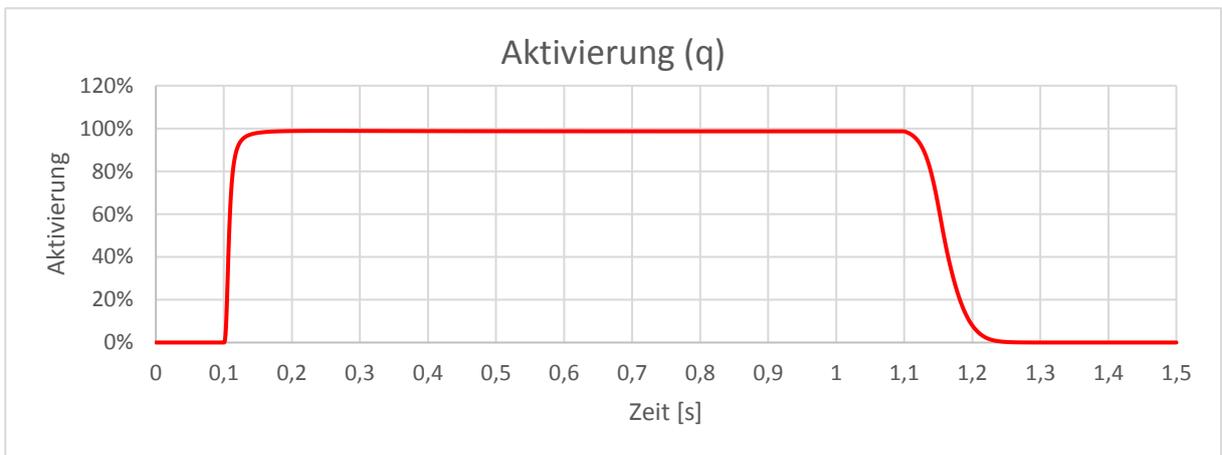


Abbildung 103 - Zeitlicher Verlauf der Aktivierung q . Die verwendete Aktivierungsdynamik gründet auf Hatze (1981,39-40) (s. auch Rockenfeller et al., 2015) und wurde von Rockenfeller und Günther (2018) verbessert und vereinfacht.

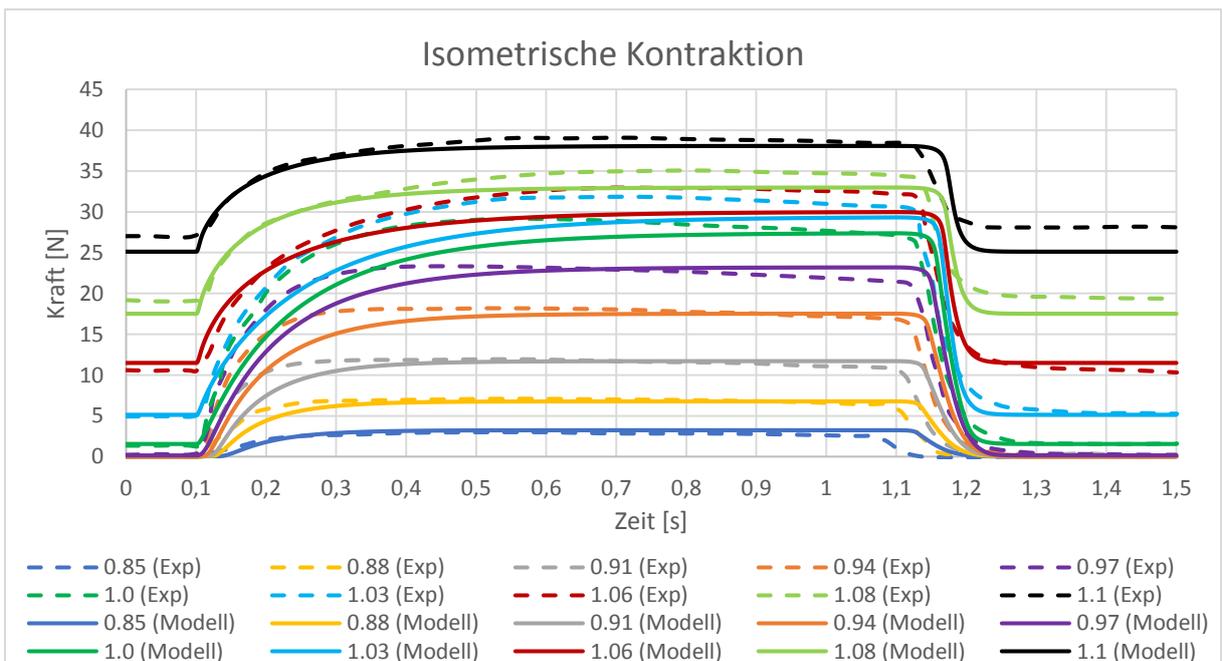


Abbildung 104 - Kraftentwicklung bei isometrischer Kontraktion. Vergleich zwischen Experimentdaten (vgl. Günther et al., 2007, Abbildung 7) und mittels Muskelmodell simulierter Kraft.

5.4.2 Muskulatur im Lendenwirbelsäulenmodell

Die Muskulatur im LWS-Modell kann durch entsprechende Stimulation sowohl zur Stabilisierung gegenüber äußeren Kräften und Drehmomenten als auch zur aktiven Bewegung der LWS genutzt werden. Wie bereits in 3.1.5 erläutert, eignen sich dafür vor allem der m. psoas major auf ventraler und der m. multifidus auf dorsaler Seite der Wirbelsäule. Christophy et al. (2012) entwickelten ein Muskelskelettsystem des Oberkörpers und eruierten dafür die variablen Muskelparameter (F_{max} , $l_{CE_{opt}}$, l_{SEE_0}) unter anderem für den m. psoas major und den m. multifidus. Durch die in der Literatur gegebenen Längen der Muskelemente ($l_{CE_{opt}}$, l_{SEE_0}) ist auch die Gesamtlänge des Muskels bzw. seine Ruhelänge definiert. Da jedoch nicht davon ausgegangen werden kann, dass jener Muskel in jedem individuellen LWS-Modell exakt die gleichen Dimensionen besitzt, müssen diese Werte entsprechend an die im LWS-Modell vorliegende Muskellänge skaliert werden. Das Verhältnis von $l_{CE_{opt}}$ zu l_{SEE_0} sollte dabei allerdings erhalten bleiben (vgl. Mörl et al., 2016).

Christophy et al. (2012) geben die nötigen variablen Muskelparameter (F_{max} , $l_{CE_{opt}}$, l_{SEE_0}) für den m. psoas major und den m. multifidus bezüglich des jeweiligen Wirbels (L1-L5) detailliert an. Da jedoch die Maximalkräfte F_{max} der verschiedenen Muskelzüge deutliche Streuungen aufweisen, findet im LWS-Modell ein Mittelwert des jeweiligen Muskelzugs Anwendung (s. Tabelle 13). Des Weiteren ist zumindest für den m. psoas major das Verhältnis von $l_{CE_{opt}}$ zu l_{SEE_0} für alle aufgezeigten Muskelzüge nahezu gleich ($\approx 2,84$), so dass die Wirbelebene (L1-L5) aufgrund der Skalierung an das LWS-Modell keinen Einfluss hat. Im LWS-Modell werden zusammenfassend die folgenden Parameter zur Modellierung des m. psoas major sowie des m. multifidus verwendet. Dabei wird beim m. multifidus zwischen kurzen, mittellangen und langen Fasern unterschieden. Kurze Fasern überspringen einen, mittellange überspannen zwei und lange Fasern verlaufen über drei Wirbel hinweg.

	m. psoas major *		m. multifidus **	
		kurze Fasern	mittellange Fasern	lange Fasern
F_{max}	55	21	21	21
ΔF_{SEE_0}	$40\% \cdot F_{max}$	$40\% \cdot F_{max}$	$40\% \cdot F_{max}$	$40\% \cdot F_{max}$
$l_{CE_{opt}}$	0,144	0,0548	0,0734	0,0848
l_{SEE_0}	0,0506	0,0222	0,0297	0,0344

Tabelle 13 - Variable Muskelparameter des Hill'schen Muskelmodells.

* Christophy et al. (2012), Tabelle 1: Ps_L2_L3_IVD

** Christophy et al. (2012), Tabelle 1: MF_m4t

Im LWS-Modell repräsentieren 8 einzelne Muskelfasern den m. psoas major und 20 weitere Muskelfasern den m. multifidus. Stimuliert werden diese mithilfe zeitlich abhängiger Input Funktionen $\mu(t)$, welche die Calciumionenkonzentrationen regulieren, was wiederum zur Muskelaktivierung q führt.

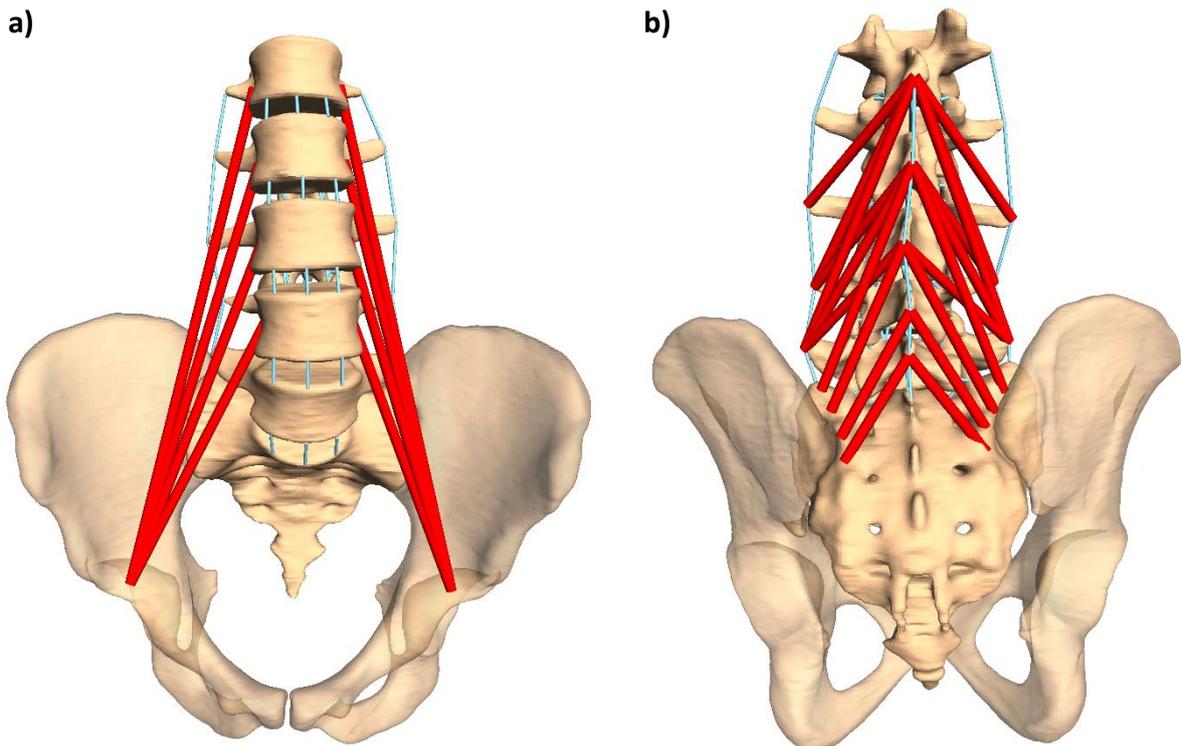


Abbildung 105 - LWS-Modell mit modelliertem a) m. psoas major und b) m. multifidus.

6 Bewegungssimulationen und Validierung

6.1 Überprüfung des Bewegungsverhaltens des LWS-Modells anhand von MRT-Aufnahmen

Zwei Wege erscheinen sinnvoll, um ein LWS-Modell auf ein physiologisch korrektes Bewegungsverhalten zu überprüfen. Auf der einen Seite können natürlich innere Kräfte und Drehmomente in der ZWS und den Facettengelenken, Ligamentkräfte oder der IDP bei verschiedenen Bewegungen berechnet und mit Daten aus der Literatur verglichen werden. Auf diese Weise kann überprüft werden, ob realistische Kräfte und Drehmomente übertragen werden.

Auf der anderen Seite kann auch die Bewegungssimulation mit dem LWS-Modell selbst betrachtet werden, um sicherzustellen, dass durch das Zusammenwirken der Kraftelemente realistische Bewegungen verursacht werden. Dafür bietet sich an, Aufnahmen einer LWS in einem offenen MRT-Gerät (s. Abbildung 106) in der Neutralposition sowie in den erreichten Endstellungen innerhalb der anatomischen Ebenen zu produzieren. Die Neutralposition beschreibt dabei die Ausgangssituation, in der ein Proband gerade auf dem Rücken liegt. Die Endstellungen beschreiben die Positionen, in der ein Proband eine maximale Flexion, Extension, Lateralflexion und axiale Rotation durchführt, wobei alle Aufnahmen im Liegen, d.h. in Rücken- oder Seitlage, durchgeführt wurden. Die Neutralposition wird zur Generierung des Modells verwendet. In das Modell werden alle bereits erläuterten Kraftelemente der LWS integriert. Ziel ist es dann durch eine äußere Belastung, verursacht durch ein äußeres Drehmoment bzw. Einführung realistischer Muskelzüge, die Neutralposition in eine der anderen Lagen zu überführen, so dass die Positionen der einzelnen Wirbel des LWS-Modells mit denen der Endstellungen bestmöglich übereinstimmen.

Aufgrund der Bewegungsfreiheit in einem offenen MRT können von den jeweiligen Endstellungen direkt 3D Daten angefertigt werden. Diese können segmentiert und ohne die Lage der einzelnen Wirbel zueinander zu verändern, in SIMPACK übertragen werden. Außerdem gelten MRT-Aufnahmen als gesundheitlich unbedenklich.

Als nachteilhaft kann jedoch angesehen werden, dass knöcherne Strukturen auf MRT-Aufnahmen schlechter identifiziert werden können, da diese im Vergleich zu CT-Aufnahmen unschärfer erscheinen. Des Weiteren dauert es vergleichsweise lang, eine MRT Aufnahme anzufertigen. Mit der hier verwendeten Schichtdicke von 3 mm beläuft sich die Dauer einer

Aufnahme auf ca. 20 min. So muss der Proband über diese Zeit in dieser Endstellung regungslos verharren, was für ihn sehr unangenehm sein kann.

Für die Aufnahmen in der Neutralstellung wurden Schichtbilder in der Transversalebene erstellt, da nur in der Draufsicht alle relevanten Strukturen eines Wirbels ausreichend erkennbar sind. Dies ist für eine möglichst genaue Segmentierung von entscheidender Bedeutung. Dafür muss jedoch akzeptiert werden, dass die Endplatten der Wirbel aufgrund der Schichtdicke nur mit einer Genauigkeit von 3 mm bestimmt werden können. Wird der Scanvorgang in der Sagittal- oder Frontalebene durchlaufen, sind posteriore Strukturen meist schlecht erkennbar, da grazile Knochenstrukturen, wie Querfortsätze oder die Arcusbögen vom umliegenden Bandapparat überlagert werden und eine Schichtdicke von 3 mm zu viel Spielraum für Ungenauigkeiten lässt.

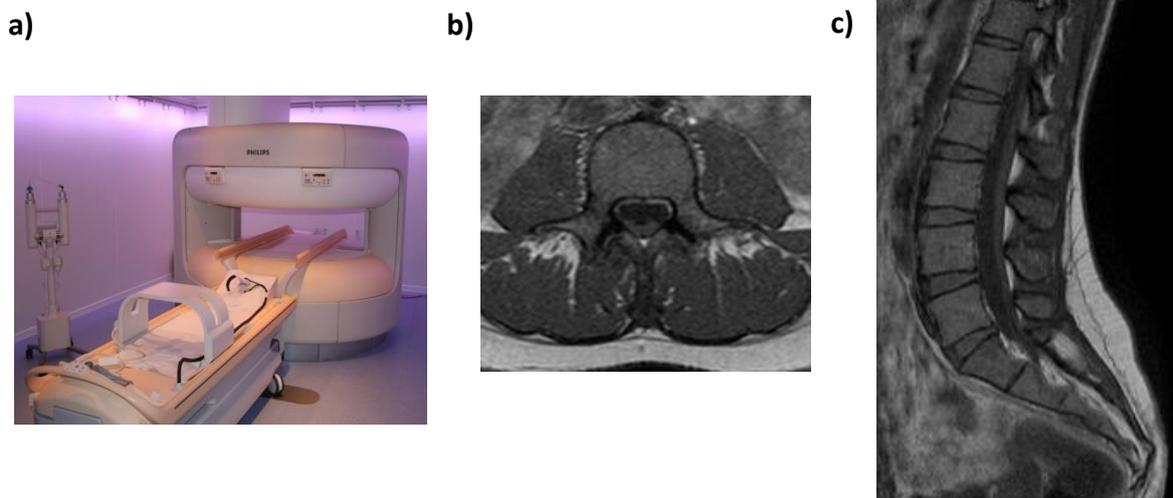


Abbildung 106 - a) Offenes MRT-Gerät des Gemeinschaftsklinikums Mittelrhein, Ev. Stift St. Martin in Koblenz. b) Darstellung eines Wirbels in der Transversalebene. Alle knöchernen Strukturen, wie Wirbelkörper, Dorn- und Querfortsätze sind zu erkennen. c) Darstellung einer LWS in der Sagittalebene. Die Wirbelkörper und ZWS sind deutlich erkennbar. Feine knöcherne Strukturen, wie die Querfortsätze oder Arcusbögen können aufgrund des Schnitts in der Sagittalebene in Verbindung mit der hohen Schichtdicke von 3 mm jedoch schlecht segmentiert werden.

Aufnahmen in der Sagittal- oder Frontalebene eignen sich jedoch besonders gut zur Erstellung der Endstellungen, da hier die posterioren Strukturen nicht benötigt werden. Da in den Endstellungen lediglich die Krümmung der LWS, d.h. die Lage der einzelnen Wirbel zueinander untersucht werden soll, ist es ausreichend, sich auf den Wirbelkörper zu beschränken. Dieser ist in der Sagittal- oder Frontalebene gut erkennbar. Des Weiteren kann die ZWS eindeutig identifiziert werden.

Im Folgenden wird nun zuerst der Modellaufbau anhand der MRT-Aufnahme in Neutralposition erläutert. Anschließend wird die Erstellung der Endstellungen aufgezeigt.

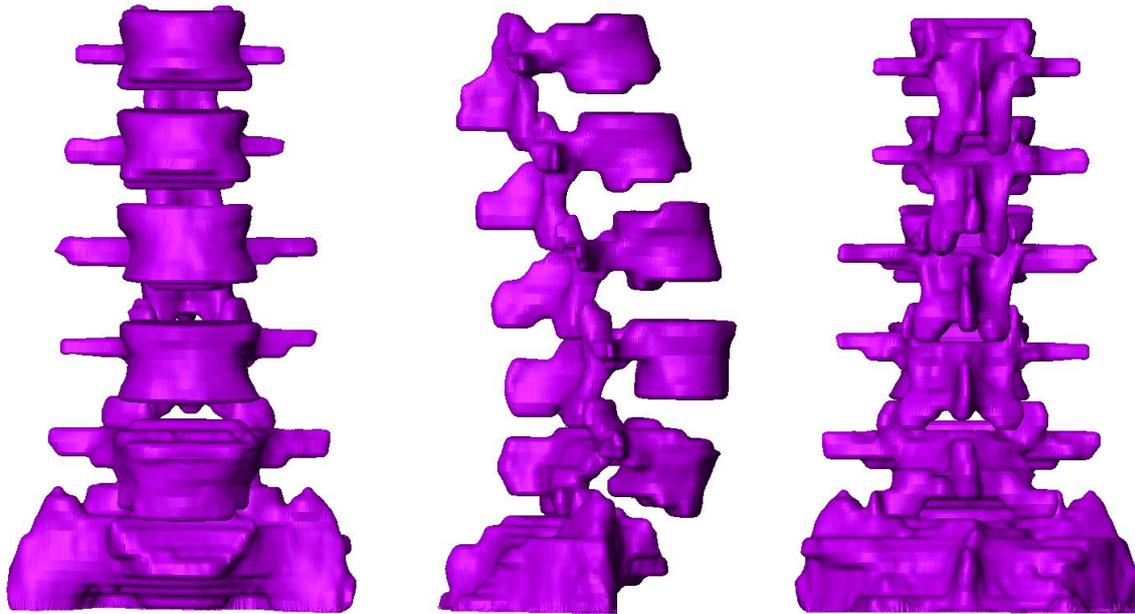


Abbildung 107 - Segmentierte LWS in Neutralposition auf Grundlage eines MRT Datensatzes.

Durch Segmentierung der Neutralposition können die zur Modellierung nötigen Oberflächen gewonnen werden. Vor allem bei der Darstellung einigermaßen glatter Strukturen, wie die der Endplatten der Wirbelkörper, gewinnt die Schichtdicke, mit der die MRT-Aufnahme durchgeführt wurde, an Bedeutung. Daher zeigt sich vor allem beim L5 und beim Sakrum eine stufenartige Struktur auf den Endplatten. Um diesen Effekt zu minimieren, wurden diese Oberflächen geglättet.

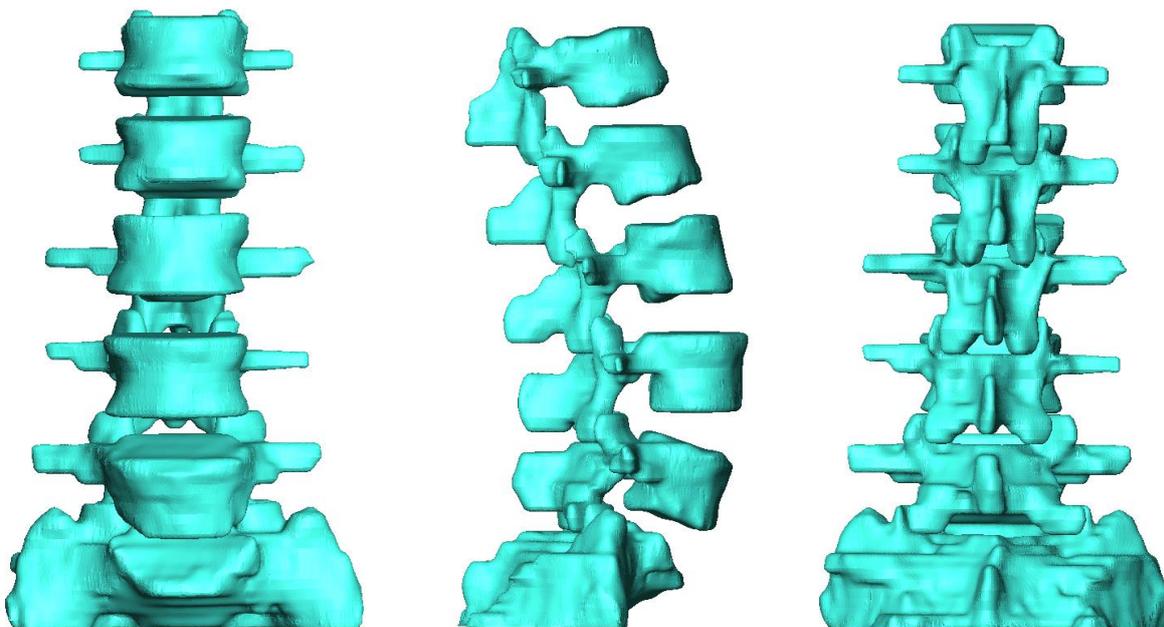


Abbildung 108 - Geglättete Oberflächen der segmentierten LWS in Neutralposition. Die Positionierung der LWS bleibt dabei unverändert.

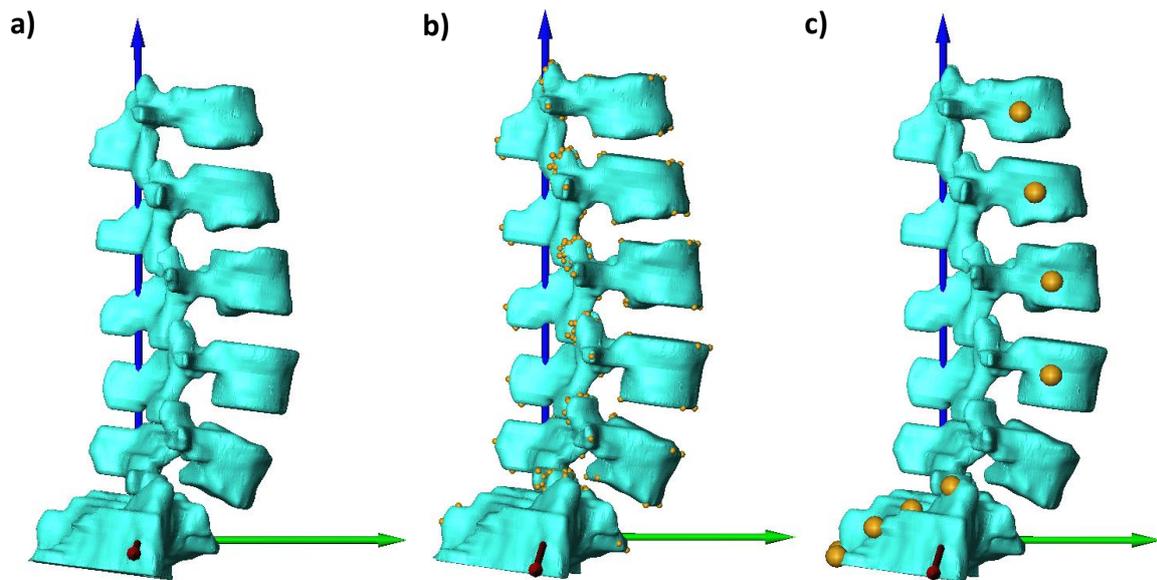


Abbildung 109 - Die LWS wurde a) im Koordinatensystem positioniert, b) mit Ligamentansatzpunkten, c) mit Muskelansatzpunkten versehen.

Auf die Übertragung der Daten in SIMPACK und die Modellerstellung wurde bereits eingegangen. Das nebenstehende Modell enthält alle zuvor vorgestellten kraftübertragenden Strukturen, d.h. ZWS, Facettengelenke, Ligamente und Muskulatur. Die modellierte Muskulatur besteht aus dem m. psoas major, welcher für das Flektieren der LWS verantwortlich ist (vgl. Schünke et al., 2014, 482) und dem m. multifidus, welcher die Extension ausführt (vgl. Schünke et al., 2014, 150). Beide Muskeln inserieren direkt am Wirbel (vgl. Schünke et al., 2014, 150, 482) und nicht an den Rippen, so dass diese für die Muskelmodellierung an der LWS prädestiniert sind.

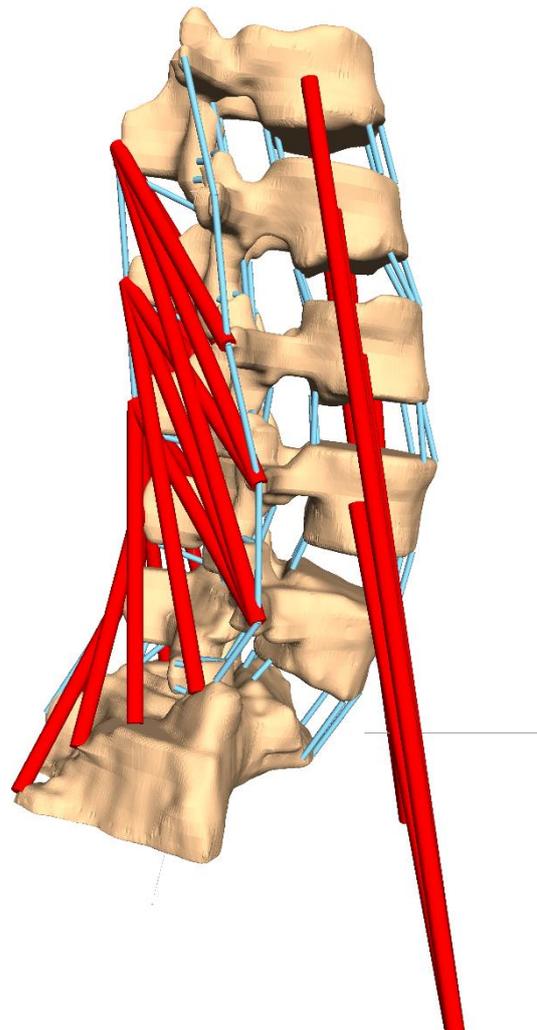


Abbildung 110 - Modell mit ZWS, Facettengelenken, Ligamenten und Muskulatur in Neutralposition.

Zur Segmentierung der jeweiligen Endstellungen eignen sich Aufnahmen in der Frontal- oder Sagittalebene, da Wirbelkörper und ZWS gut erkennbar sind. So kann die Krümmung der LWS auf diesen Aufnahmen genau bestimmt werden. Es genügt, die Wirbelkörper zu segmentieren, da diese die Krümmung der LWS ausreichend repräsentieren. Ungenauigkeiten treten lediglich am ventralen und dorsalen Rand des Wirbelkörpers auf, wenn die Aufnahmen in der Frontalebene erstellt wurden, bzw. an den lateralen Rändern, wenn die Aufnahmen in der Sagittalebene vorliegen. Dies ist ebenfalls auf die Schichtdicke von 3 mm zurückzuführen. Da dies aber keine Auswirkung auf die Untersuchung der Krümmung hat, kann dies vernachlässigt werden. Die Wirbel wurden daher geglättet, um die betroffenen Flächen abzurunden. Durch das Glätten bleiben die Wirbelpositionen jedoch unverändert.

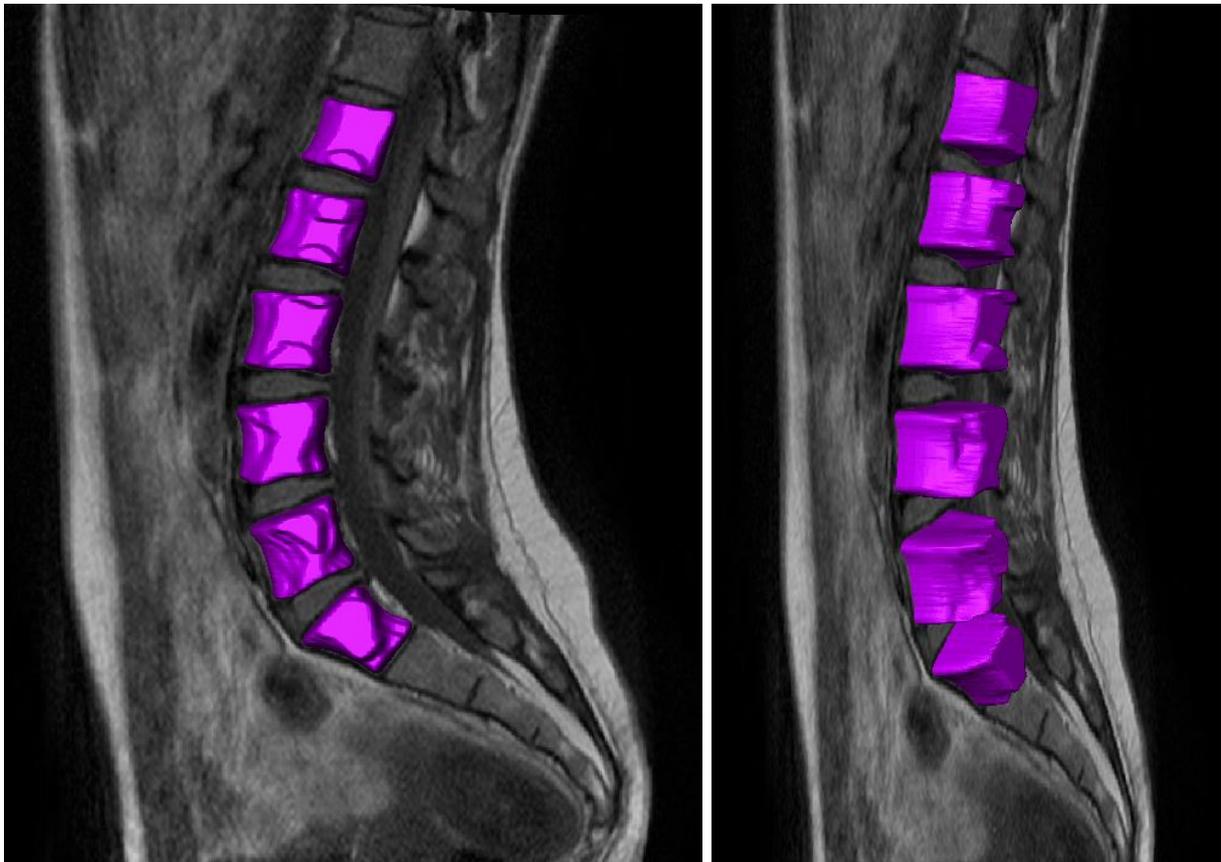


Abbildung 111 - Segmentierte Endstellung bei Lateralflexion aus zwei verschiedenen Perspektiven. Die Wirbelkörper und ZWS sind im Schnittbild der Sagittalebene eindeutig zu identifizieren. So kann die Position eines jeden Wirbels genau bestimmt werden. Um die Dauer der MRT-Aufnahme zu minimieren wurden Bilder in der Sagittalebene erstellt.

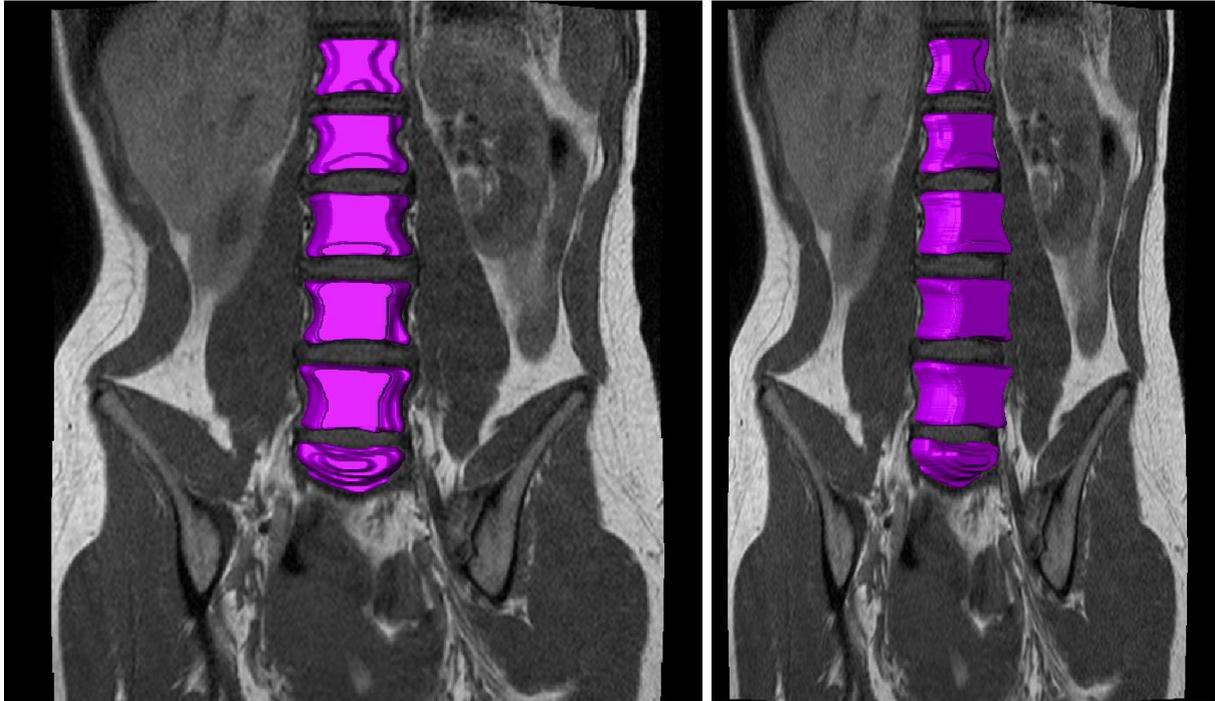
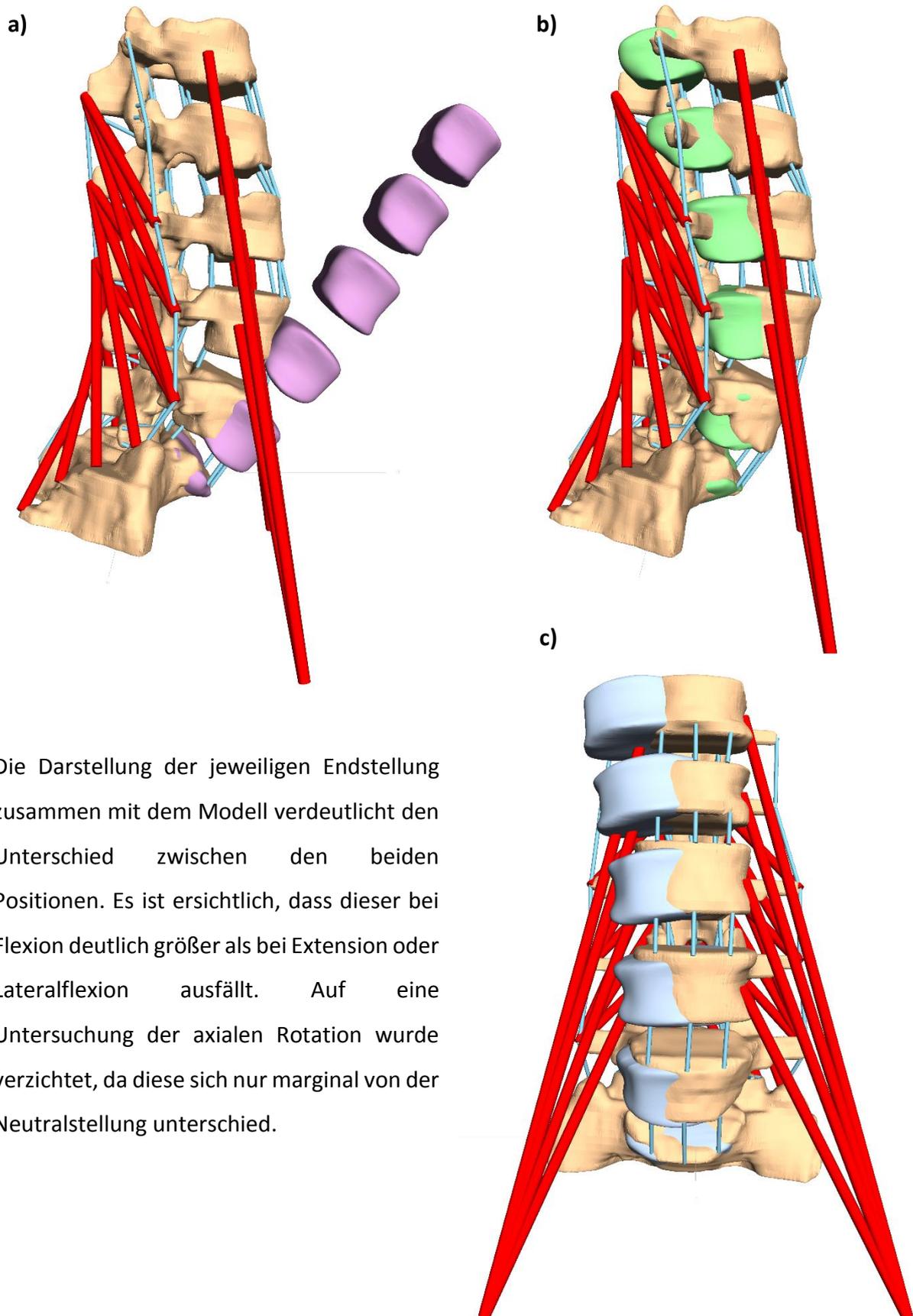


Abbildung 112 - Segmentierte Endstellung bei Flexion aus zwei verschiedenen Perspektiven. Auch im Schnittbild der Frontalebene sind Wirbelkörper und ZWS deutlich sichtbar, so dass auch hier die Wirbelpositionen präzise bestimmt werden können. Um die Dauer der MRT-Aufnahme zu minimieren wurden Bilder in der Frontalebene erstellt.

Die segmentierten und geglätteten Lendenwirbel wurden dann in SIMPACK transferiert und an das Modell in Neutralstellung angeglichen. Als Orientierung wurde dabei die Deckfläche des Sakrums verwendet. Ziel war es nun, das Modell mittels Vorwärtssimulation von der Neutralposition in die jeweilige Endstellung zu überführen. Dafür konnte einerseits ein äußeres Drehmoment genutzt werden, um das Vorbeugen zu simulieren. Die zweite Möglichkeit bestand darin, die Bewegung durch Muskelkräfte zu erzeugen. So konnten mit diesem Experiment zwei Thesen untersucht werden. Zum einen konnte überprüft werden, ob die passiven Kraftelemente sinnvoll modelliert wurden, bzw. geeignete materialbeschreibende Parameter verwendet wurden. Ist dies der Fall, so müsste die ZWS einen realistischen Eindruck zulassen, die Ligamente bei Dehnung eine entsprechende Kraft aufbauen und die Facettengelenke physiologisch korrekt aufeinander abgleiten. Natürlich muss beachtet werden, dass das ZWS-Fach im Modell aufgrund der Schichtdicke von 3 mm einer maximalen Ungenauigkeit von bis zu 6 mm unterliegen kann. Daher kann die Eindringtiefe der ZWS auf diese Weise nur bedingt validiert werden.

Des Weiteren kann mit dem Experiment untersucht werden, ob mithilfe eines äußeren Moments die gleiche Bewegung der LWS, wie unter Verwendung der Muskulatur erzeugt werden kann.



Die Darstellung der jeweiligen Endstellung zusammen mit dem Modell verdeutlicht den Unterschied zwischen den beiden Positionen. Es ist ersichtlich, dass dieser bei Flexion deutlich größer als bei Extension oder Lateralflexion ausfällt. Auf eine Untersuchung der axialen Rotation wurde verzichtet, da diese sich nur marginal von der Neutralstellung unterscheidet.

Abbildung 113 - Vergleich des Modells mit der jeweiligen Endstellung. a) Flexion (lila), b) Extension (grün), c) Lateralflexion (blau)

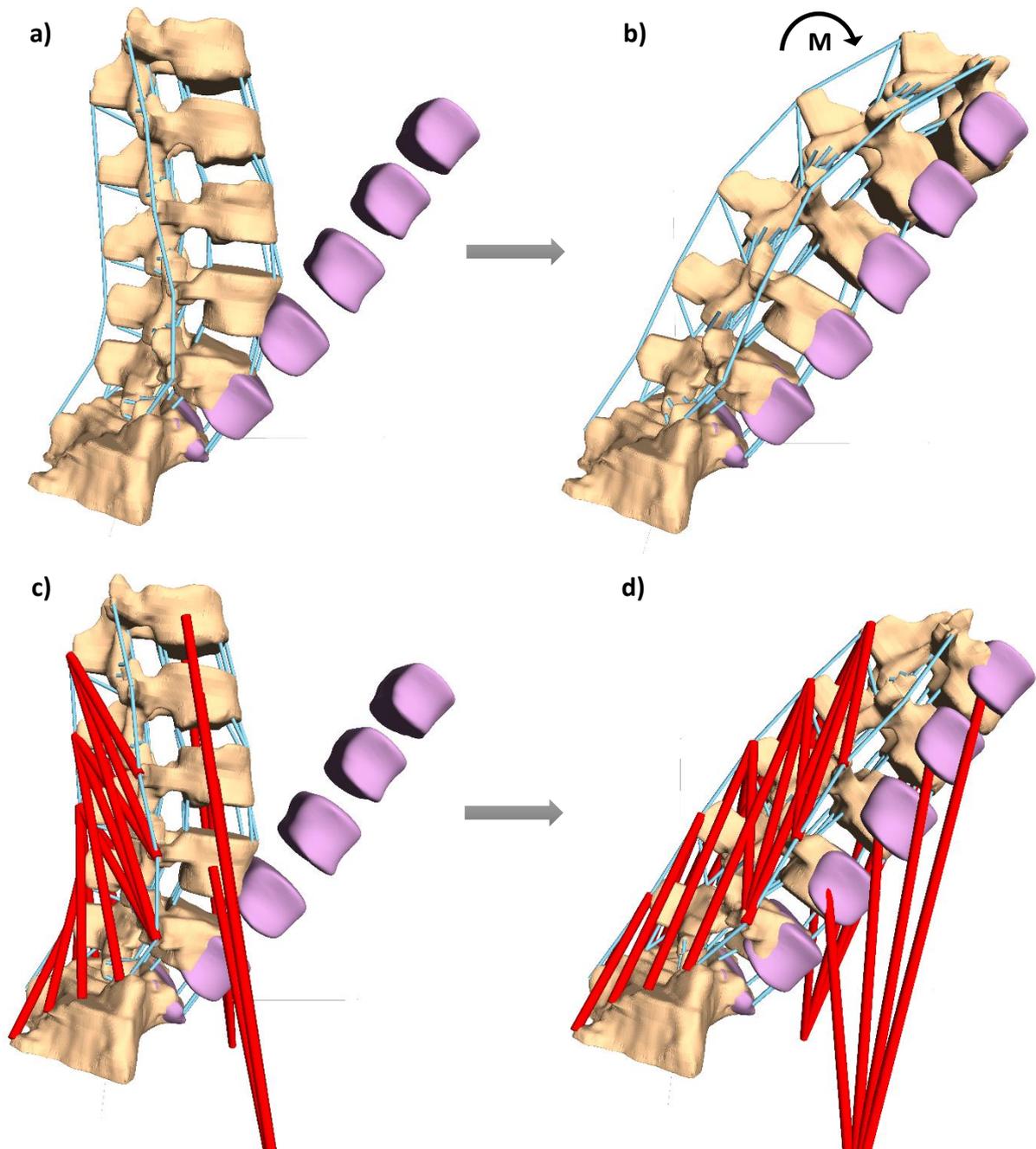


Abbildung 114 - Untersuchung des Einflusses der Muskulatur gegenüber eines äußeren Moments. a) Modell in Neutralstellung ohne Muskulatur, b) Modell in Flexion aufgrund eines äußeren Drehmoments, c) Modell in Neutralstellung mit Muskulatur, d) Modell in Flexion aufgrund der kontrahierenden Muskulatur

Die Abbildung 114 zeigt einen deutlichen Unterschied in der Bewegungssimulation der Wirbel zwischen der Verwendung eines äußeren Moments und der Muskulatur zur Steuerung der Bewegung. Es ist ersichtlich, dass mithilfe eines äußeren Moments die Endstellung nicht in einem befriedigenden Maß erreicht werden kann. Die Modellwirbel L2 – L5 befinden sich noch leicht dorsal der entsprechenden Wirbel der Endstellungen und L1 ist deutlich zu stark flektiert. Die Orientierungen der Wirbel aus der Endstellung sind demnach auf diese Weise nicht reproduzierbar. Unter Verwendung der Muskulatur blieben hingegen die Orientierungen

der einzelnen Wirbel erhalten. Hier lässt sich im Rahmen der zuvor erläuterten Ungenauigkeiten aufgrund der Schichtdicke in der MRT-Aufnahme lediglich eine etwas zu starke Eindringtiefe in den ZWS vermuten.

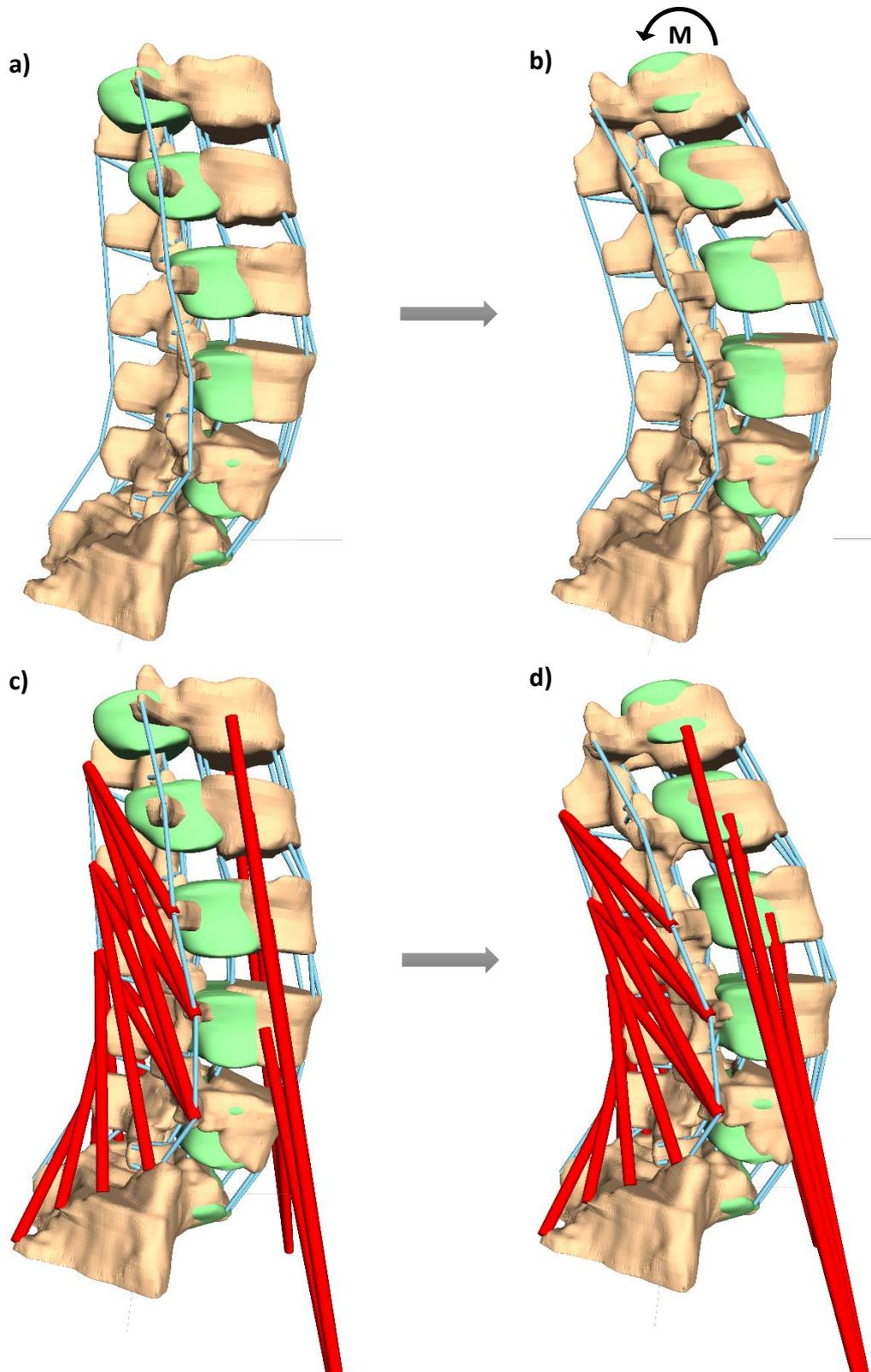


Abbildung 115 - Untersuchung des Einflusses der Muskulatur gegenüber eines äußeren Moments. a) Modell in Neutralstellung ohne Muskulatur, b) Modell in Extension aufgrund eines äußeren Drehmoments, c) Modell in Neutralstellung mit Muskulatur, d) Modell in Extension aufgrund der kontrahierenden Muskulatur

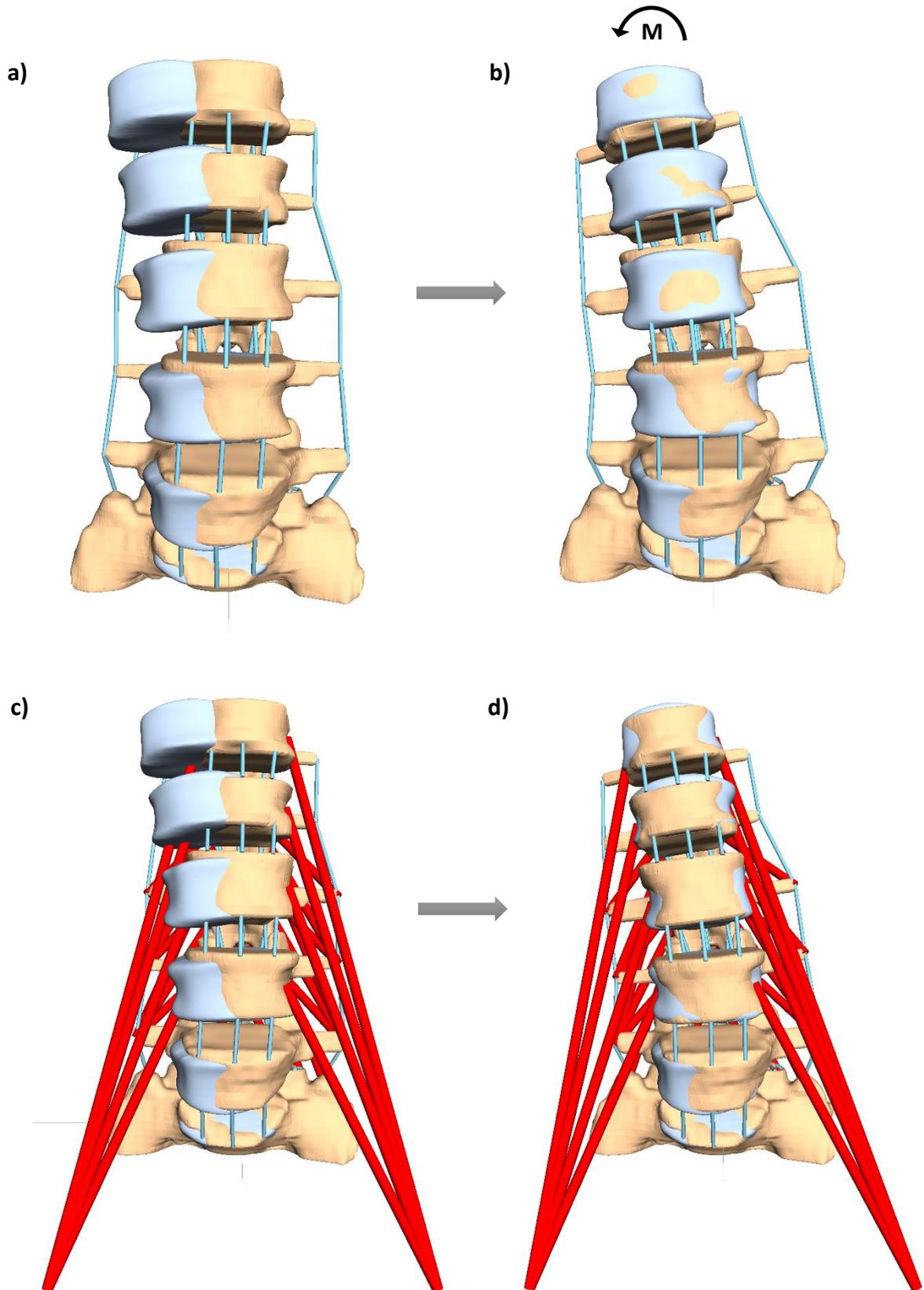


Abbildung 116 - Untersuchung des Einflusses der Muskulatur gegenüber eines äußeren Moments. a) Modell in Neutralstellung ohne Muskulatur, b) Modell in Lateralflexion aufgrund eines äußeren Drehmoments, c) Modell in Neutralstellung mit Muskulatur, d) Modell in Lateralflexion aufgrund der kontrahierenden Muskulatur

Die Endstellungen der Extension und Lateralflexion unterscheiden sich weniger stark von der Neutralposition als die der Flexion. Dementsprechend ist zwischen der Verwendung eines äußeren Drehmoments und der Muskulatur bei Extension und Lateralflexion augenscheinlich kein Unterschied erkennbar. Dies kann auch auf die geringe ROM zurückgeführt werden, die simuliert werden musste. Die flektierte Endstellung konnte hingegen lediglich mittels modellierter Muskulatur in befriedigendem Maße erreicht werden. Grundsätzlich kann festgehalten werden, dass alle Endstellungen unter Einsatz der Muskulatur hinreichend gut erreicht werden konnten, was die zuvor bestimmten materialbeschreibenden Parameter der ZWS, Ligamente und Facettengelenke bestätigt. Im Gesamten stellt dieses Vorgehen eine sinnvolle Möglichkeit zur Validierung der materialbeschreibenden Parameter dar, da es schlussendlich unerlässlich ist, dass mit dem Modell ein realistischer Bewegungsverlauf simuliert werden kann. Beachtet werden sollte lediglich, dass alle Aufnahmen im Liegen produziert wurden, wodurch die Gewichtskraft des Oberkörpers unbeachtet blieb. Die folgende Tabelle zeigt die Drehmomente und Muskelstimulationen, die zur Modellierung der einzelnen Bewegungen verwendet wurden.

Bewegung	Art der äußeren Belastung	Drehmoment bzw. Stimulation μ
Flexion	Drehmoment: Um x-Achse	50 Nm
	Stimulation: M. psoas major (sinister)	0,18
	Stimulation: M. psoas major (dexter)	1,0
Extension	Drehmoment: Um x-Achse	-5 Nm
	Stimulation: M. multifidus	1,0
Lateralflexion	Drehmoment: Um y-Achse	-4 Nm
	Stimulation: M. psoas major (dexter)	1,0

Tabelle 14 - Übersicht über die verwendeten Drehmomente und Muskelstimulationen zur Simulation der einzelnen Bewegungen. Bei der mittels Muskulatur gesteuerten Flexionsbewegung wurde die Maximalkraft F_{max} um den Faktor 30 erhöht.

6.2 Überprüfung des Bewegungsverhaltens des LWS-Modells anhand eines Röntgenfilms

Im vorherigen Kapitel wurde ein LWS-Modell aus MRT-Daten erzeugt, welches durch ein äußeres Drehmoment oder mittels Muskelkräften bewegt wurde. Dabei limitieren die passiven kraftübertragenden Strukturen, wie beispielsweise die Ligamente, die Beweglichkeit, so dass die LWS mit zunehmender Auslenkung in einen Gleichgewichtszustand überführt werden konnte. Diese simulierte Endstellung konnte mit der wahren Endstellung verglichen werden, die als MRT-Aufnahme zur Verfügung stand. Auf diese Weise konnte überprüft werden, ob die kraftübertragenden Strukturen eine realistische Bewegung zulassen.

Natürlich konnte durch dieses Vorgehen nicht kontrolliert werden, ob die gesamte Bewegung realistisch verläuft, da als Kontrolle nur die jeweilige Endstellung vorlag. Diese Überprüfung des gesamten Bewegungsverlaufs konnte mit dem folgenden Verfahren erreicht werden.

Von einem Probanden, der eine Extensionsbewegung ausführte, in der er sich aus vorgebeugter Haltung aufrichtete, wurden während des Aufrichtens aus zwei Richtungen jeweils 60 Röntgenbilder der LWS erstellt. Dadurch konnte die Bewegung der LWS sehr präzise erfasst werden. Das Aufrichten dauerte insgesamt zwei Sekunden (s. Abbildung 123). Zusätzlich wurde eine CT-Aufnahme im Liegen angefertigt und die Wirbel segmentiert. Mithilfe eines Matchings, konnten die segmentierten Wirbel auf die aufgenommenen Röntgenbilder projiziert werden, um die genauen Positionen eines jeden Wirbels im dreidimensionalen Raum für jeden Zeitschritt zu berechnen (vgl. Aiyangar et al., 2014). Damit konnte der genaue Bewegungsverlauf der LWS (SA-L2) mittels 3D-Bewegungsdaten (6-DOF-Daten) beschrieben werden. Diese dienten wiederum als Referenz für die Simulation, um die Abweichung zwischen Modellwirbeln und den gematchten Wirbeln, die schließlich den gesamten Bewegungsverlauf visualisieren, zu berechnen.

Für die Auswertung wurden von der EMPA (Eidgenössische Materialprüfungs- und Forschungsanstalt, Schweiz) folgende Daten bereitgestellt:

Die segmentierten Wirbel der LWS (SA-L1), welche aus den CT-Daten generiert wurden. Dabei blieben die Lagen der einzelnen Wirbel zueinander erhalten.

Die Positionierung eines Wirbels zu einem bestimmten Zeitschritt wird durch 6 Freiheitsgrade bestimmt. Die 6-DOF-Daten während des aufrechten Stehens sowie für das Aufrichten, wurden zur Verfügung gestellt. Die 6-DOF-Daten beziehen sich jeweils auf den Mittelpunkt eines Wirbelkörpers. Zur Berechnung des Wirbelkörpermittelpunkts wurden 8

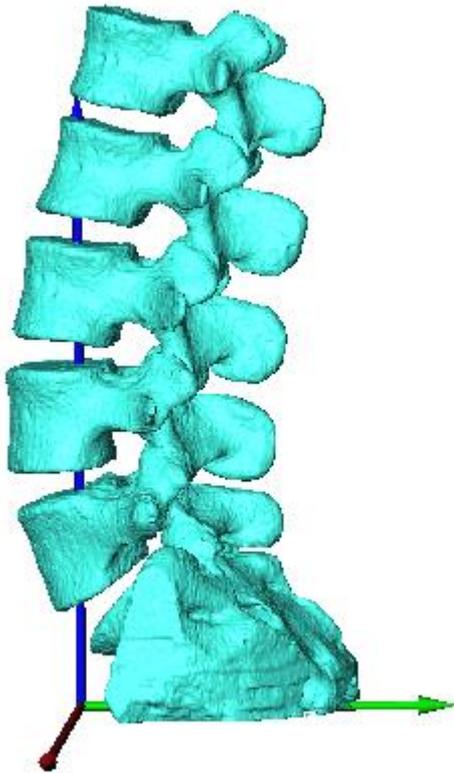


Abbildung 117 - Aus CT-Daten segmentierte LWS. Die Aufnahmen wurden im Liegen durchgeführt. Die individuelle Lage der segmentierten Wirbel zueinander entspricht der CT-Aufnahme.

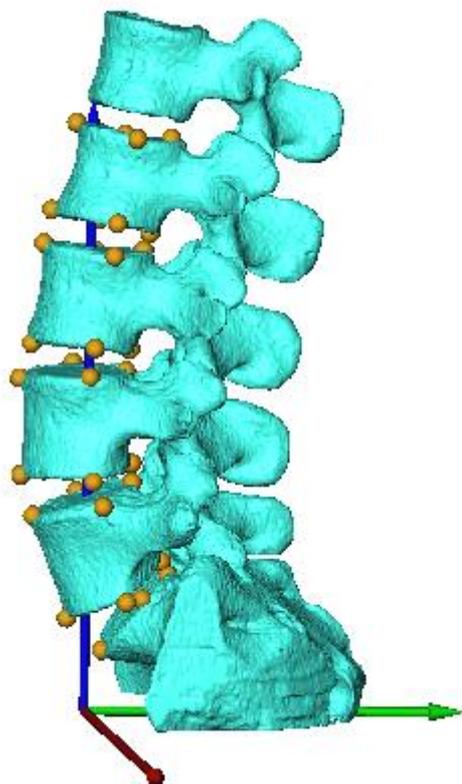


Abbildung 118 - 8 charakteristische Landmarken dienen zur Berechnung des Wirbelkörpermittelpunkts.

charakteristische Landmarken auf dem Wirbelkörper definiert. Die Koordinaten dieser Landmarken wurden ebenfalls übernommen.

Die Verwendung dieser zur Verfügung gestellten Daten wird im Folgenden nun genauer erläutert.

Der Modellaufbau verläuft im Allgemeinen äquivalent zu dem bereits vorgestellten Verfahren. Zu Beginn liegen die segmentierten Wirbel wieder in einer beliebigen Position zum Koordinatensystem. Die Lage der Wirbel zueinander, d.h. die Krümmung entspricht dabei der CT-Aufnahme im Liegen. Um die Bewegungen der Wirbel bei späterer Simulation miteinander vergleichen zu können, muss die Position und Ausrichtung eines jeden Wirbels zu jedem Zeitschritt eindeutig bestimmt werden können.

Dazu wurden entsprechend dem Verfahren von Aiyangar et al. (2014) 8 Landmarken an jedem Wirbelkörper fixiert, dessen Koordinaten zur Verfügung gestellt wurden. Die Landmarken bestimmen jeweils den anterioren, den posterioren sowie die beiden lateralen Punkte der Deck- und Bodenfläche eines jeden Wirbels. Entsprechend dem Verfahren von Aiyangar et al. (2014) wurde aus jeweils 8 Landmarken, die einem Wirbelkörper zugeordnet sind, ein eindeutiges

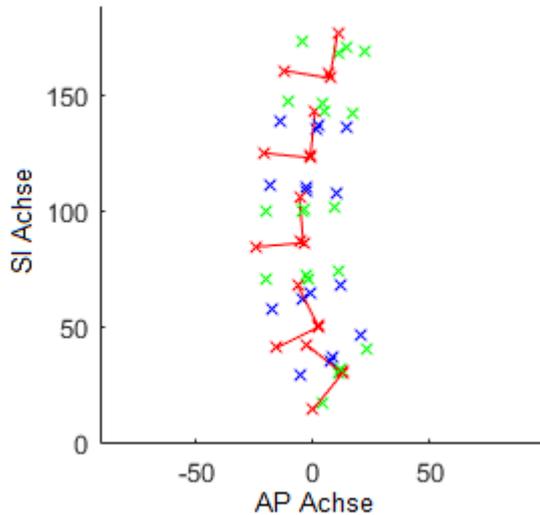


Abbildung 119 - Berechnung der Wirbelkörpermittelpunkte mittels MATLAB. Die entsprechenden 8 Landmarken, die einem Wirbelkörper zugeordnet sind, sind zur besseren Unterscheidung abwechselnd grün oder blau dargestellt. Das berechnete Koordinatensystem, welches auf Basis der entsprechenden 8 Landmarken bestimmt wurde, ist rot eingezeichnet. Da das Sakrum nur eine Deckfläche besitzt, wird dieses Koordinatensystem lediglich durch vier Landmarken bestimmt. Als AP (anterior-posterior) Achse wird die Sagittalachse und als SI (superior-inferior) Achse wird die Longitudinalachse verstanden.

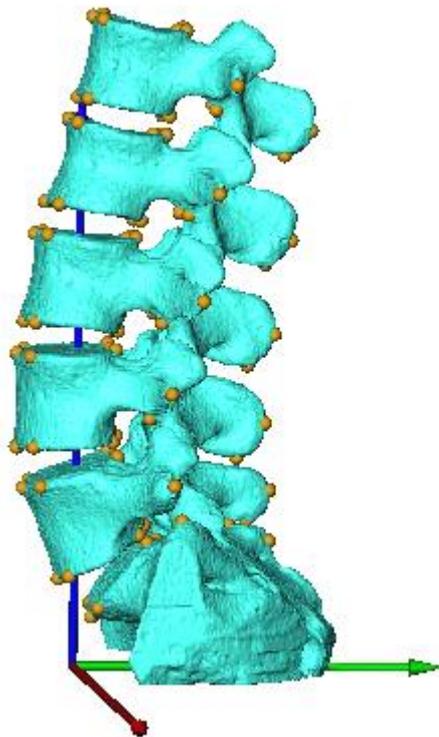


Abbildung 120 - LWS mit definierten Ligamentansatzpunkten.

Koordinatensystem berechnet, dessen Ursprung den Mittelpunkt eines Wirbelkörpers repräsentiert. Dafür wird der Vektor, der die anteriore mit der posterioren Landmarke verbindet, als Achse₁ und der Vektor, der die beiden lateralen Punkte miteinander verbindet, als temporäre Achse bezeichnet. Die vertikale Achse₂ kann nun aus dem Kreuzprodukt (Achse₁ × temporäre Achse) berechnet werden. Achse₃ ergibt sich dann aus dem Kreuzprodukt (Achse₁ × Achse₂). Diese Koordinatensysteme dienen zugleich als Referenzsysteme, um die gematchten Wirbel zu den verschiedenen Zeitschritten im Raum zu fixieren.

Zuvor wurde jedoch die LWS mit den erforderlichen Ligamentansatzpunkten versehen. Da dieser Schritt bereits in 4.2 erörtert wurde, wird an dieser Stelle nicht weiter darauf eingegangen.

Anschließend konnte die LWS, wie ebenfalls bereits in 4.4 beschrieben, im globalen Koordinatensystem positioniert werden. Alle zuvor definierten Landmarken wurden entsprechend mit verschoben und verdreht, so dass sich ihre Positionen auf den jeweiligen Wirbeln nicht veränderten. Abbildung 121 zeigt die im globalen Koordinatensystem positionierte LWS.

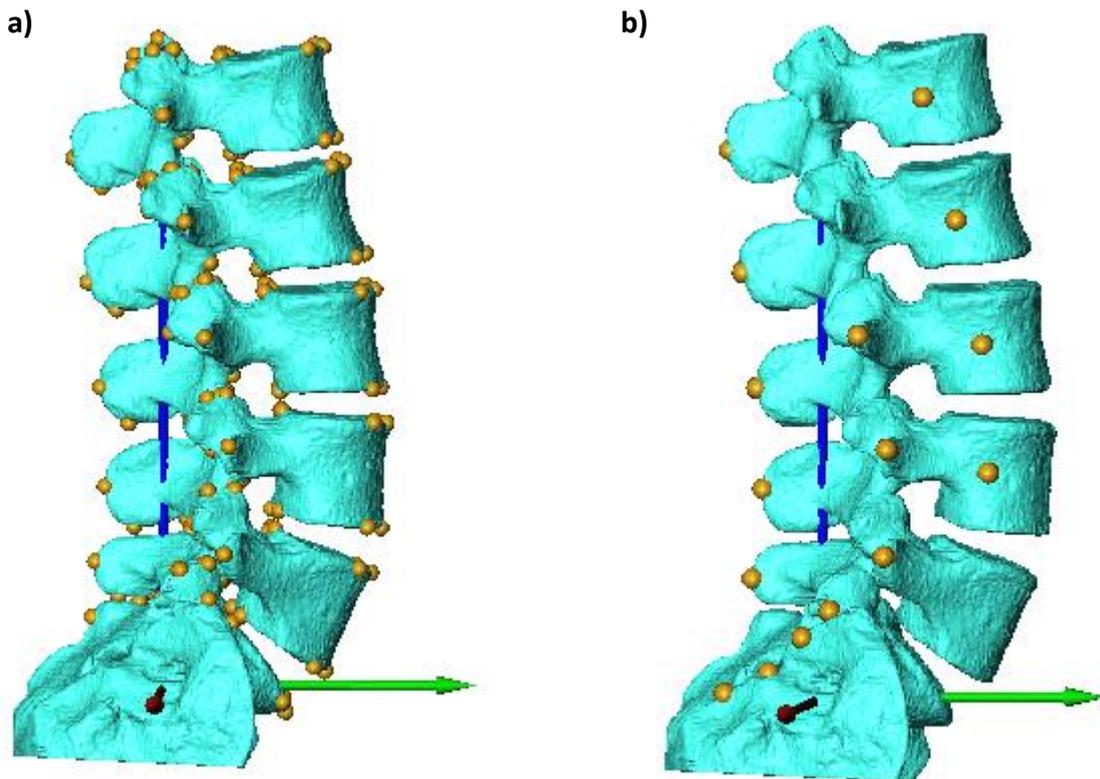


Abbildung 121 - Im globalen Koordinatensystem positionierte LWS a) mit Ligamentansatzpunkten b) mit Muskelansatzpunkten.

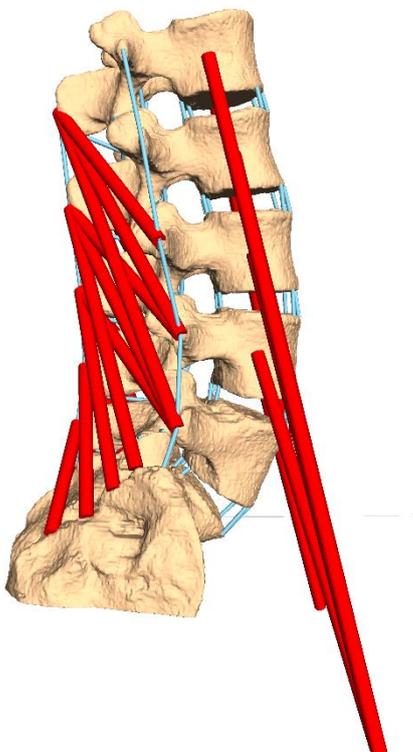


Abbildung 122 - Modell der LWS mit integrierten ZWS, Ligamenten, Facettengelenken und Muskulatur.

Nach erfolgter Positionierung konnte analog zum bereits aufgezeigten Verfahren (s. 4.6 und 5) das Modell erstellt werden. Im Modell sind alle bereits vorgestellten kraftübertragenden Strukturen (s. 5) integriert, d.h. ZWS, Ligamente, Facettengelenke und Muskeln. Als aktive Kraftelemente dienten die Muskelzüge, welche durch zeitlich abhängige Regulierung der Calciumionenkonzentration entsprechend innerviert werden konnten. Aus den dadurch erzeugten Muskelkräften resultierten Längenänderungen der Muskelzüge, was schließlich zu einer entsprechenden Bewegung der LWS führte.

Aiyangar et al. (2014) haben ein Verfahren entwickelt, um aus zwei Röntgenbildern, die zeitgleich aus zwei verschiedenen Richtungen aufgenommen wurden, die Positionen der Wirbeloberflächen im dreidimensionalen Raum zu reproduzieren. Während des zwei Sekunden andauernden Aufrichtens wurden von der LWS des Probanden aus zwei verschiedenen Richtungen zeitgleich jeweils 60 Röntgenbilder erstellt.

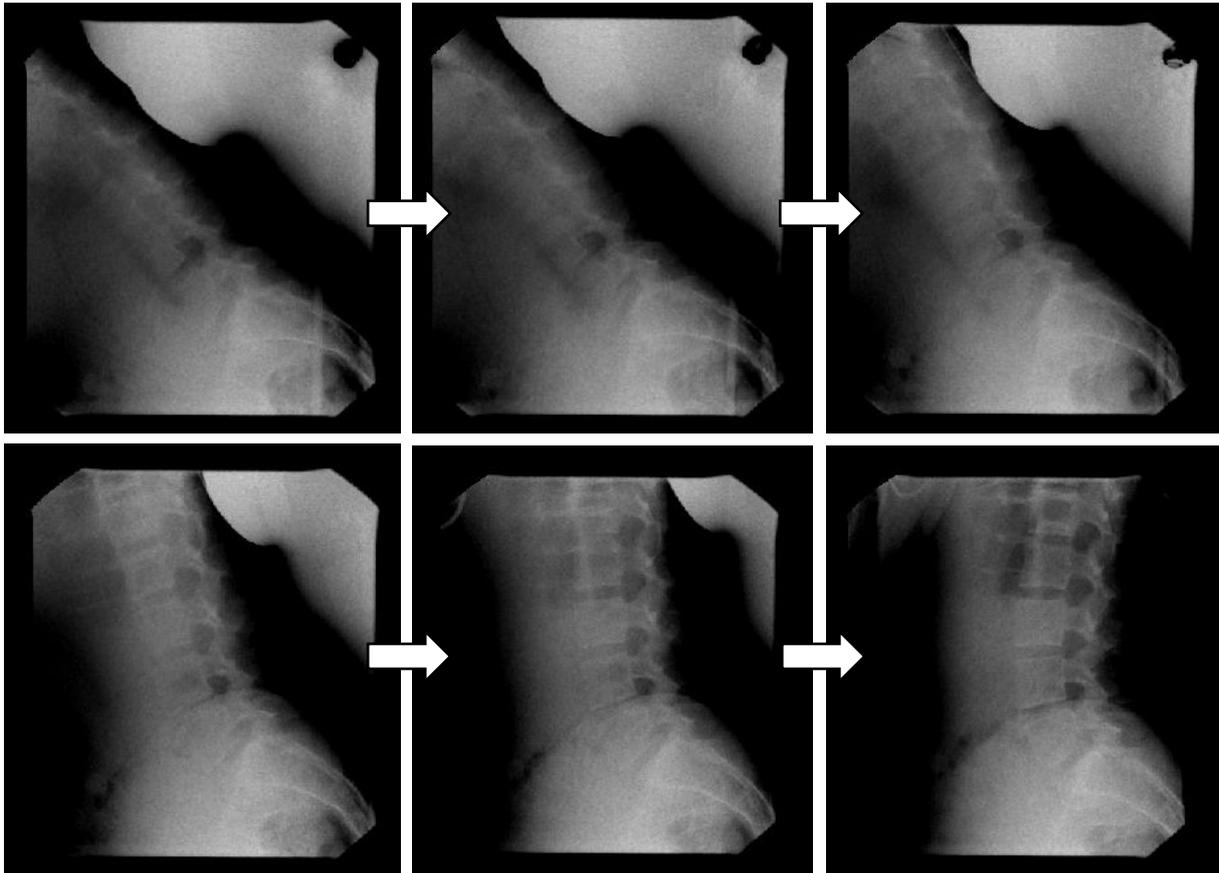


Abbildung 123 - Visualisierung jedes zehnten Röntgenbildes aus lateraler Ansicht während des Aufrichtens.

Für jede reproduzierte Wirbeloberfläche konnte zu jedem Zeitschritt anhand der 8 charakteristischen Landmarken das Koordinatensystem berechnet werden, das die Lage des Wirbelkörpermittelpunkts festlegt (vgl. Aiyangar et al., 2014).

Die zur Verfügung gestellten 6-DOF-Daten enthalten den Verschiebungsvektor sowie die drei Rotationen um die Hauptachsen des Koordinatensystems, die nötig sind, um ein Koordinatensystem auf ein benachbartes abzubilden. Die aufeinanderfolgende Positionierung der Koordinatensysteme während der Extensionsbewegung wurde mithilfe von MATLAB visualisiert.

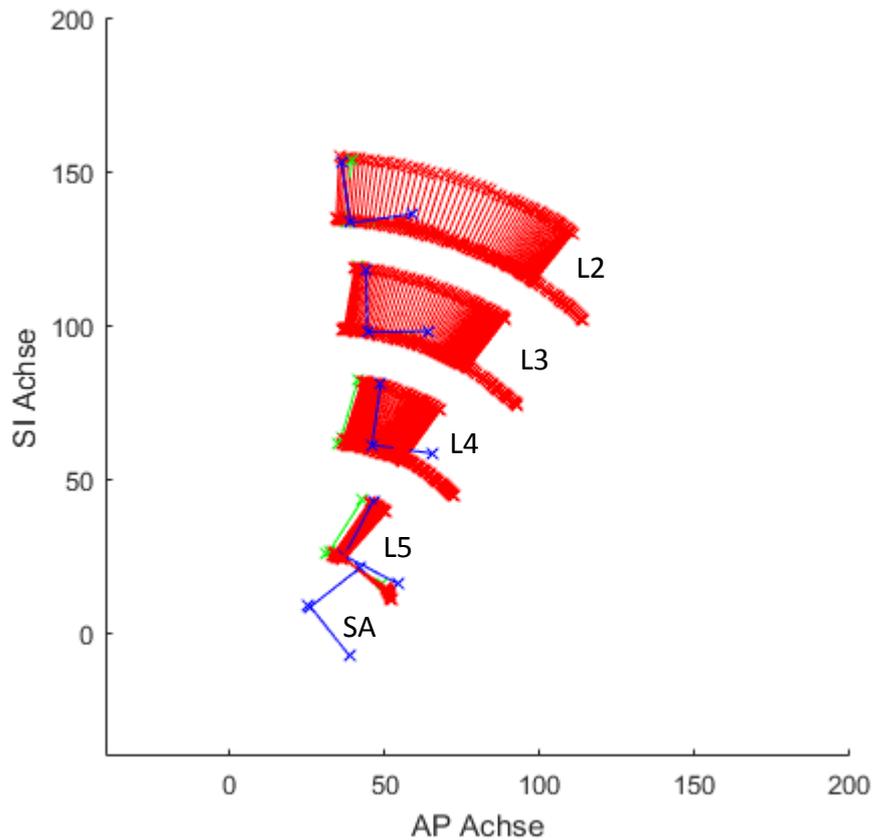


Abbildung 124 - Mithilfe von MATLAB berechnete Koordinatensysteme (repräsentieren jeweils einen Wirbelkörpermittelpunkt), welche die Positionen der gematchten Wirbel zu jedem Zeitschritt darstellen. Die blauen Koordinatensysteme beschreiben die Lage der Wirbel in der Position des CTs, die roten Koordinatensysteme verdeutlichen die aufrichtende Bewegung und die grünen Koordinatensysteme zeigen die Wirbelpositionen während des aufrechten Stehens. Als AP (anterior-posterior) Achse wird die Sagittalachse und als SI (superior-inferior) Achse wird die Longitudinalachse verstanden.

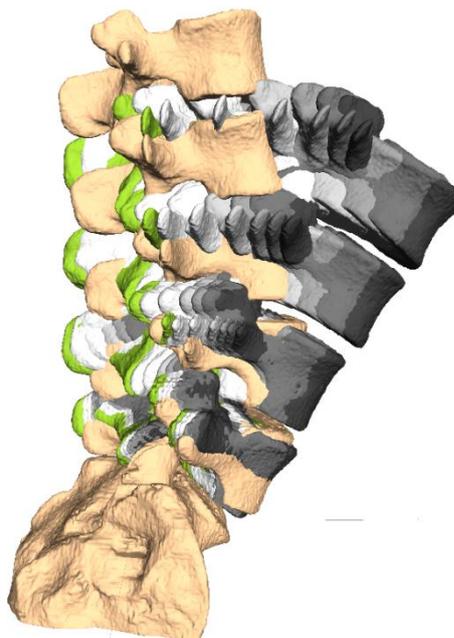


Abbildung 125 - Überführung der Wirbeloberflächen in SIMPACK unter Berücksichtigung der zuvor berechneten Koordinatensysteme. Durch Verknüpfung der Koordinatensysteme der CT-Position (s. Abbildung oben: blau) mit denen der Bewegung (s. Abbildung oben: rot) konnte der Bewegungsablauf visualisiert werden. Beige beschreibt die CT-Position der LWS, grün zeigt die LWS während des aufrechten Stehens und in Graustufen ist die Bewegung visualisiert. Aus Gründen der Übersichtlichkeit, wird äquivalent zur Darstellung der Röntgenbilder nur jede zehnte berechnete Wirbelposition dargestellt.

Wird das LWS-Modell nun mit einer äußeren Kraft bzw. einem äußeren Drehmoment belastet, kann überprüft werden, ob die Modellwirbel während der Bewegungssimulation die Positionen der gematchten Wirbel einnehmen. Es kann hypothetisiert werden, dass je physiologisch korrekter die Parameter der passiven kraftübertragenden Strukturen bestimmt wurden, umso größer fällt die Überlappung zwischen den Modellwirbeln und den gematchten Wirbeln während der Simulation aus, da diese Parameter schlussendlich die inneren Kräfte und Drehmomente im jeweiligen Kraftelement bestimmen und somit die Bewegung steuern. Da die Röntgenaufnahmen im Stehen durchgeführt wurden und demnach die Gewichtskraft des Oberkörpers auf die LWS wirkte, wurde das LWS-Modell ebenfalls entsprechend belastet. Nötig waren dafür (i) die Masse des Oberkörpers, die auf den ersten Lendenwirbel L1 wirkt, (ii) die Lage des Schwerpunkts des Oberkörpers (SP) sowie (iii) sein Trägheitstensor.

Da die Masse der Versuchsperson nicht bekannt war, musste die Bestimmung der Masse durch Abschätzung erfolgen. Das durchschnittliche Gewicht des deutschen Mannes lag 2011 bei 85,2 kg (vgl. <https://de.statista.com/statistik/daten/studie/260920/umfrage/mittelwerte-von-groesse-gewicht-und-bmi-bei-maennern-nach-alter/>).

Duval-Beaupère und Robain (1987) untersuchten zum einen die Lage des SP, wenn lediglich die Masse des Oberkörpers oberhalb eines bestimmten Wirbels berücksichtigt wurde. Da das Simulationsmodell aus der LWS besteht, ist folglich die Masse, die auf dem ersten Lendenwirbel L1 lastet, relevant. Nach Duval-Beaupère und Robain (1987) liegt der SP auf Höhe des vierten Brustwirbels TH4, wenn nur die Masse oberhalb des ersten Lendenwirbels L1 beachtet wird. Des Weiteren bestimmten sie auch die Masse des entsprechenden Oberkörperabschnitts. So trägt der erste Lendenwirbel L1 im Durchschnitt 39,36 % der gesamten Körpermasse. Für den oben aufgezeigten Fall, in dem diese Masse 85,2 kg beträgt, lastet auf



Abbildung 126 – SP der Masse, welche auf den ersten Lendenwirbel L1 wirkt (nach Duval-Beaupère und Robain, 1987, Abbildung 8).

dem ersten Lendenwirbel L1 dementsprechend eine Masse von 33,5 kg, was einer Gewichtskraft von ca. 330 N entspricht.

Da Duval-Beaupère und Robain (1987) jedoch lediglich die vertikale Komponente der Lage des SP eines Teilkörpers angeben, müssen die Horizontal-komponenten gesondert erörtert werden. Dafür können die Untersuchungen von Le Huec et al. (2011) herangezogen werden, die das Gleichgewicht des menschlichen Körpers sowie die Lotlinie der Gewichtskraft untersucht haben. Diese geben an, dass die Lotlinie des Körperschwerpunkts beim aufrechten Stand aus lateraler Ansicht durch die Hüftköpfe verläuft.

Um jedoch die Strahlenbelastung durch die Röntgenstrahlung für den Probanden während der zuvor aufgezeigten Extensionsbewegung zu minimieren, wurde der Aufnahmebereich für die LWS begrenzt. Folglich liegen keine Informationen zur Lage der Hüftköpfe vor, so dass in diesem Fall auf einen Mittelwert zurückgegriffen werden muss. Um diese durchschnittliche Lage der Lotlinie berechnen zu können, wurden für 33 segmentierte Wirbelsäulen und Hüften die jeweiligen Lotlinien bestimmt. Diese besitzt

im Mittel einen Abstand h von 48 mm zum Volumenmittelpunkt des Sakrums. Die Standardabweichung beträgt 8,15 mm. Bei diesem Ansatz zur Bestimmung der Horizontalkomponenten wird angenommen, dass das Lot des SP des Oberkörpers ebenfalls durch die Hüftköpfe verläuft.

In gleicher Weise war der durchschnittliche Abstand v zwischen TH4 und L1 unbekannt, der ebenfalls anhand der 33 segmentierten Wirbelsäulen untersucht werden konnte. Dieser beträgt im Mittel 222,96 mm mit einer Standardabweichung von 12,9 mm.

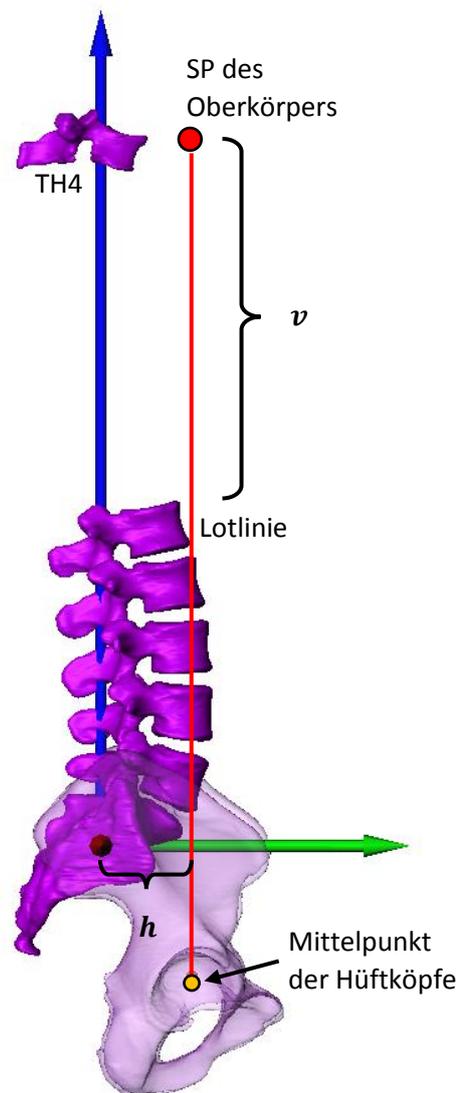


Abbildung 127 – Exemplarische Darstellung zur Bestimmung der Lotlinie und des SP.

Zuletzt wird noch der Trägheitstensor des Oberkörpers für die nachfolgende Simulation benötigt. Dafür wurde der gesamte Oberkörper oberhalb des L1 aus einer CT-Aufnahme segmentiert und mittels AMIRA hauptachsentransformiert, so dass der Trägheitstensor mittels SIMPACK ermittelt werden konnte. Dieser beträgt $I_{xx} = 1,2299 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$, $I_{yy} = 1,6136 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$, $I_{zz} = 0,5296 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$. Chandler et al. (1975, 70) geben den Trägheitstensor des Torsos vergleichsweise mit $I_{xx} = 1,08763 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$, $I_{yy} = 1,61937 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$, $I_{zz} = 0,37851 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$ an.

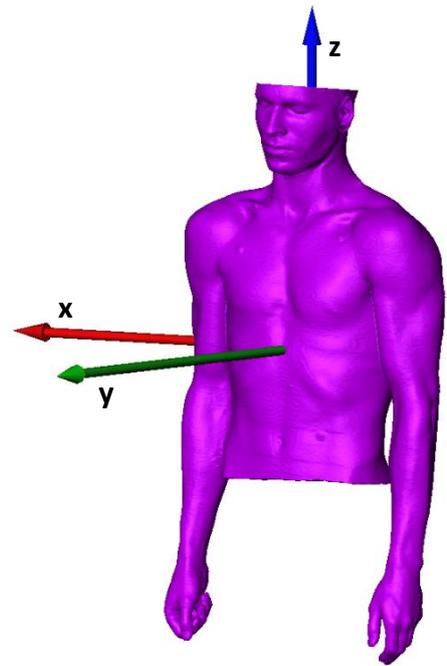


Abbildung 128 - Segmentierter und hauptachsentransformierter Oberkörper einer CT-Aufnahme, der die Masse kranial des L1 repräsentiert.

Mithilfe der zuvor beschriebenen Methode konnte der SP und der Trägheitstensor bestimmt werden, welche den Oberkörper im LWS-Modell repräsentieren, so dass die entsprechende Gewichtskraft auf das Modell wirkte.

Komponente	Parameter
Gewichtskraft des Oberkörpers [N]	330
v [mm]	222,96
h [mm]	48
Trägheitstensor des Oberkörpers [$\text{kg} \cdot \text{m}^2$]	$I_{xx} = 1,2299, I_{yy} = 1,6136, I_{zz} = 0,5296$

Tabelle 15 - Übersicht der Komponenten zur Modellierung des Oberkörpers.

In den Röntgenbildern wurde die Bewegung des Aufrichtens aufgenommen. Es darf jedoch nicht davon ausgegangen werden, dass die Bewegung des Aufrichtens mit der Flexionsbewegung vollständig übereinstimmt. Durch geeignete Stimulation der modellierten Muskulatur (m. psoas major und m. multifidus) wurde das LWS-Modell daher zuerst in Flexion überführt und anschließend zurück in die Ausgangsposition gebracht. Dafür wurden die linken und rechten Anteile beider Muskeln individuell stimuliert. So konnte eine nahezu reine Flexions- und Extensionsbewegung erreicht werden. Des Weiteren resultiert die Bewegungsgeschwindigkeit aus der Stärke der Stimulation. So konnte darauf geachtet werden, dass die anschließende Extensionsbewegung genau zwei Sekunden dauerte, was der Zeitspanne der realen Aufnahme entspricht.

Da in den vorliegenden CT- und Röntgenaufnahmen lediglich die LWS ohne Rippen enthalten ist, wurden der m. psoas major und der m. multifidus modelliert, da diese mehrheitlich an den Wirbeln inserieren. Folglich mussten weitere Muskeln, die bei der Flexions- oder Extensionsbewegung eine Rolle spielen, aber beispielsweise an den Rippen inserieren, vernachlässigt werden. Damit durch die beiden modellierten Muskeln dennoch ausreichend Kraft für die Flexions- und Extensionsbewegung produziert werden konnte, wurde die Maximalkraft des m. multifidus um den Faktor 10 von 21 N auf 210 N erhöht.

Die folgenden Graphen zeigen die Zeitverläufe der Stimulationen.

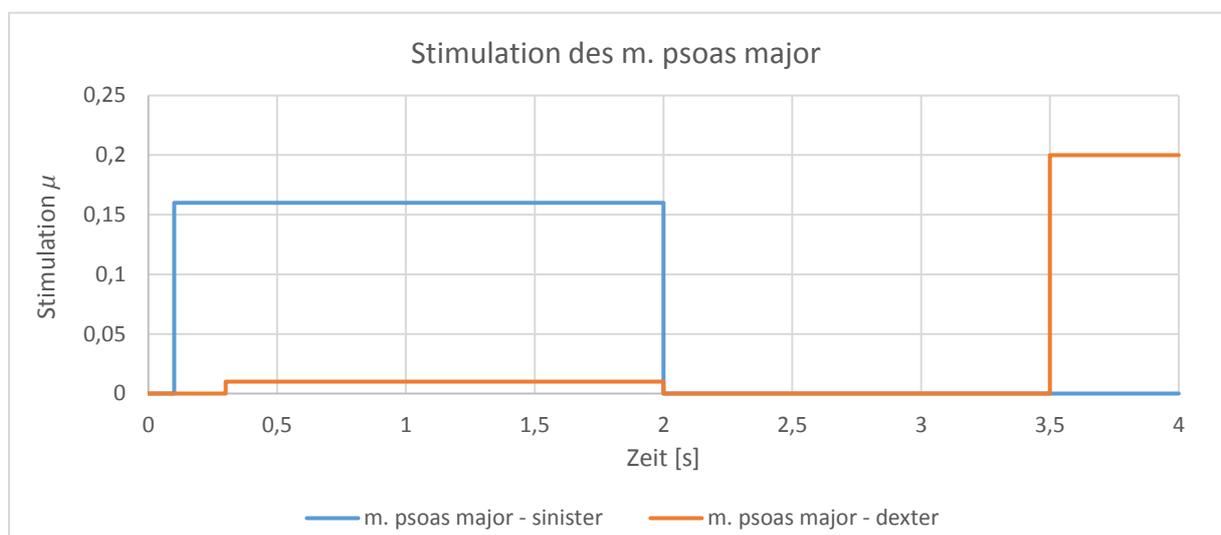


Abbildung 129 - Stimulationsverläufe des m. psoas major. Startposition der Simulation war die CT-Position.

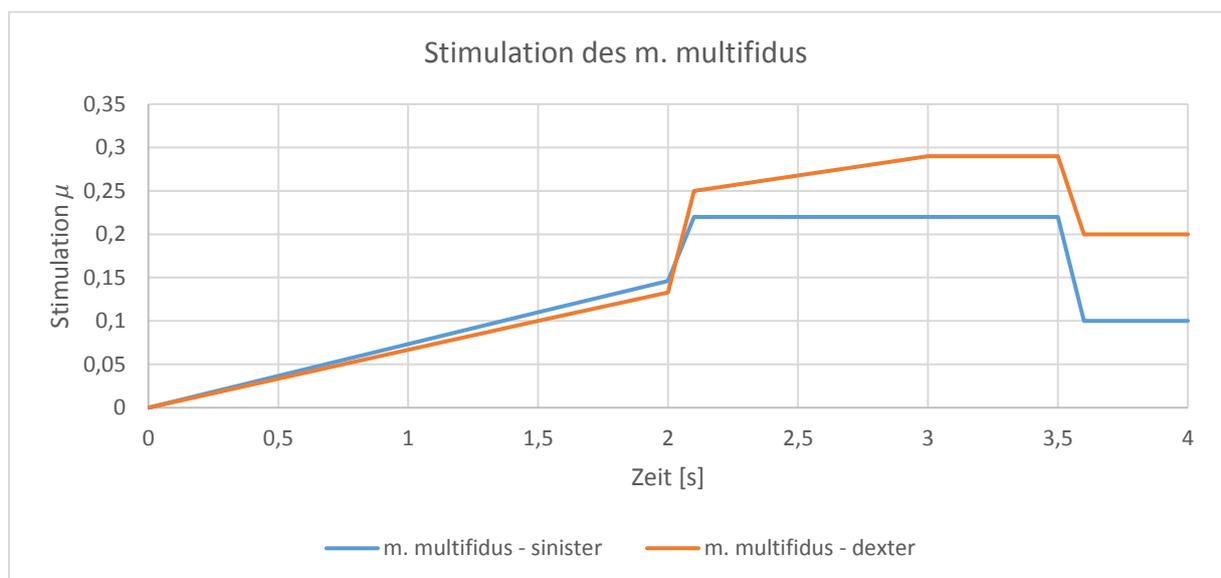


Abbildung 130 - Stimulationsverläufe des m. multifidus. Startposition der Simulation war die CT-Position.

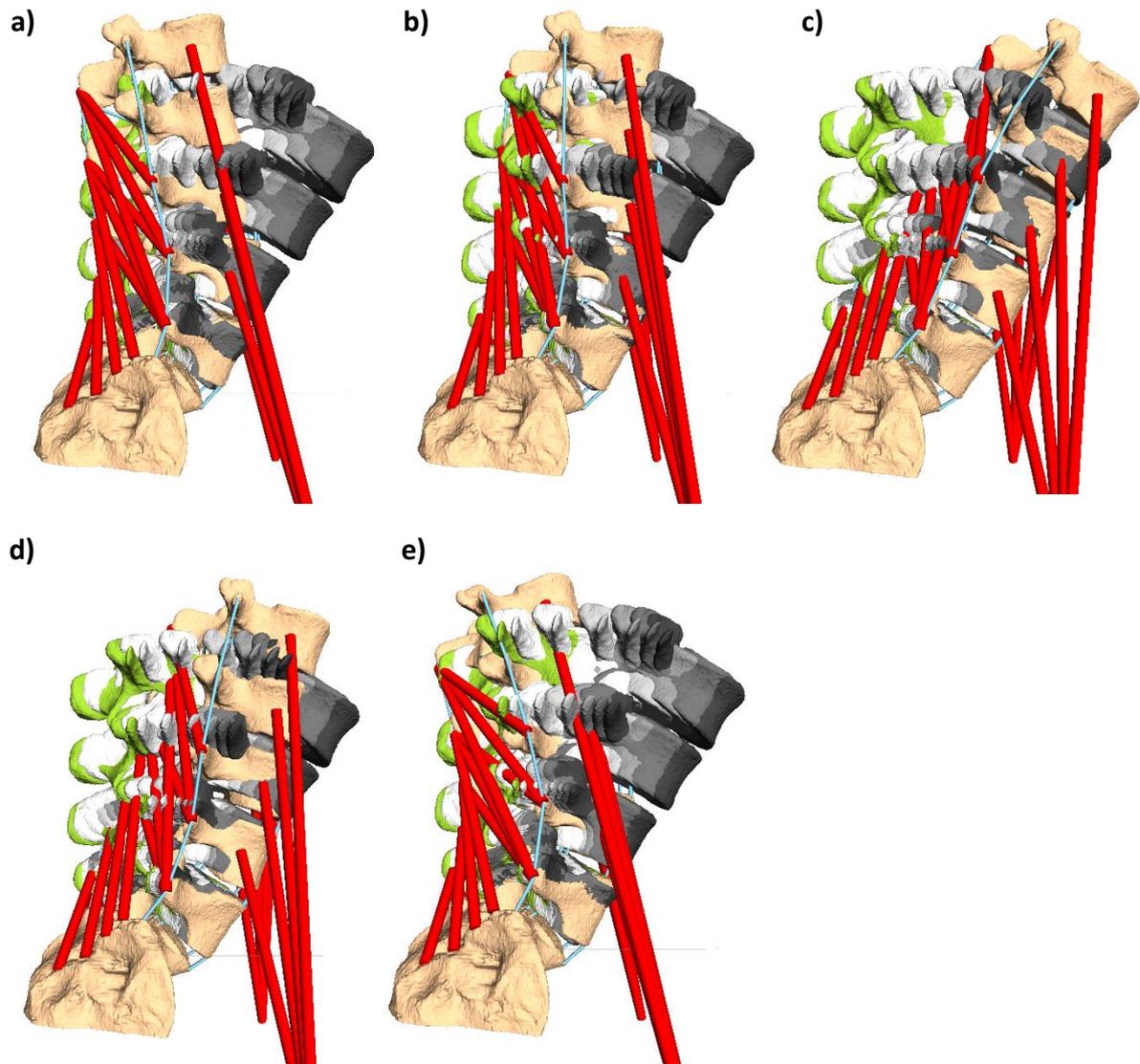


Abbildung 131 – Bewegungssimulation einer Flexionsbewegung (a-c) mit anschließender Extensionsbewegung (d-e) des LWS-Modells mittels Muskulatur *m. psoas major* und *m. multifidus*. In Graustufen sind die gematchten Wirbelpositionen auf Grundlage der Röntgenbilder dargestellt. Startposition der Simulation war die CT-Position. Die Position des aufrechten Stehens (grün) dient dem Vergleich der Krümmaturen zum Simulationsbeginn.

Schon durch das visuelle Auswerten der Bewegungssimulation können einige Auffälligkeiten festgehalten werden. Zunächst ist bereits in (a) ersichtlich, dass die Modellwirbel von den gematchten Wirbelpositionen abweichen, was deutlich an den jeweiligen Querfortsätzen zu erkennen ist. Der Querfortsatz des Modellwirbels L2 liegt kaudal des entsprechenden Querfortsatzes des gematchten L2. Diese Abweichung scheint in kranialer Richtung zuzunehmen. Auch während der Flexion (b, c) liegen die Querfortsätze der Modellwirbel stets kaudal der Querfortsätze der gematchten Wirbelposition. Mit steigender Flexion minimiert sich dieser Fehler jedoch. Während der folgenden Extensionsbewegung (d, e) nimmt die Abweichung wieder zu. Da diese Abweichung schon zum Modellstart (a) existierte und dort

sogar am größten war, könnte dies auf die unterschiedliche Krümmung der LWS während des Liegens und Stehens zurückgeführt werden.

Dennoch kann die vorgegebene Bewegung der einzelnen Wirbel mit dem LWS-Modell reproduziert werden. Die Höhe des ZWS-Fachs bleibt während der gesamten Bewegung erhalten.

Natürlich ist für eine exakte Analyse eine rein optische Beurteilung nicht ausreichend, weshalb ein Maß gefunden werden musste, um die Abweichung der Modellwirbel zu den gematchten Wirbelpositionen während der Simulation zu bestimmen. Da die Geometrien der Wirbeloberflächen nicht direkt miteinander verglichen werden können, muss eine andere Charakteristik verwendet werden, welche die Position und Lage eines Wirbels eindeutig definiert. Dafür eignen sich die in MATLAB berechneten Koordinatensysteme (s. Abbildung 124), die den Wirbelkörpermittelpunkt in jeder Röntgenaufnahme repräsentieren. Diese Koordinatensysteme sind bezüglich der Wirbeloberflächen fix und definieren diese somit. Abbildung 132 verdeutlicht die Berechnungsmethode zur Ermittlung der Abweichung zwischen einem Modellwirbel und den entsprechenden gematchten Wirbelpositionen. Die schwarzen Koordinatensysteme entsprechen den gematchten Wirbelpositionen und definieren somit Position und Lage eines Wirbels während der Röntgenaufnahme zu einem bestimmten Zeitschritt. Die blauen Koordinatensysteme zeigen den Wirbelkörpermittelpunkt eines Modellwirbels zu zwei verschiedenen Simulationszeitpunkten. Deckt sich während der Simulation ein schwarzes Koordinatensystem vollständig mit einem blauen, bedeutet dies demnach, dass die beiden Wirbel in diesem Integrationsschritt deckungsgleich sind. Sind die beiden Wirbel jedoch nicht deckungsgleich, können diese also gegeneinander verschoben oder verdreht sein. Diese Abweichung kann durch die geometrische Abbildung beschrieben werden, welche nötig wäre, um ein blaues auf ein schwarzes Koordinatensystem zu verschieben und zu drehen. Die Abbildung wird demnach durch einen Verschiebungsvektor sowie drei Rotationen um die Hauptachsen des Koordinatensystems bestimmt.

Des Weiteren soll nur an den Stellen die Abweichung berechnet werden, an denen auch 6-DOF-Daten vorliegen, welche wiederum aus den 60 Röntgenbildern bestimmt wurden. Dafür wurden 60 Hilfsebenen bezüglich der schwarzen Koordinatensysteme definiert, welche parallel zur x-z-Ebene des Inertialsystems liegen. Da die blauen Koordinatensysteme während der Simulation für jeden Integrationsschritt berechnet werden, kann nicht vorausgesetzt werden, dass diese exakt auf einer Hilfsebene liegen. Daher ist es sinnvoll, ein Intervall für

jede Hilfsebene zu definieren und die Position eines blauen Koordinatensystems zu registrieren, wenn es innerhalb eines solchen Intervalls liegt. Die Intervallbreite wurde auf 0,02 mm festgesetzt.

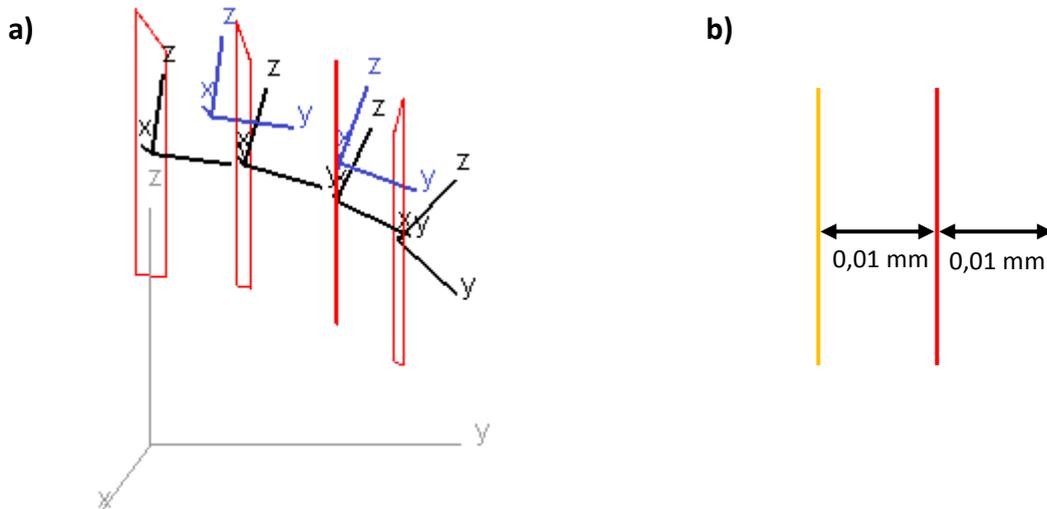


Abbildung 132 - Schema zur Abstandsberechnung. a) Schwarze Koordinatensysteme repräsentieren die 6-DOF-Daten, welche auf Grundlage der Röntgenbilder berechnet wurden. Blaue Koordinatensysteme zeigen den Wirbelkörpermittelpunkt eines Modellwirbels zu zwei verschiedenen Zeitpunkten. b) Für jede Hilfsebene wurde ein Intervall mit der Breite 0,02 mm definiert.

Liegt ein blaues Koordinatensystem innerhalb eines Intervalls, wird der Abstandsvektor und die drei Drehwinkel um die Hauptachsen des Koordinatensystems berechnet, welche nötig wären, um das blaue auf das schwarze Koordinatensystem abzubilden.

Abhängig von der Geschwindigkeit eines Modellwirbels während der Simulation, können mehrere Schritte in einem Intervall registriert werden. Für jeden registrierten Schritt wurde der Abstandsvektor sowie die Rotationen berechnet, welche nötig wären, um ein blaues auf das schwarze Koordinatensystem abzubilden. Da eine reine Flexion/Extension untersucht wurde, konnten die Rotationen um die y- und z-Achse vernachlässigt werden, so dass im weiteren Verlauf lediglich der eingeschlossene Winkel um die x-Achse betrachtet wird.

Die erfassten Datenreihen der Abstandsvektoren und Drehwinkel wurden mithilfe von MATLAB, unter Verwendung des gleitenden Mittelwerts (smooth-Algorithmus), geglättet. Eine rote vertikale Linie markiert stets den Umkehrpunkt nach zwei Sekunden, bei dem die maximale Flexion erreicht ist und somit die Extensionsbewegung beginnt.

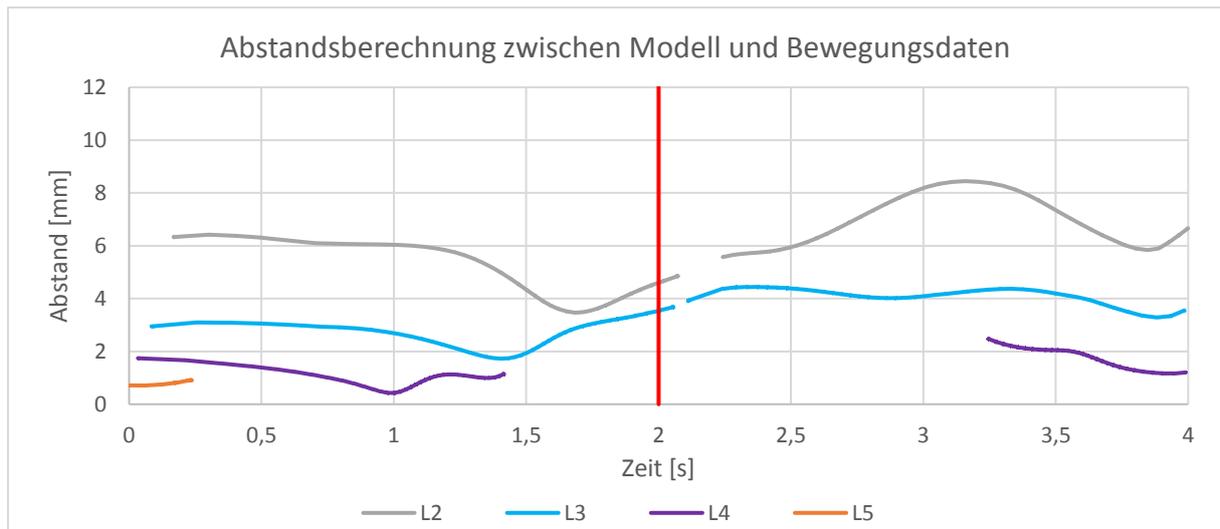


Abbildung 133 - Zeitlicher Verlauf des Abstands zwischen den Koordinatensystemen der Modellwirbel und gematchten Wirbelpositionen. Startposition der Simulation war die CT-Position.

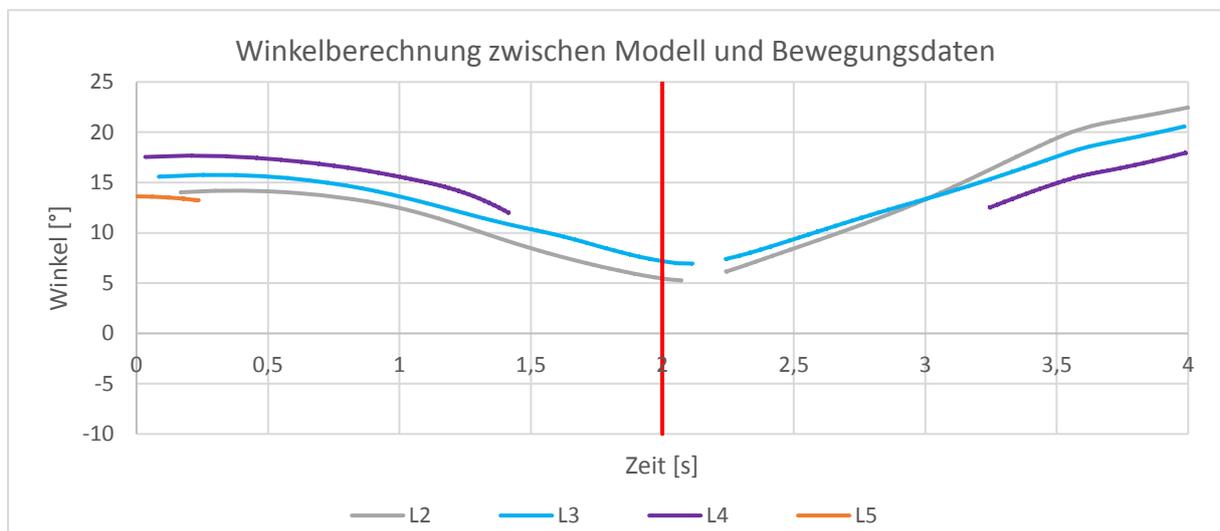


Abbildung 134 - Zeitlicher Verlauf des eingeschlossenen Winkels um die x-Achse zwischen den Koordinatensystemen der Modellwirbel und gematchten Wirbelpositionen. Da eine reine Flexion/Extension untersucht wurde, können die Rotationen um die y- und z-Achse vernachlässigt werden. Startposition der Simulation war die CT-Position.

Die Berechnung der Abstände zwischen den Modellwirbeln und den gematchten Wirbelpositionen kann zunächst einmal die visuelle Auswertung bestätigen, da die Abweichungen im Allgemeinen in Flexion geringer sind als in aufrechter Position. Dies kann jedoch auf die Unterschiede in der Krümmung der LWS im Liegen und Stehen zurückgeführt werden. Auffällig ist zudem, dass die Abstände zwischen Modellwirbeln und den berechneten Wirbelpositionen in kaudaler Richtung kleiner werden. So konnten für den Wirbel L4 Abstände unter 2 mm berechnet werden, während der minimale Abstand für den Wirbel L2 lediglich kurzzeitig unter 4 mm lag. Ebenfalls offensichtlich sind die Unterbrechungen im Graphen, die wiederum in kaudaler Richtung immer größer werden. An diesen Stellen konnte kein Abstand

berechnet werden, da das Koordinatensystem des Modellwirbels in y-Richtung bereits hinter der letzten gematchten Wirbelposition liegt. Dies betrifft vor allem den fünften Lendenwirbel L5, so dass für diesen keine Auswertung erfolgen konnte.

Die Berechnung des eingeschlossenen Winkels um die x-Achse zeigt ebenfalls, dass die Ausrichtung der Modellwirbel bezüglich den gematchten Wirbelpositionen mit zunehmender Flexion immer besser übereinstimmt, so dass im Umkehrpunkt zwischen Flexion und Extension die geringsten Abweichungen erreicht werden konnten. Auch hier nehmen die Unterbrechungen im Graphen in kaudaler Richtung zu.

Die Abweichung der Krümmung der LWS im Liegen (CT-Aufnahme) bzgl. der im Stehen (Röntgenbild) hat offensichtlich deutliche Auswirkungen auf die nachfolgende Bewegung. Allerdings liefert nur die CT-Aufnahme die 3D-Wirbeloberflächen. Die Positionierung der Wirbel im Stehen (grün) kann nur durch Matching dieser Oberflächen auf das Röntgenbild produziert werden. Für den Start der Simulation sollte daher die CT-Positionierung (beige) an die Positionierung im Stehen (grün) angeglichen werden. Die Minimierung dieser Abweichung wurde mithilfe äußerer Kräfte und Drehmomente erreicht.

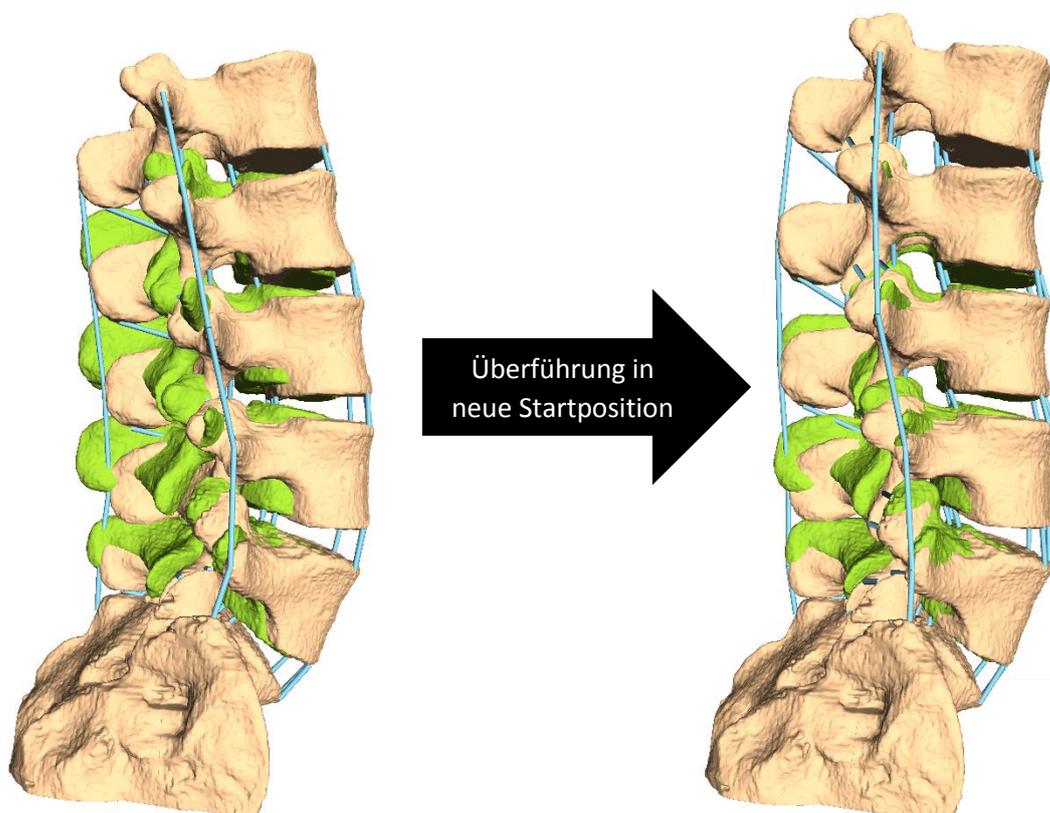


Abbildung 135 - Überführung des LWS-Modells aus der CT-Position (beige), die im Liegen generiert wurde, in die aufrechte Position (grün) mithilfe geeigneter Kräfte und Drehmomente zu Simulationsbeginn.

Ausgehend von der neuen Startposition, welche an die aufrechte Kurvatur angenähert ist, wurde die Simulation wiederholt. Dafür wurde wiederum die Stimulation der Muskulatur entsprechend gesteuert, um die Flexion mit anschließender Extension zu simulieren.

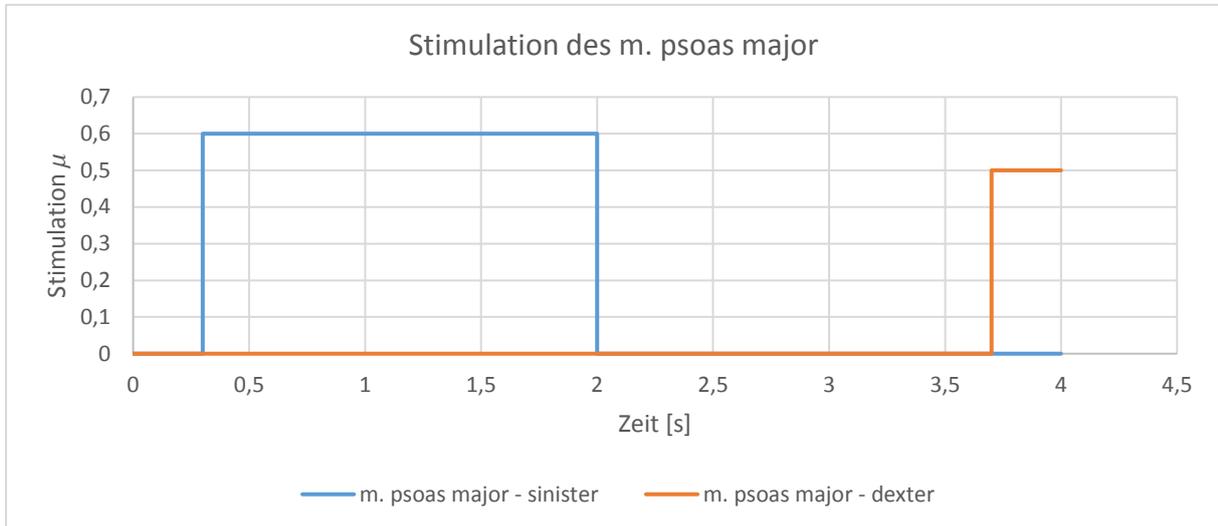


Abbildung 136 - Stimationsverläufe des m. psoas major. Startposition der Simulation war die CT-Position, welche an die aufrechte Kurvatur angenähert wurde.

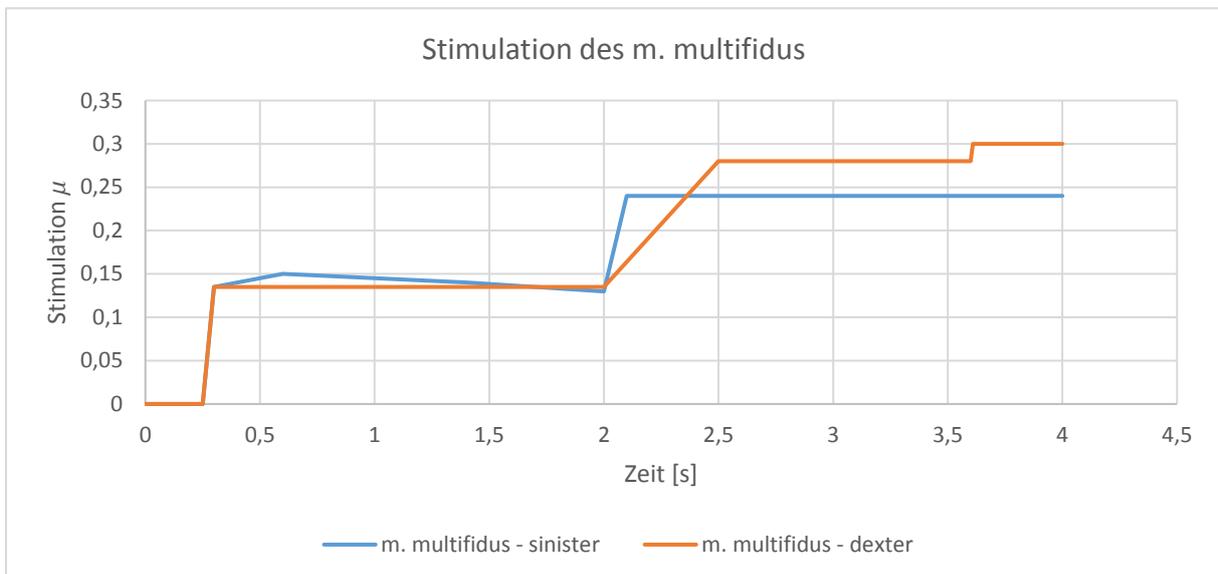


Abbildung 137 - Stimationsverläufe des m. multifidus. Startposition der Simulation war die CT-Position, welche an die aufrechte Kurvatur angenähert wurde.

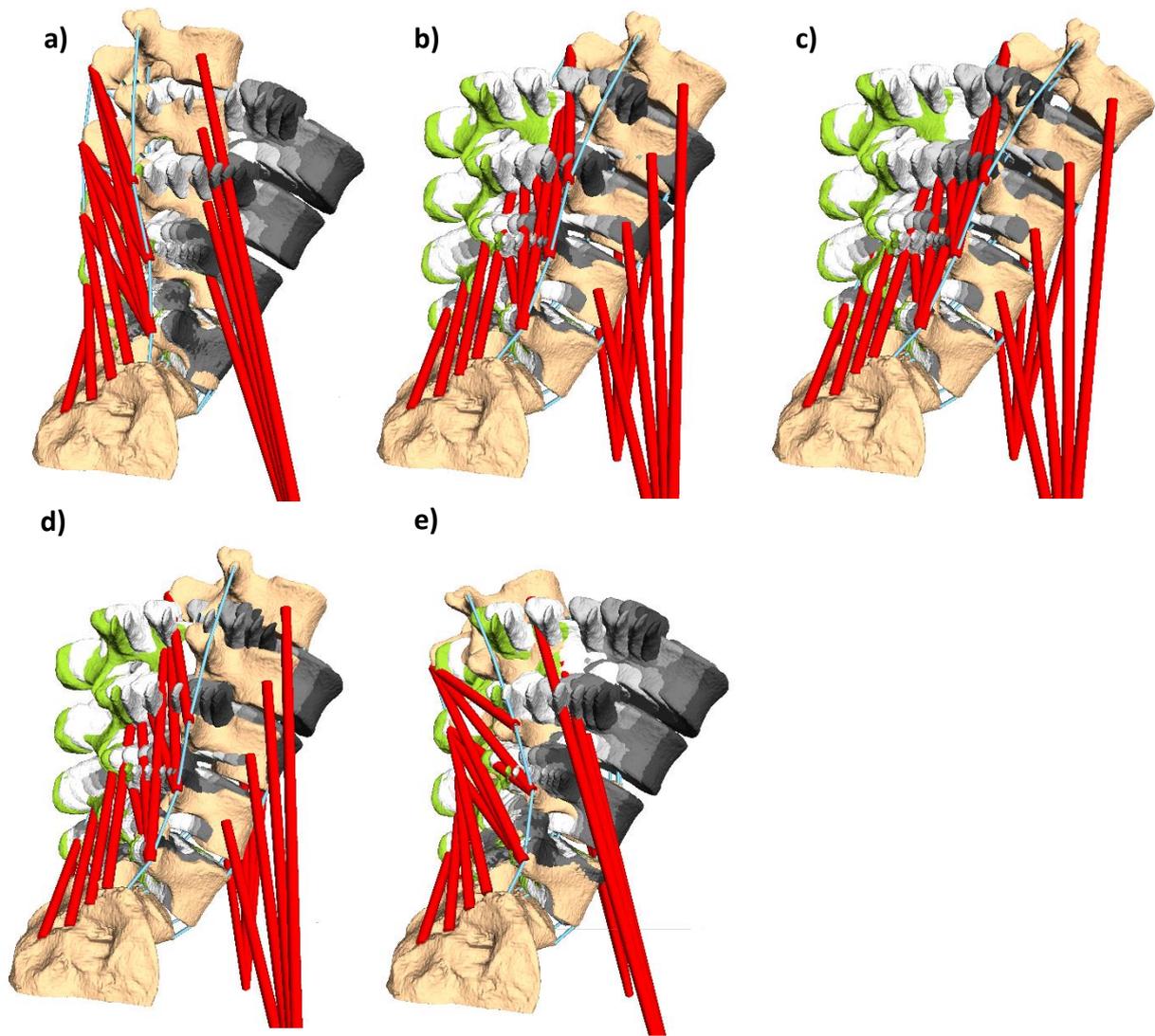


Abbildung 138 - Bewegungssimulation einer Flexionsbewegung (a-c) mit anschließender Extensionsbewegung (d-e) des LWS-Modells mittels Muskulatur *m. psoas major* und *m. multifidus*. In Graustufen sind die gematchten Wirbelpositionen auf Grundlage der Röntgenbilder dargestellt. Startposition der Simulation war die CT-Position, welche an die aufrechte Kurvature angenähert wurde.

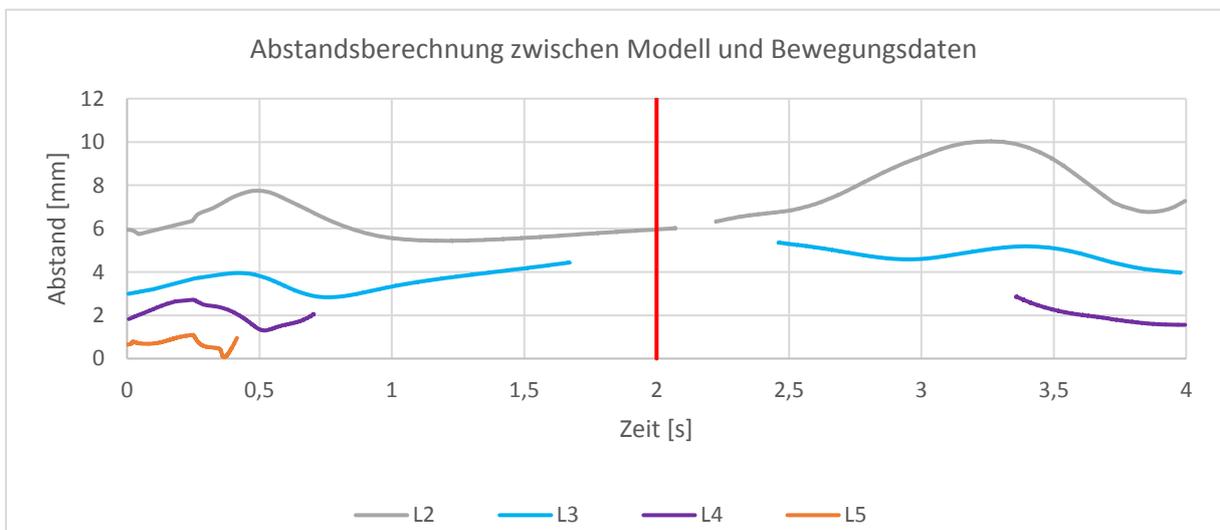


Abbildung 139 - Zeitlicher Verlauf des Abstands zwischen den Koordinatensystemen der Modellwirbel und gematchten Wirbelpositionen. Startposition der Simulation war die CT-Position, welche an die aufrechte Kurvature angenähert wurde.

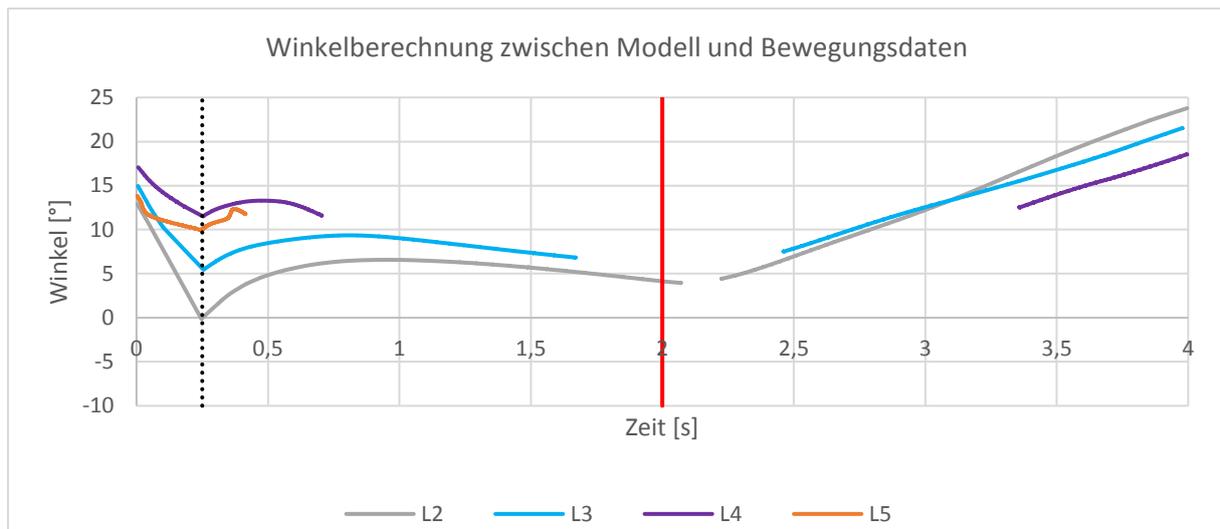


Abbildung 140 - Zeitlicher Verlauf des eingeschlossenen Winkels um die x-Achse zwischen den Koordinatensystemen der Modellwirbel und gematchten Wirbelpositionen. Da eine reine Flexion/Extension untersucht wurde, können die Rotationen um die y- und z-Achse vernachlässigt werden. Startposition der Simulation war die CT-Position, welche an die aufrechte Krümmung angenähert wurde. Die vertikale schwarz gestrichelte Linie zeigt den Zeitpunkt der besten Annäherung zwischen CT-Position und aufrechter Krümmung.

Durch die Annäherung des LWS-Modells an die aufrechte Krümmung konnte der Winkel zwischen Modellwirbeln und den gematchten Wirbelpositionen deutlich minimiert werden. Eine Minimierung des Abstands konnte jedoch durch die neue Startposition nicht erreicht werden. Da das LWS-Modell in vollständiger Flexion unabhängig von der Startposition eine ähnliche Krümmung einnimmt, hat die Startposition vor allem auf die Flexionsbewegung positiven Einfluss. Die Extensionsbewegung bleibt somit unverändert. Beide vorherigen Methoden können die Krümmung während des aufrechten Stehens jedoch nicht vollständig reproduzieren, da der ersten Methode die Krümmung aus der CT-Aufnahme zugrunde lag und mithilfe der zweiten Methode lediglich eine Annäherung erreicht werden konnte. Unklar bleibt daher, wie stark der Einfluss der Krümmung zum Modellstart auf die Bewegungssimulation ist. Dieser beeinträchtigt jedoch die Validierung der kraftübertragenden Strukturen, da die Abweichung womöglich nicht den gewählten Parametern der kraftübertragenden Strukturen zugeschrieben werden kann. Demnach sollte dem Modell eine Wirbelpositionierung zugrunde liegen, die dem aufrechten Stehen entspricht. Neben den Röntgenaufnahmen während des Aufrichtens, wurden auch Aufnahmen während des aufrechten Stehens angefertigt. Die Positionierung der Wirbel beim Stehen war demnach bekannt und konnte als Grundlage zur Modellerstellung dienen. Mithilfe der vorliegenden 6-DOF-Daten, die das aufrechte Stehen vorgeben, wurde das Modell modifiziert. Dieses besteht folglich nur noch aus den Wirbeln SA-L2, da der L1 nicht auf den Röntgenbildern erfasst wurde.

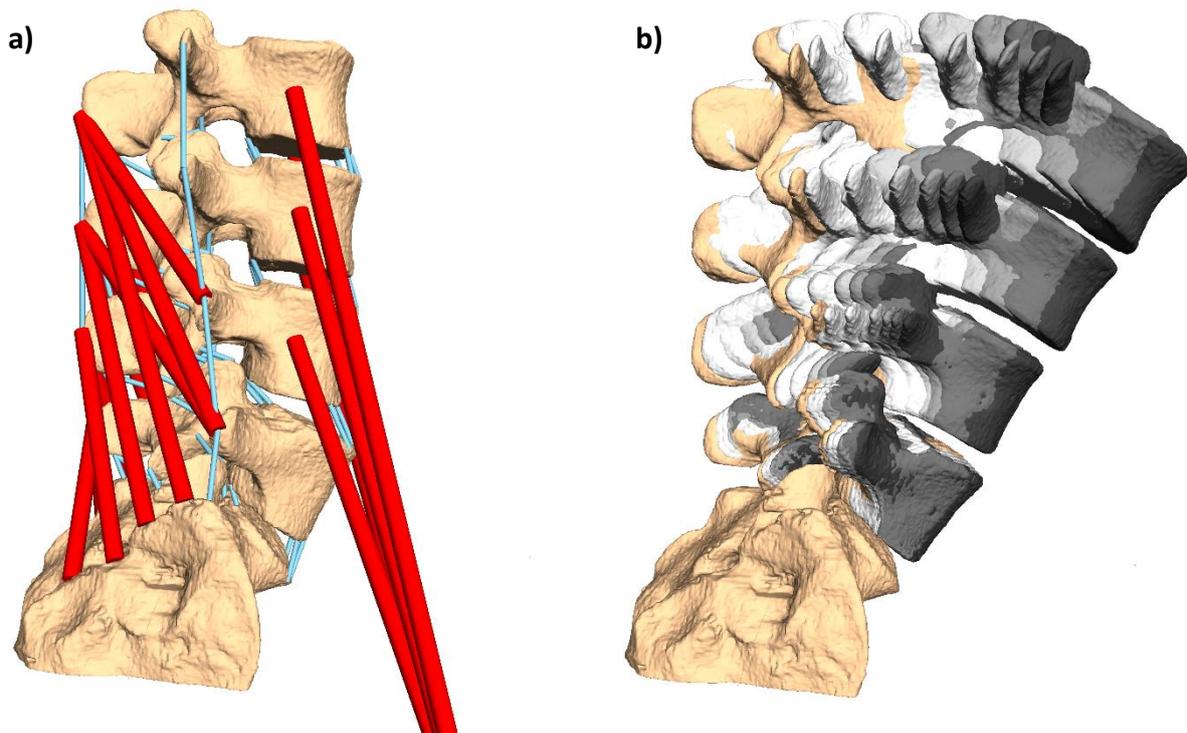


Abbildung 141 - a) Modell der LWS (SA-L2) auf Grundlage der 6-DOF-Daten des aufrechten Stehens. b) Vergleich der Wirbelpositionierung zwischen dem aufrechten Stehen und den Bewegungsdaten (in Graustufen).

Mit diesem angepassten LWS-Modell wurde die Bewegung erneut simuliert. Beachtet werden muss jedoch, dass die einzelnen Wirbelpositionen nun dem aufrechten Stehen entsprechen, d.h. die ZWS haben bereits eine Kompression entsprechend der Gewichtskraft des Oberkörpers erfahren. Dies musste auch in den modellierten ZWS berücksichtigt werden. Daher wurden die ZWS des LWS-Modells so konfiguriert, dass diese zu Simulationsbeginn schon eine Deformation von 0,363 mm aufwiesen, was der experimentell ermittelten ZWS-Deformation bei 330 N entspricht (s. Abbildung 57). Ebenso wie bei den vorherigen Simulationen, wurde darauf geachtet, dass Flexion und Extension zwei Sekunden benötigen.

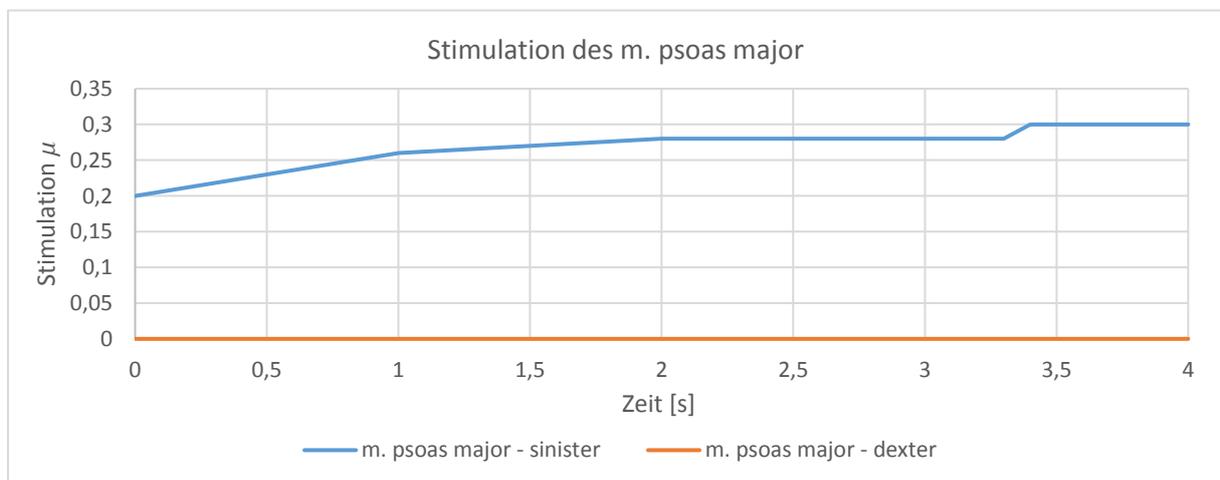


Abbildung 142 - Stimationsverläufe des m. psoas major. Startposition der Simulation war die aufrechte Kurvatur.

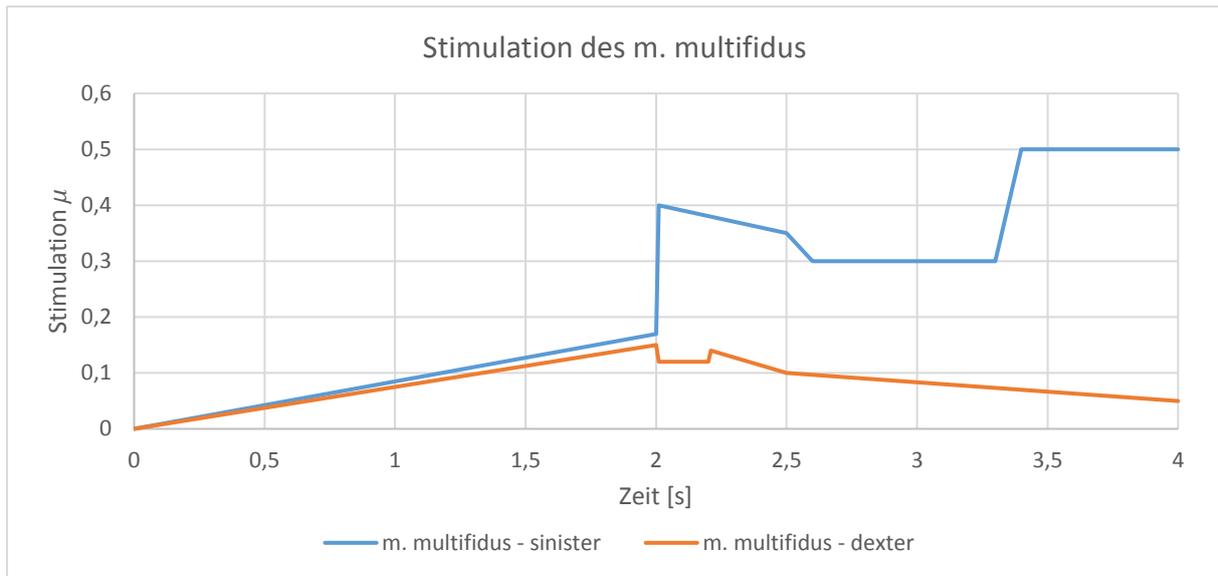


Abbildung 143 - Stimmulationsverläufe des m. multifidus. Startposition der Simulation war die aufrechte Kurvatur.

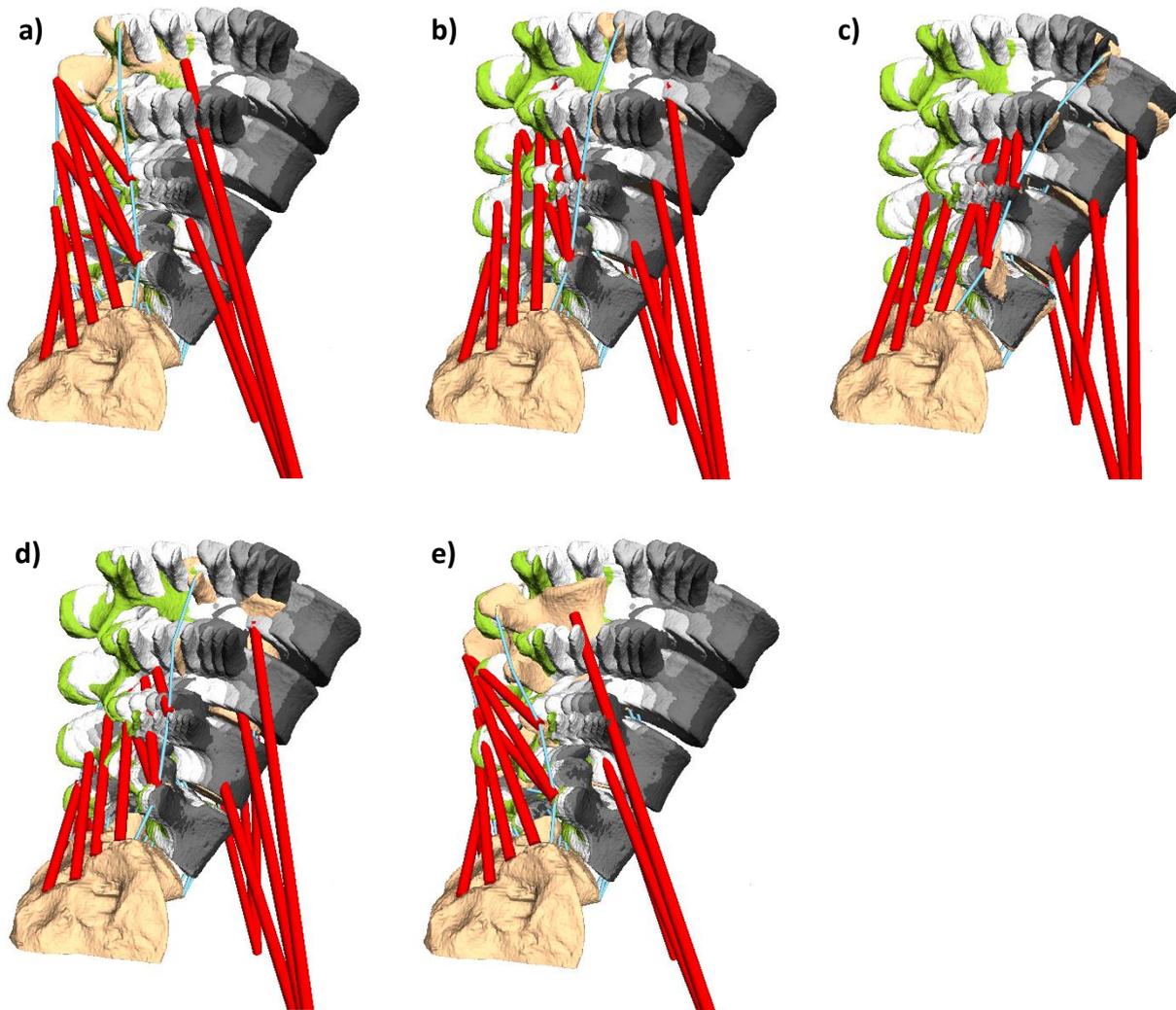


Abbildung 144 - Bewegungssimulation einer Flexionsbewegung (a-c) mit anschließender Extensionsbewegung (d-e) des LWS-Modells mittels Muskulatur m. psoas major und m. multifidus. In Graustufen sind die gemachten Wirbelpositionen auf Grundlage der Röntgenbilder dargestellt. Startposition der Simulation war die aufrechte Kurvatur.

Der Simulationsstart (a) zeigt, dass nun die Modellwirbel deutlich besser mit den gematchten Wirbelpositionen übereinstimmen, so liegen die Querfortsätze beispielsweise auf gleicher Höhe. Zu Beginn ist also eine hohe Übereinstimmung zwischen Modellwirbeln und den gematchten Wirbelpositionen zu erwarten. Zudem ist ersichtlich, dass die Größe des ZWS-Fachs während der Flexion (a-c) nahezu erhalten blieb, was auch auf die vordefinierte Deformation zurückgeführt werden kann. Lediglich in vollständiger Flexion (c) zeigt sich, dass je kranialer ein Wirbel liegt, desto stärker ist die Rotation um die x-Achse, was dazu führt, dass L2 und L3 im Vergleich zu den gematchten Wirbelpositionen zu stark flektiert sind. Die folgende Extensionsbewegung (d) und (e) zeigt, dass die Größe des ZWS-Fachs nicht vollständig aufrechterhalten werden konnte, die ZWS also leicht deformiert wurden. Dies zeigt sich auch durch die Querfortsätze der Modellwirbel, die leicht unterhalb der Querfortsätze der gematchten Wirbelpositionen liegen. Um die Abweichungen zu quantifizieren wurden auch für diese Simulation die Abstände und Rotationen zwischen den Modellwirbeln und den gematchten Wirbelpositionen berechnet.

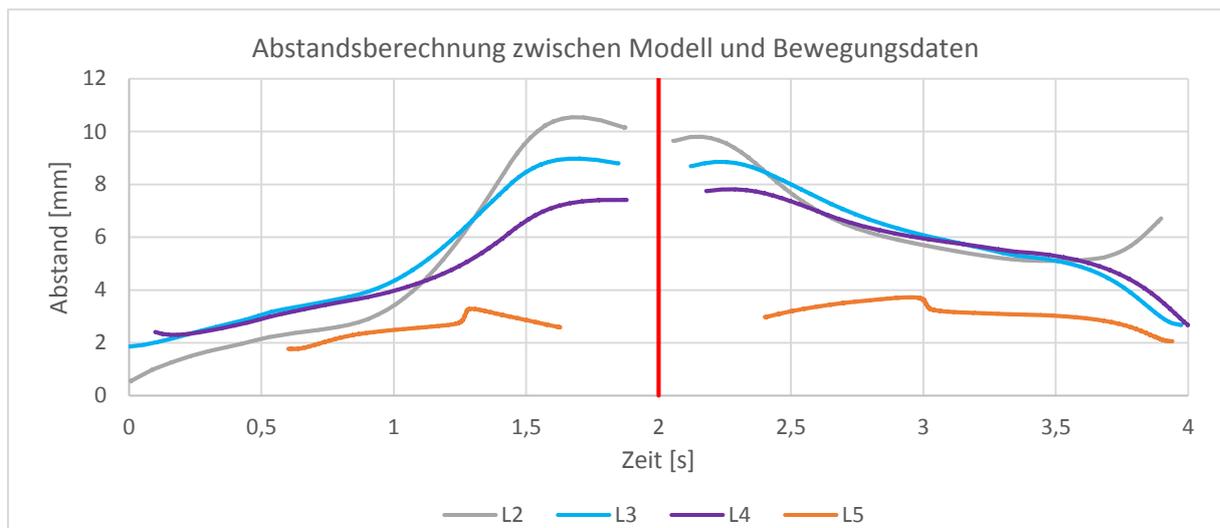


Abbildung 145 - Zeitlicher Verlauf des Abstands zwischen den Koordinatensystemen der Modellwirbel und gematchten Wirbelpositionen. Startposition der Simulation war die aufrechte Kurvatur.

Beide Diagramme (Abbildung 145 und Abbildung 146) können zunächst bestätigen, dass zum Simulationsstart (a) eine hohe Übereinstimmung zwischen Modellwirbeln und gematchten Wirbelpositionen gegeben war. Die Abweichungen vergrößerten sich jedoch leicht mit zunehmender Flexion. In der Abstandsberechnung fällt auf, dass lediglich nahe der vollständigen Flexion größere Abweichungen auftraten. Während der Extensionsbewegung konnten die Abstände allerdings wieder minimiert werden.

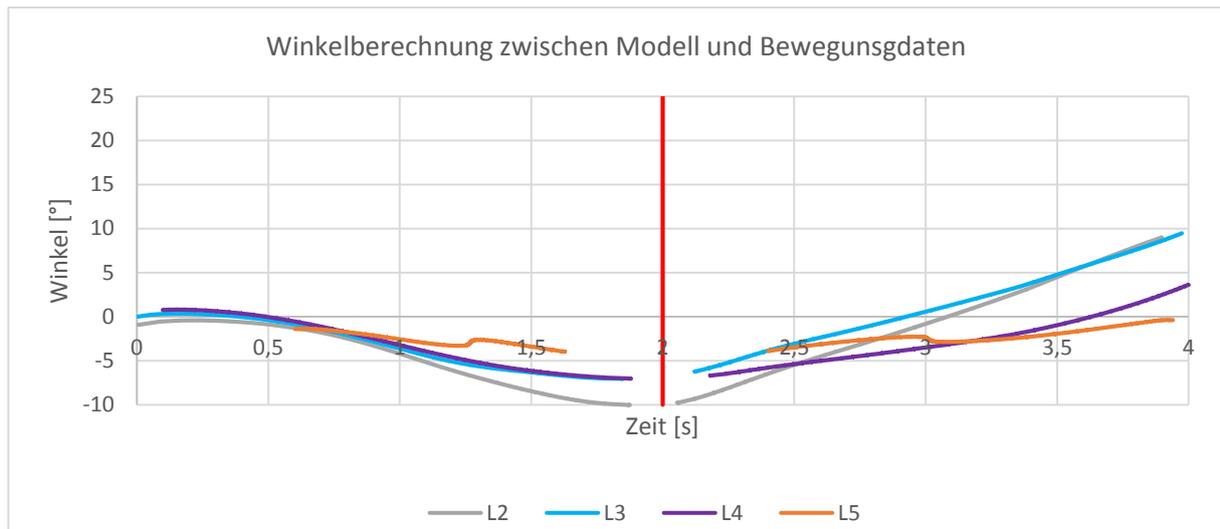


Abbildung 146 - Zeitlicher Verlauf des eingeschlossenen Winkels um die x-Achse zwischen den Koordinatensystemen der Modellwirbel und gematchten Wirbelpositionen. Da eine reine Flexion/ Extension untersucht wurde, können die Rotationen um die y- und z-Achse vernachlässigt werden. Startposition der Simulation war die aufrechte Krümmung.

Zusammenfassend wurden also LWS-Modelle generiert, welche bezüglich ihrer Krümmung dem Liegen oder Stehen entsprechen. Mit diesen wurde dann eine Flexions- mit anschließender Extensionsbewegung simuliert und die Bewegung mit den gematchten Wirbelpositionen verglichen. Doch die dem Modell zugrundeliegende Krümmung hat Einfluss auf die Bewegungssimulation, wodurch einige Vor- und Nachteile entstehen, die nachfolgend erläutert werden.

Im LWS-Modell, welches direkt aus den dreidimensionalen CT-Daten generiert wurde, entsprechen die Abstände zwischen den Wirbeln und somit die Größe des ZWS-Fachs und die Abstände in den Facettengelenken der Realität, da sich diese unmittelbar aus den CT-Daten ergeben. Auf der anderen Seite muss dafür eine schwächere Übereinstimmung mit den Bewegungsdaten, die aus dem Röntgenfilm extrahiert wurden, akzeptiert werden, da diese wiederum im Stehen produziert wurden und die beiden Krümmungen geringe Unterschiede aufweisen.

Sind die Wirbel des LWS-Modells hingegen so ausgerichtet, dass sie der stehenden Krümmung entsprechen, folgt daraus eine bessere Übereinstimmung zwischen den Modellwirbeln und den Bewegungsdaten. Da die Wirbelpositionen, die dem aufrechten Stehen entsprechen, aber mithilfe eines Matching-Algorithmus von Aiyangar et al. (2014) berechnet wurden, bestimmt nun die Güte des Algorithmus sowie weitere Faktoren, wie beispielsweise die Qualität der Röntgenbilder, über die Exaktheit der Wirbelpositionen. Auf diese Weise werden ZWS-Fächer und Abstände in den Facettengelenken marginal verändert, was jedoch Kräfte und Drehmomente beeinflussen kann, die in diesen Strukturen übertragen werden.

6.3 Überprüfung des Bewegungsverhaltens des LWS-Modells anhand von Röntgenfunktionsaufnahmen

Im vorherigen Kapitel konnten die Parameter der passiven kraftübertragenden Strukturen an einem LWS-Modell mithilfe von Bewegungsdaten überprüft werden. Diese Bewegungsdaten bestanden aus jeweils 60 Röntgenaufnahmen, die aus zwei verschiedenen Richtungen aufgenommen wurden. Dies ließ exakte Rückschlüsse auf die Abweichungen zwischen Modellwirbeln und gematchten Wirbelpositionen zu. Da jedoch mit dieser Genauigkeit nur eine LWS untersucht werden konnte, sollten natürlich die Bewegungen weiterer individueller LWS-Modelle simuliert werden. Um dieses Vorhaben auszuweiten, eignen sich vor allem Funktionsaufnahmen. Dabei werden Röntgenbilder eines Patienten aus lateraler Ansicht erstellt, wobei der Patient gebeten wird, sich bis zur Schmerzgrenze nach vorne (Flexion) zu beugen und nach hinten (Extension) zu strecken. Möglich sind zudem auch Aufnahmen während des aufrechten Stehens, also in Neutralposition. Da derartige Aufnahmen klinische Relevanz besitzen, werden sie routinemäßig in Krankenhäusern durchgeführt, weshalb diese in hoher Zahl zur Verfügung stehen. Die Bewegung zwischen den Endstellungen kann mittels eines patientenspezifischen Modells simuliert werden. Sind nach erfolgter Überführung des LWS-Modells in eine der Endstellungen auch die Abweichungen zwischen Modellwirbeln und Wirbeln der Endstellung hinreichend gering, so kann hypothetisiert werden, dass dann auch die Bewegung zur Endstellung hin realistisch verlaufen muss. Im Folgenden soll untersucht werden, ob die LWS-Modelle mit den derzeit verwendeten Parametern der passiven kraftübertragenden Strukturen in die jeweilige Endstellung überführt werden können und wie groß die Abweichungen zwischen Modellwirbeln und Wirbeln der Endstellungen sind. Die Übersicht (s. Abbildung 149) visualisiert den dafür nötigen Arbeitsablauf im Detail. Von 9 verschiedenen Patienten wurde jeweils die LWS aus einem CT-Datensatz segmentiert und ein entsprechendes Modell generiert, welches wiederum die bekannten passiven kraftübertragenden Strukturen (ZWS, Ligamente und Facettengelenke) sowie die modellierte Muskulatur (m. psoas major und m. multifidus) enthält. Zu jeder vorliegenden CT-Aufnahme der LWS existieren zudem die drei Röntgenfunktionsaufnahmen (Extension, Neutral, Flexion). Die segmentierten Wirbeloberflächen konnten nun mit den jeweiligen Funktionsaufnahmen überlagert werden (Matching), so dass die 3D-Informationen für die jeweilige Endstellung gewonnen werden konnten. Dafür war es nötig, den Strahlengang der Röntgenstrahlung beim

Produzieren der Funktionsaufnahmen mittels AMIRA nachzuvollziehen, damit die einzelnen Wirbel im korrekten Größenverhältnis positioniert werden konnten.

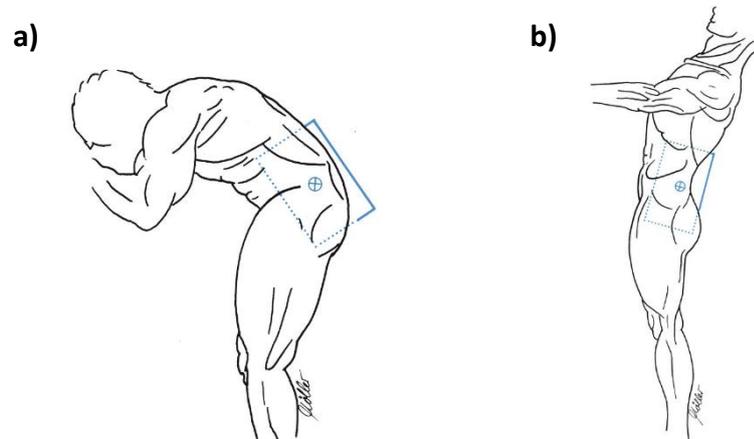


Abbildung 147 - Körperhaltung beim Erstellen von Funktionsaufnahmen für a) Flexion und b) Extension (nach Möller und Reif, 2009, 62).

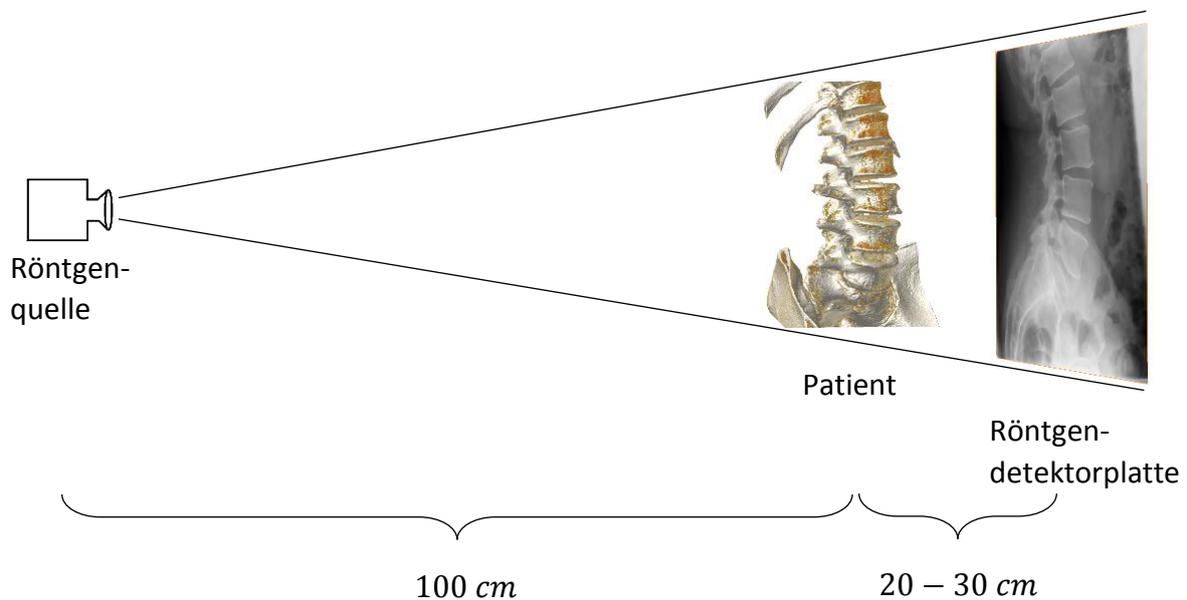


Abbildung 148 – Klinischer Aufbau zur Generierung von Röntgenfunktionsaufnahmen. Da die Funktionsaufnahmen von der Universitätsmedizin der Johannes-Gutenberg Universität (Mainz) zur Verfügung gestellt wurden, war es nötig, die relevanten Abstände zwischen Röntgenquelle und Patient sowie zwischen Patient und Röntgendetektorplatte auch in der Universitätsmedizin der JGU (Mainz) durch eigene Messungen zu bestimmen. Der Abstand zwischen Röntgenquelle und Patient beträgt in der Regel ungefähr 100 cm, der Abstand zwischen Patient und Detektorplatte kann aufgrund der individuellen Körperbreite (Hüft- und Schulterbreite) jedoch schwanken. Die gemessenen Abstände können zudem durch die Leitlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik (2008) bestätigt werden (vgl. Kauczor et al., 2008).

Nach erfolgtem Matching konnten die 3D-Oberflächen der Wirbel in das zugehörige Modell in SIMPACK übertragen werden, um anschließend das Modell mittels geeigneten Muskelkräften von der Ausgangsposition in die jeweilige Endstellung zu überführen. Das Sakrum des Modells diente dafür als Referenz und entspricht bzgl. Position und Ausrichtung dem Sakrum der jeweiligen Funktionsaufnahme.

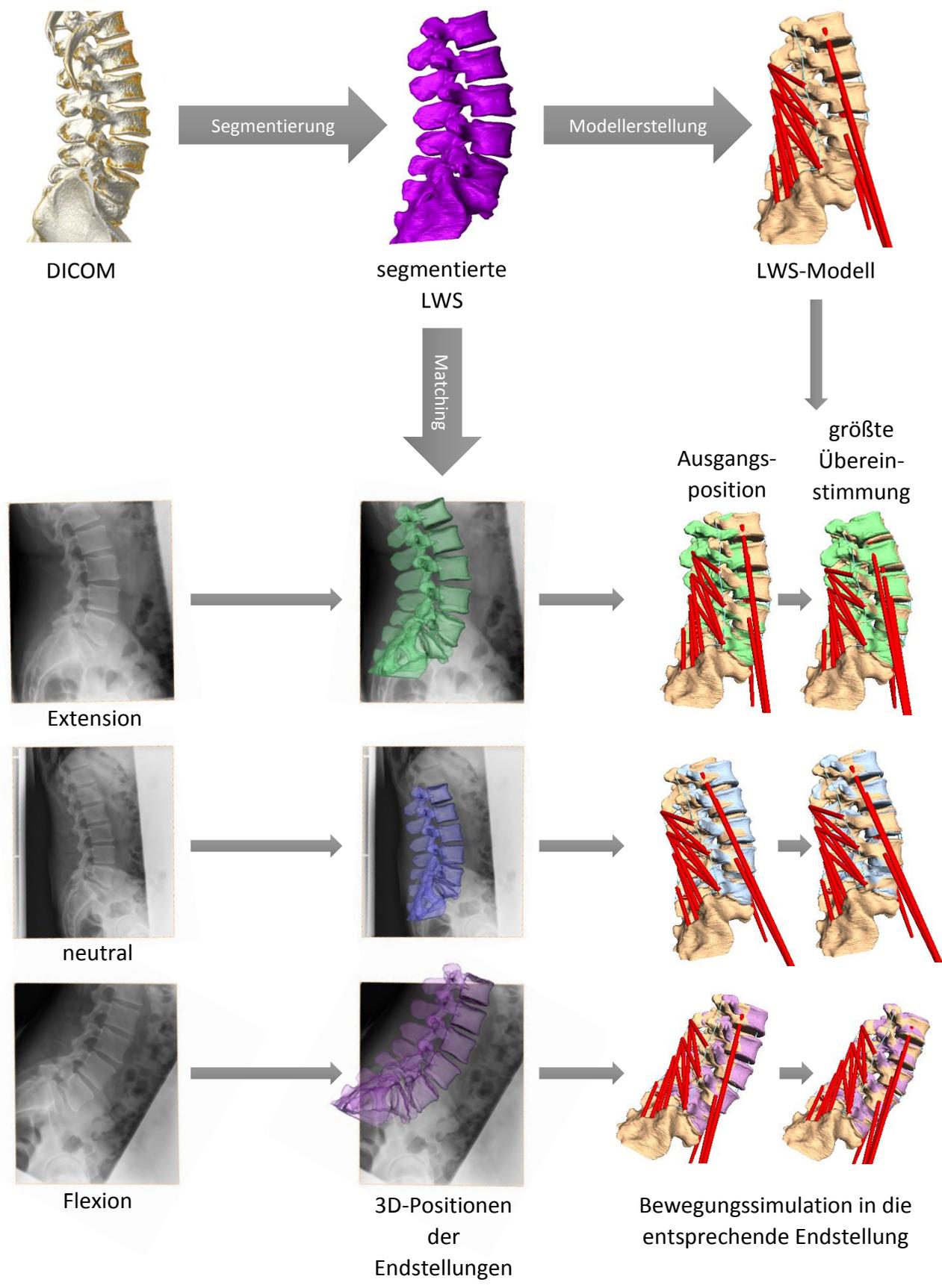


Abbildung 149 - Übersicht der einzelnen Arbeitsschritte, um aus Röntgenfunktionsaufnahmen mittels Matching 3D-Endstellungen zu produzieren.

In den 9 erstellten LWS-Modellen wurde die Gewichtskraft und der Trägheitstensor des Oberkörpers, wie bereits in 6.2 (s. auch Tabelle 15) eingeführt, berücksichtigt.

Die folgenden Tabellen zeigen die Abweichungen zwischen Modellwirbeln und den Wirbeln der jeweiligen Endstellung. Als Referenzsystem dient der Massenmittelpunkt eines Wirbels, welcher durch ein Koordinatensystem, dem Body Reference Frame (BRF), repräsentiert wird. Kommt beispielsweise der BRF des Modellwirbels L1 durch die Bewegungssimulation exakt auf dem BRF des L1 der Endstellung zum Liegen, überlagern sich auch die beiden Wirbeloberflächen vollständig. Die Tabellen zeigen daher wieder zum einen den Abstand zwischen den beiden BRF und zum anderen den eingeschlossenen Winkel um die x-Achse.

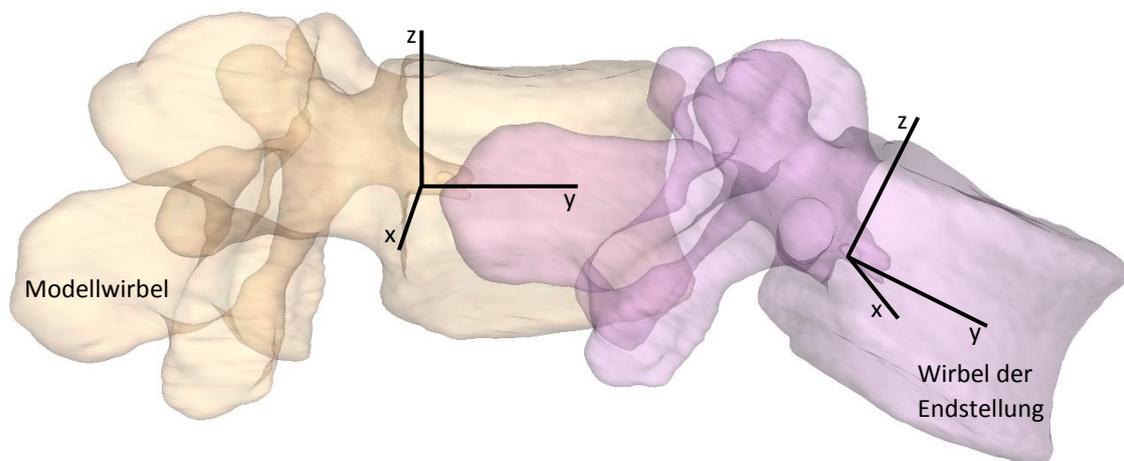
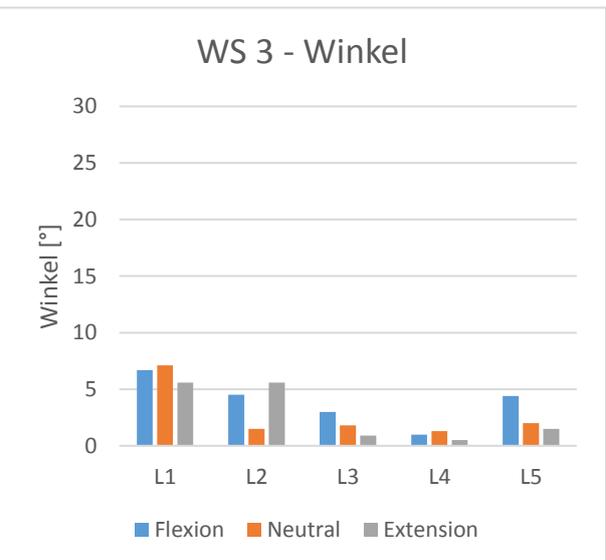
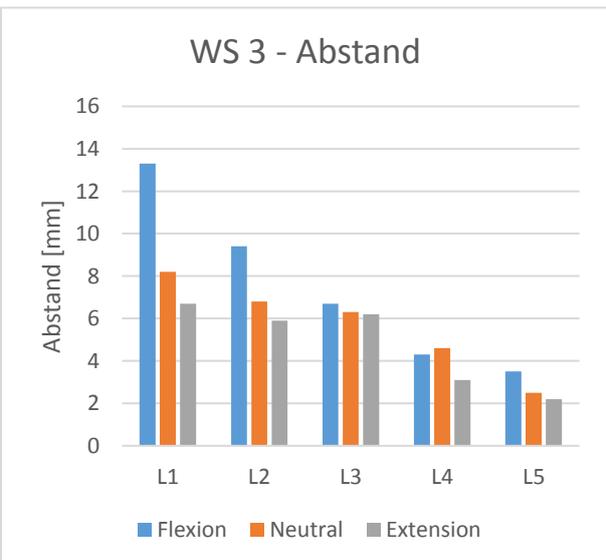
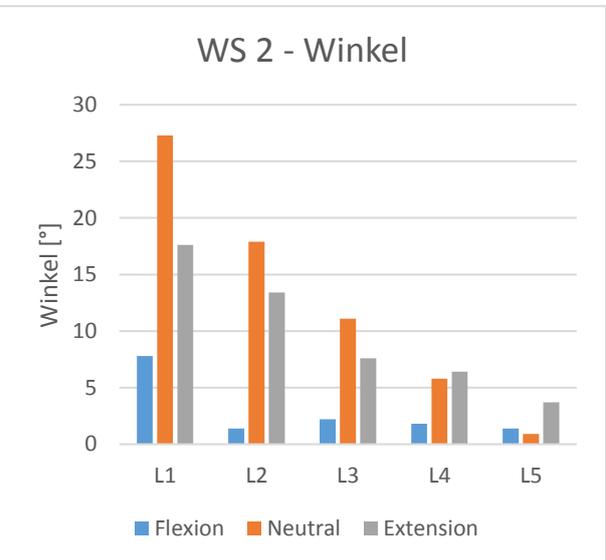
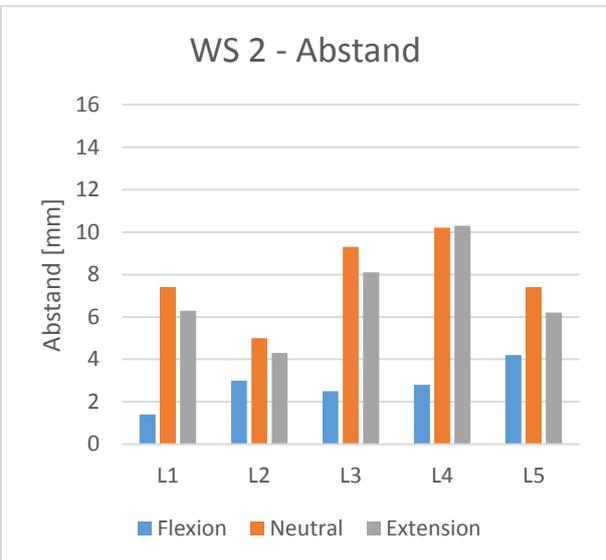
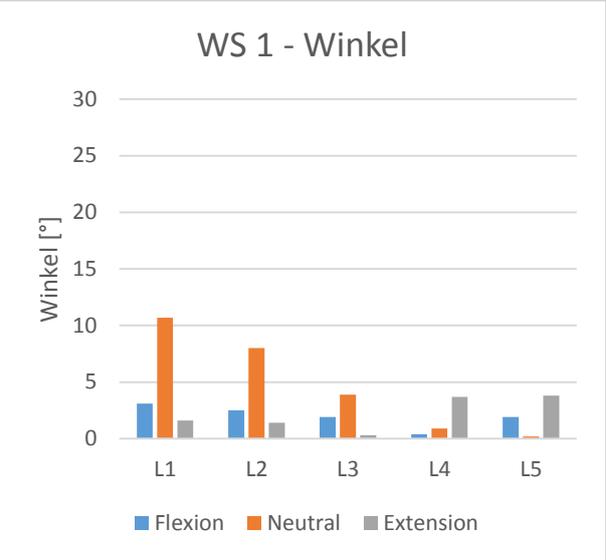
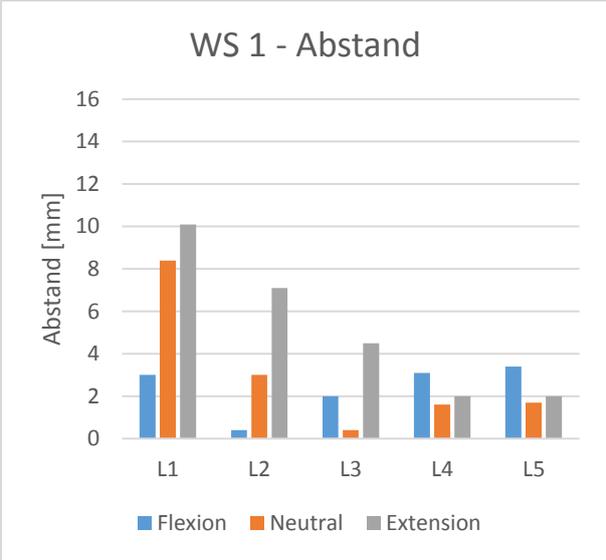
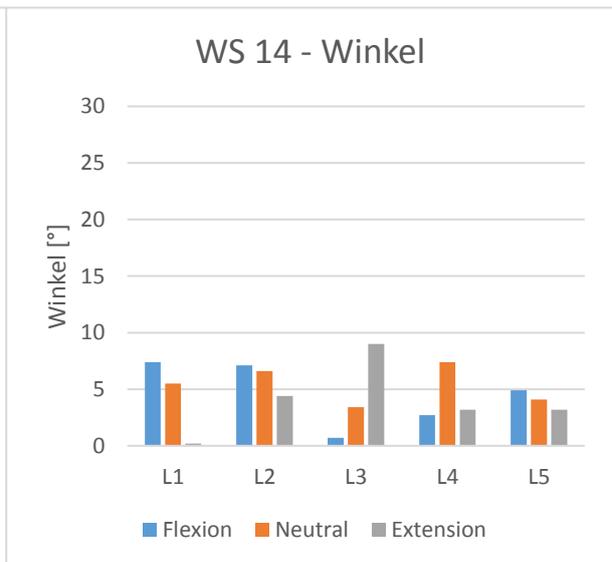
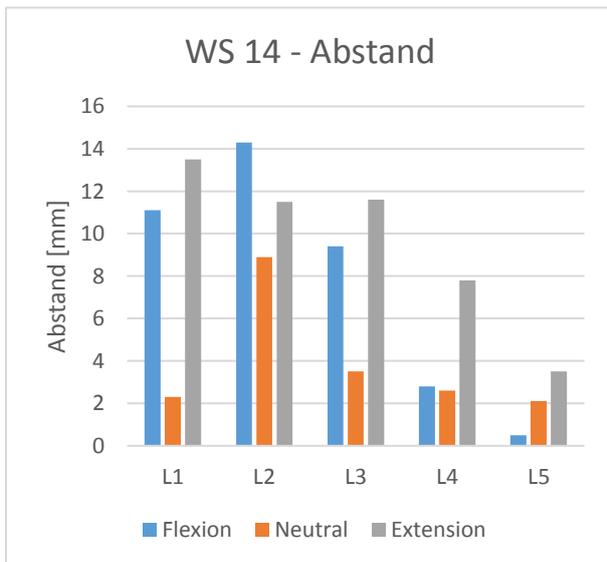
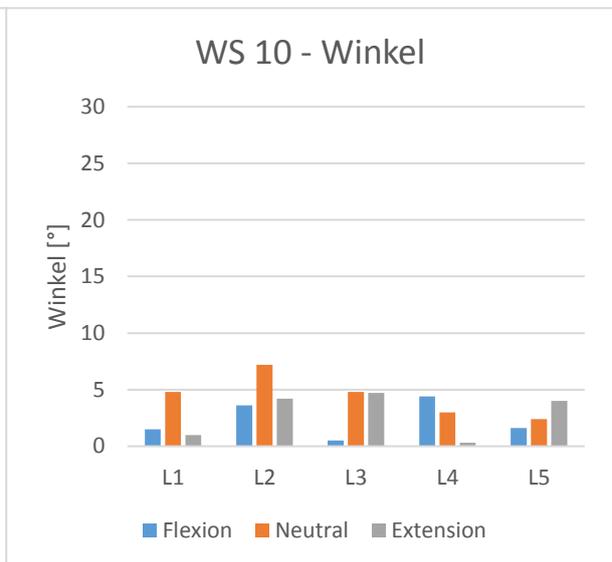
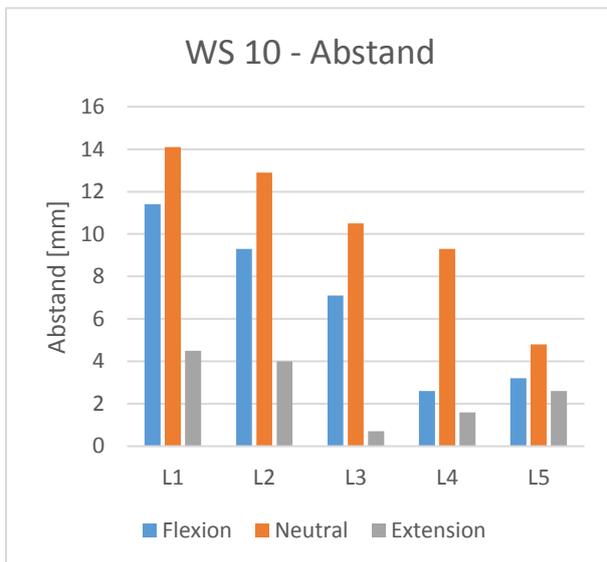
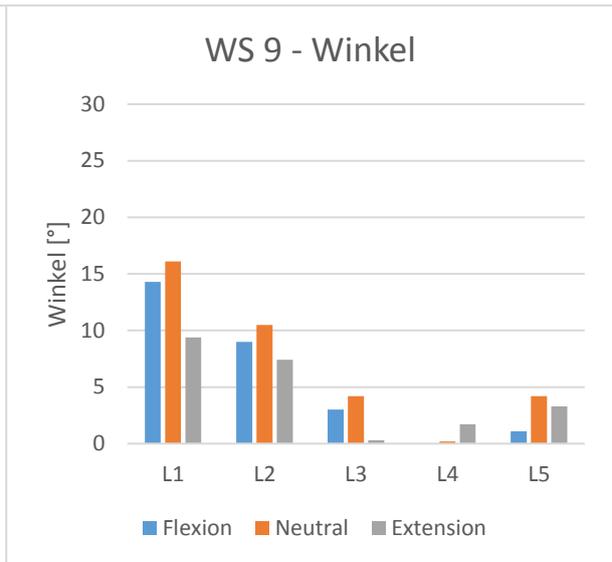
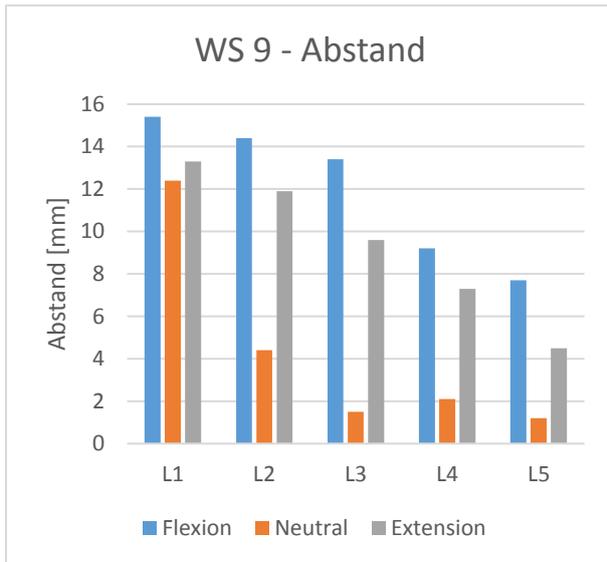


Abbildung 150 – Der Massenmittelpunkt eines Wirbels wird durch ein Koordinatensystem, dem Body Reference Frame (BRF) repräsentiert. Liegen beide BRF exakt aufeinander, so überlagern sich auch die beiden Wirbeloberflächen vollständig.

Natürlich ist es möglich, dass die einzelnen Modellwirbel ihre bestmögliche Überlagerung mit den entsprechenden Wirbeln der Endstellung zu verschiedenen Zeitpunkten erreichen. Gesucht wurde jedoch der Zeitpunkt, zu dem alle Wirbeloberflächen des LWS-Modells bestmöglich mit den jeweiligen Wirbeloberflächen der Endstellung übereinstimmen. Die größtmögliche Übereinstimmung eines einzelnen Modellwirbels mit dem entsprechenden Wirbel der Endstellung ist daher von geringerer Relevanz. Um diesen Zeitpunkt zu finden, wurden alle Abstände zwischen Modellwirbeln und den entsprechenden Wirbeln der Endstellungen aufsummiert und das jeweilige Minimum gesucht. Zum gleichen Zeitpunkt wurde auch der jeweilige eingeschlossene Winkel um die x-Achse ausgelesen. Die folgenden Tabellen zeigen die Abstände und eingeschlossenen Winkel zum Zeitpunkt der größten Übereinstimmung zwischen Modellwirbeln und Wirbeln der Endstellungen.





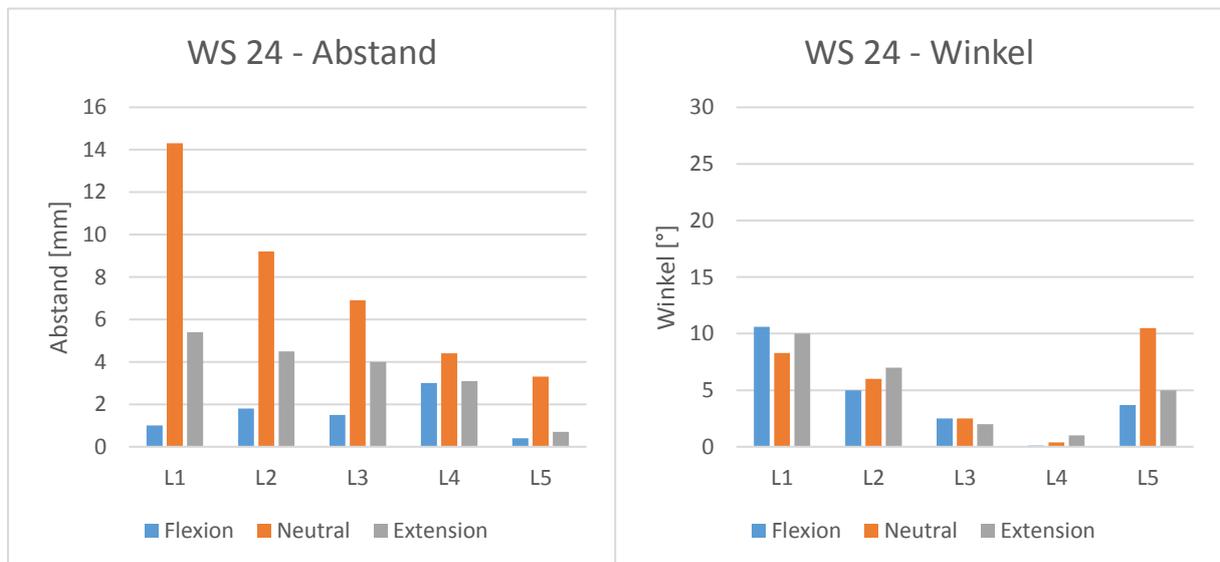
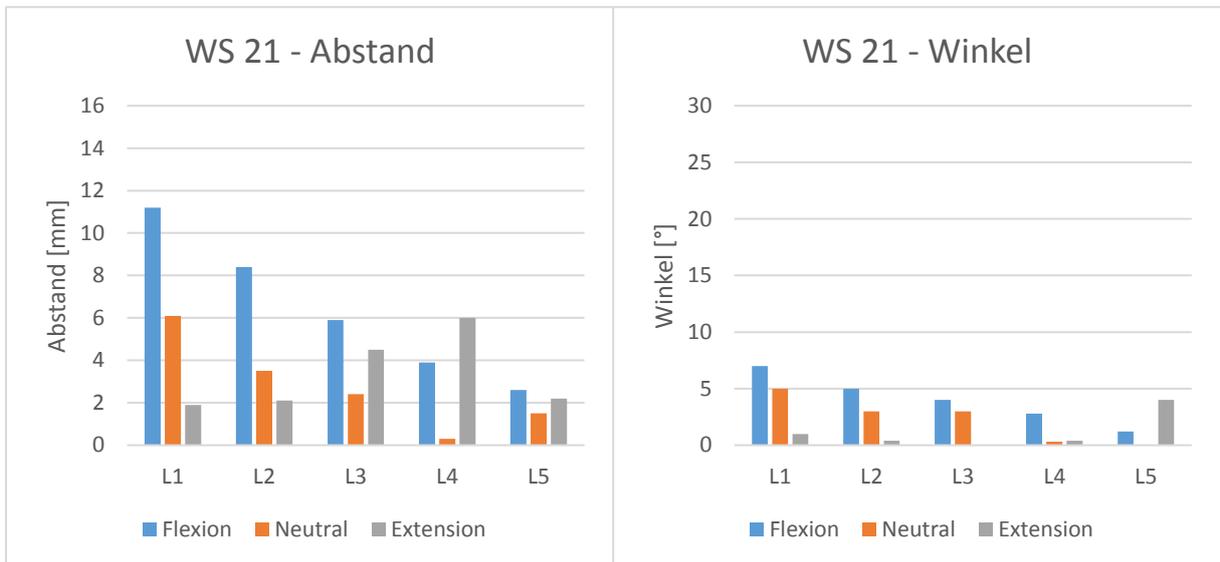
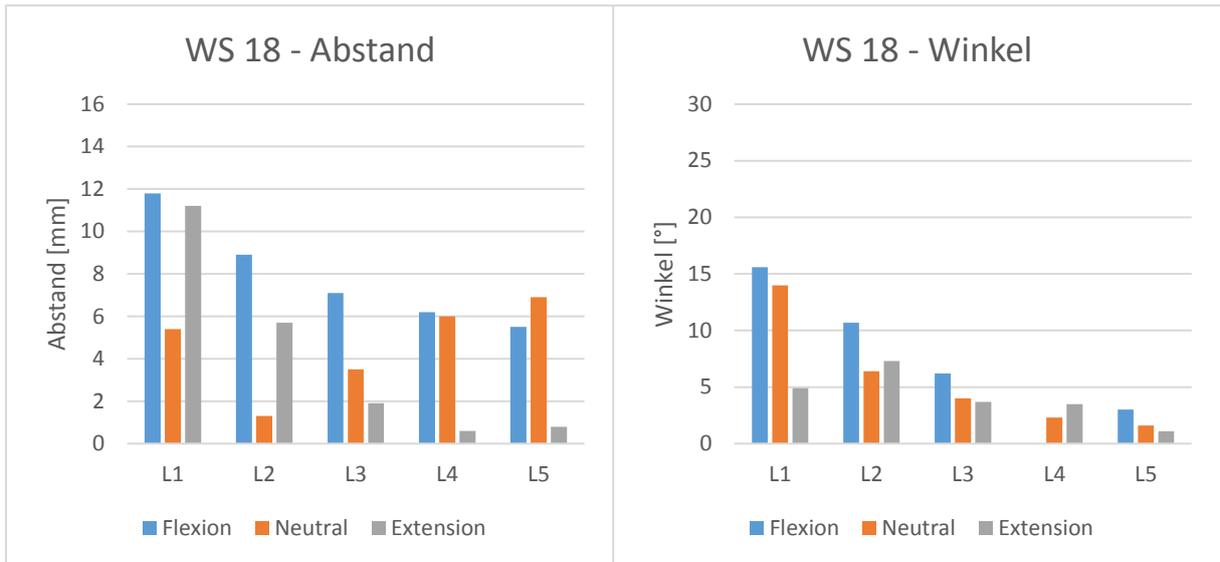
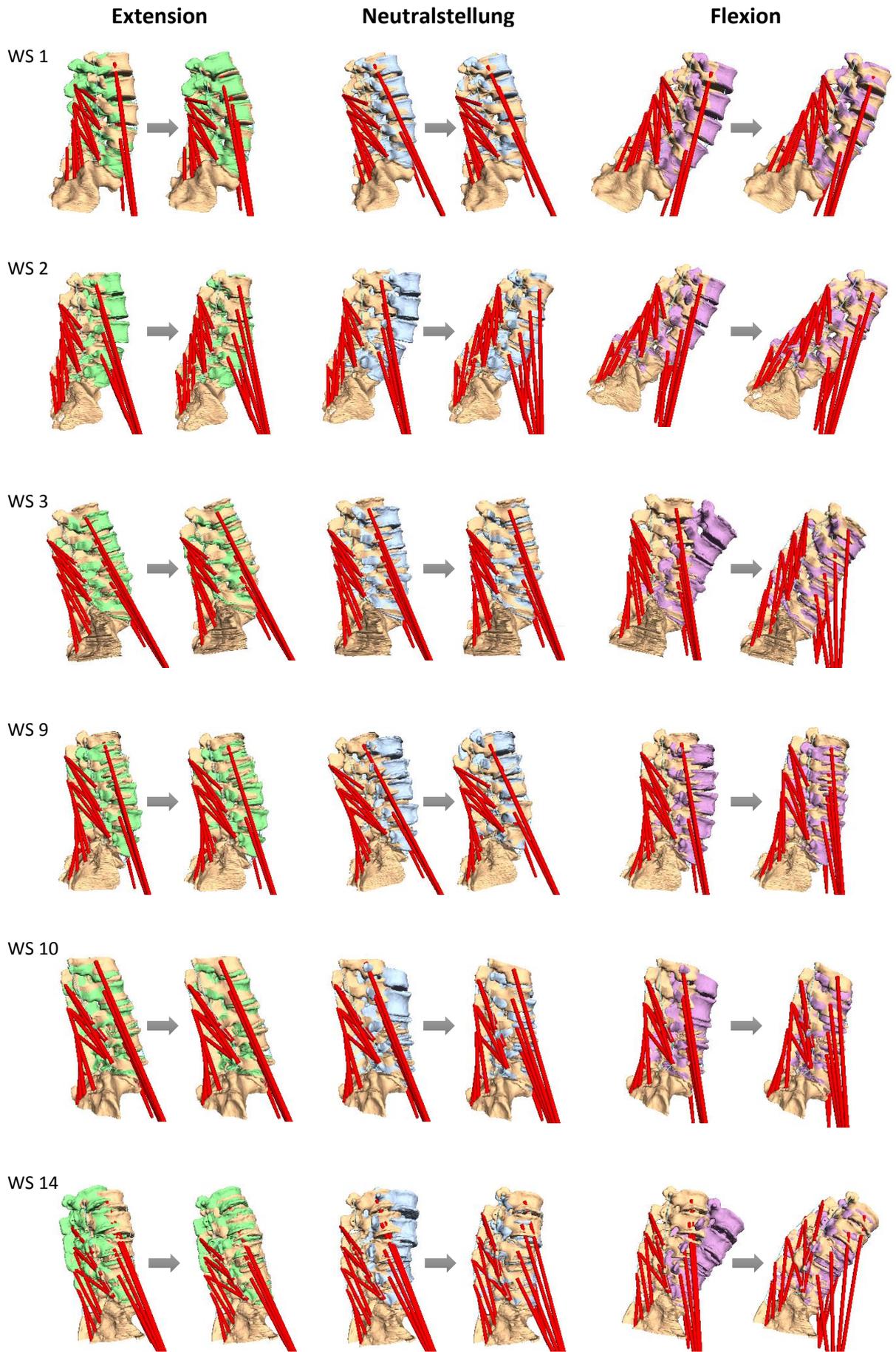


Abbildung 151 – Durch Bewegungssimulation berechnete Abstände (Diagramme links) und eingeschlossene Winkel (Diagramme rechts) zum Zeitpunkt der größten Übereinstimmung zwischen Modellwirbeln und Wirbeln der Endstellungen.



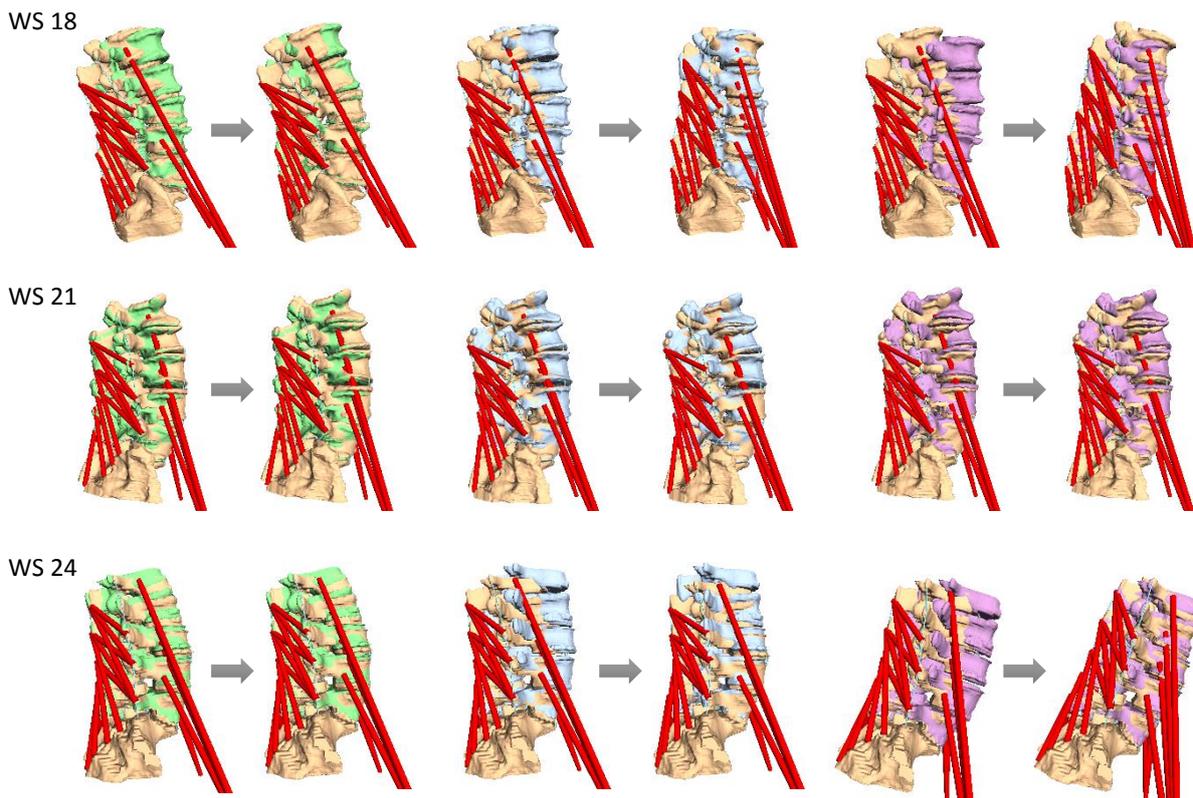


Abbildung 152 - Darstellung der Ausgangsposition (jeweils links) im Vergleich zum Zeitpunkt der geringsten Abweichung (jeweils rechts) für die drei verschiedenen Endstellungen Flexion, Neutralstellung und Extension.

Auffällig ist zunächst, dass sowohl die ermittelten Abstände als auch die eingeschlossenen Winkel stark zwischen den verschiedenen LWS-Modellen variieren, was eine breite Streuung vermuten lässt. So zeigen sich beispielsweise beim eingeschlossenen Winkel bei einigen LWS-Modellen (WS 1, WS 3, WS 10, WS 14, WS 21) durchaus geringe Abweichungen zwischen Modellwirbeln und Wirbeln der Endstellungen. Bezüglich des Abstands gibt es allerdings kein LWS-Modell, das in allen drei Endstellungen sehr geringe Abweichungen aufweist. Jedoch konnten für einzelne Bewegungssimulationen dennoch gute Übereinstimmungen bzgl. des Abstands erreicht werden (WS 1 – Flexion, WS 2 – Flexion, WS 10 – Extension, WS 24 – Flexion). Aufgrund der teils deutlichen Unterschiede, die die einzelnen LWS-Modelle bzgl. ihren Abständen und eingeschlossenen Winkeln aufweisen, können allgemeine Tendenzen nur schwer erfasst werden. Daher wurden noch die Mittelwerte und Standardabweichungen über alle LWS-Modelle berechnet.

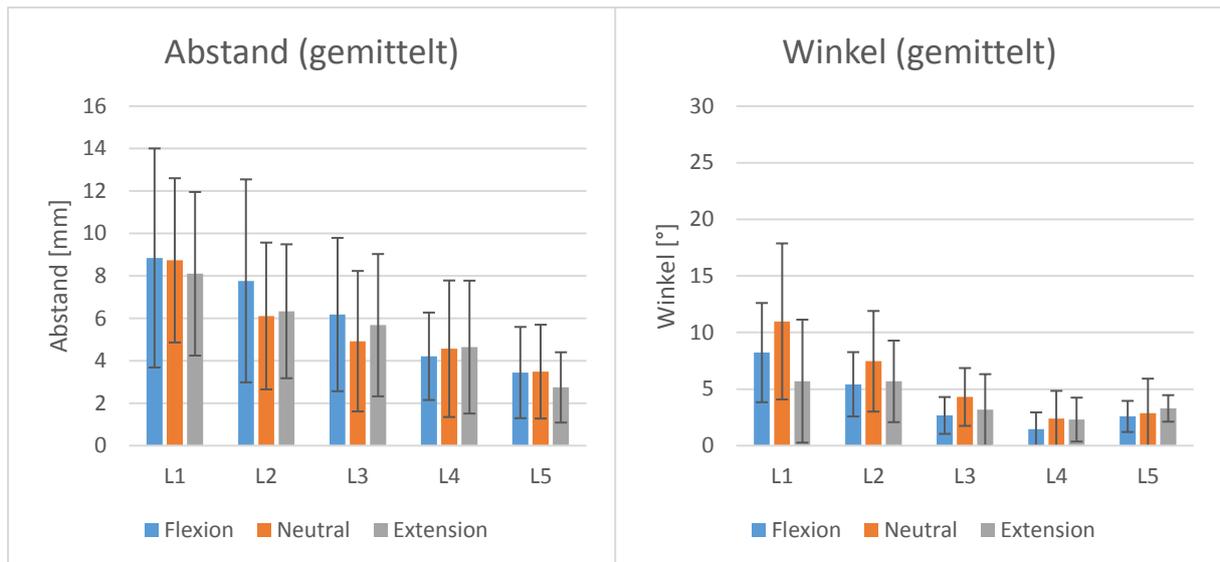


Abbildung 153 - Abstände und eingeschlossene Winkel der 9 untersuchten LWS-Modelle im Durchschnitt.

Die gemittelten Abstände zeigen nun eindeutig, dass sich die Abstände zwischen Modellwirbeln und Wirbeln der Endstellungen in kaudaler Richtung verkleinern. Dies war allerdings auch zu vermuten, da das Sakrum als Referenz zwischen LWS-Modell und Endstellung dient, d.h. die beiden Sakra waren bereits zu Beginn der Bewegungssimulation deckungsgleich. Eine ähnliche Tendenz zeigt auch das Diagramm zum eingeschlossenen Winkel, wobei das Minimum dort schon beim L4 erreicht wurde. Insgesamt sind die recht hohen Standardabweichungen auffällig, was natürlich auf die Unterschiede zwischen den einzelnen Bewegungssimulationen der individuellen LWS-Modelle zurückzuführen ist.

Dies lässt jedoch vermuten, dass durch eine Individualisierung der Parameter der kraftübertragenden Strukturen eine Verbesserung erreicht werden könnte. Um dieser These nachzugehen, eignete sich besonders WS 3, da sich zwischen den drei Endstellungen, was die Abstandsberechnung und den eingeschlossenen Winkel betrifft, keine großen Unterschiede ergaben. Um die manuelle Optimierung überschaubar zu halten, wurde lediglich die Funktion [6], welche die axiale Deformation der ZWS bestimmt, mittels Faktor $\frac{1}{5}$ gestaucht sowie die zugehörige Dämpfung gleichermaßen auf 20% reduziert. Die folgenden Diagramme zeigen die Verbesserung (mit dem Zusatz „opt“ gekennzeichnet) gegenüber dem Standardmodell, welche durch die Anpassung erreicht werden konnte.

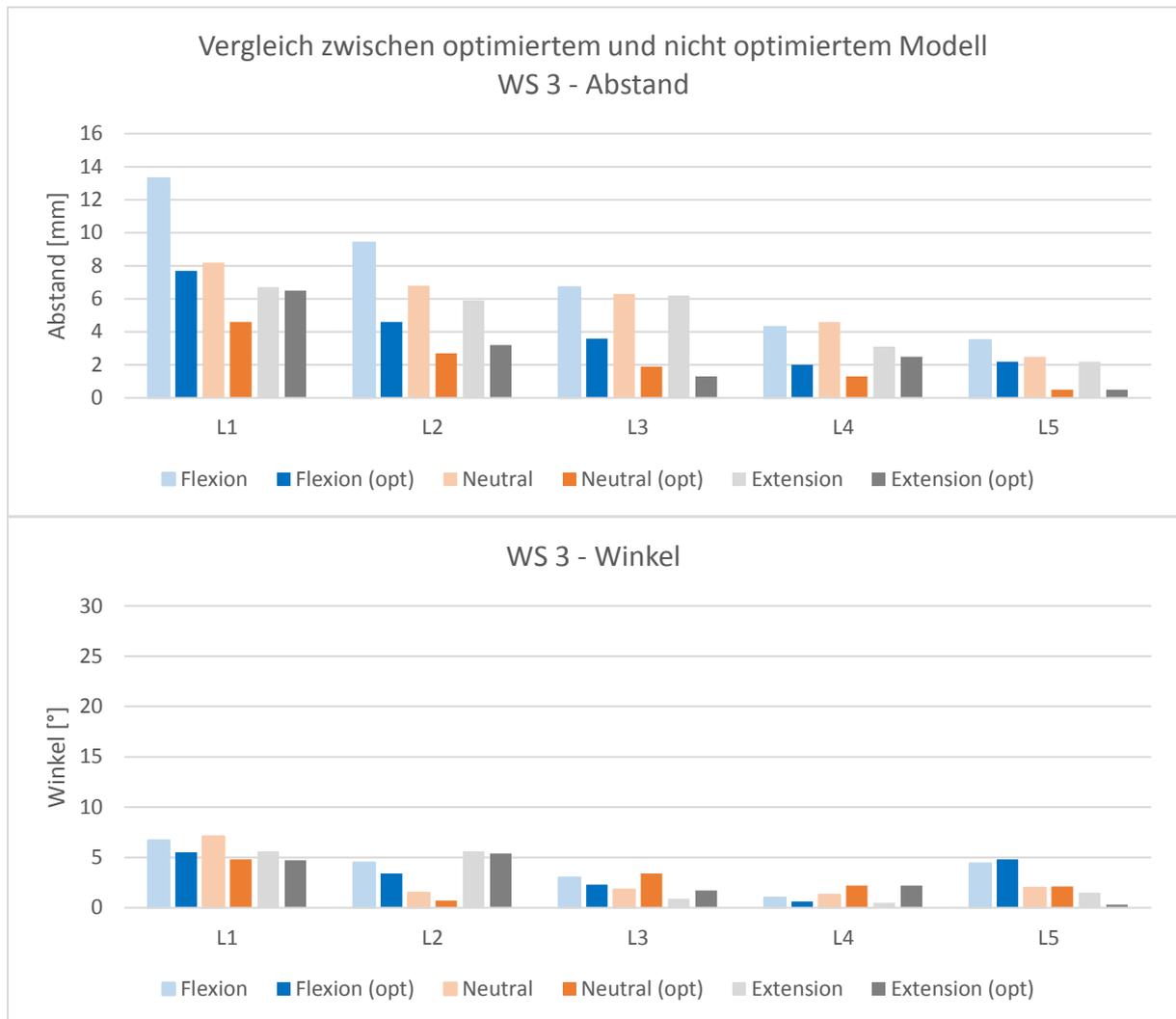


Abbildung 154 - Vergleich der Abstände und eingeschlossenen Winkel vor und nach Optimierung der axialen Deformation der ZWS für die verschiedenen Endstellungen der WS 3.

Um die Abweichung zwischen Modell und einer Endstellung auf eine einzige Zahl zu reduzieren, kann der mittlere Abstand bzw. der mittlere eingeschlossene Winkel betrachtet werden. Für das LWS-Modell (WS 3) ergab sich im Mittel ein Abstand von 7,44 mm bei Flexion, 5,68 mm bei Neutralstellung und 4,82 mm bei Extension, falls die bisher erarbeiteten Parameter der passiven kraftübertragenden Strukturen verwendet wurden. Nach Optimierung der axialen Komponente der ZWS, konnten die Abstände auf 4,02 mm bei Flexion, 2,2 mm bei Neutralstellung und 2,8 mm bei Extension verbessert werden. Dies entspricht einer Verbesserung von 46% bei Flexion, 61% bei Neutralstellung und 42% bei Extension. Dies zeigt, dass eine Individualisierung der Parameter der passiven kraftübertragenden Strukturen die Abweichungen deutlich minimieren kann. Lediglich der eingeschlossene Winkel blieb unverändert bzw. konnte nur für die Flexion leicht verbessert werden.

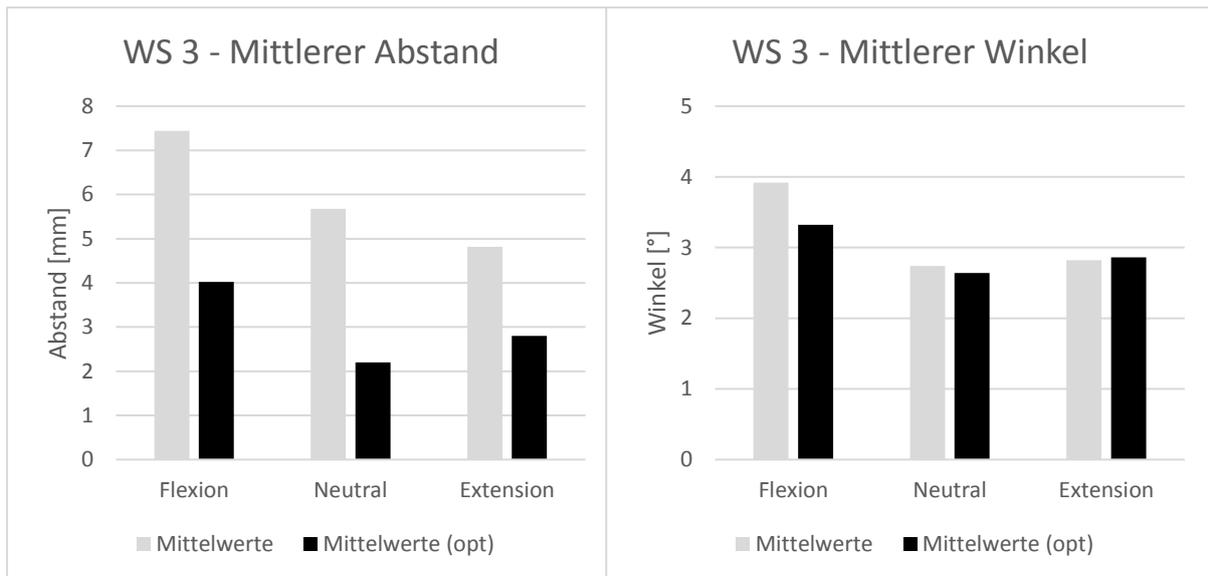
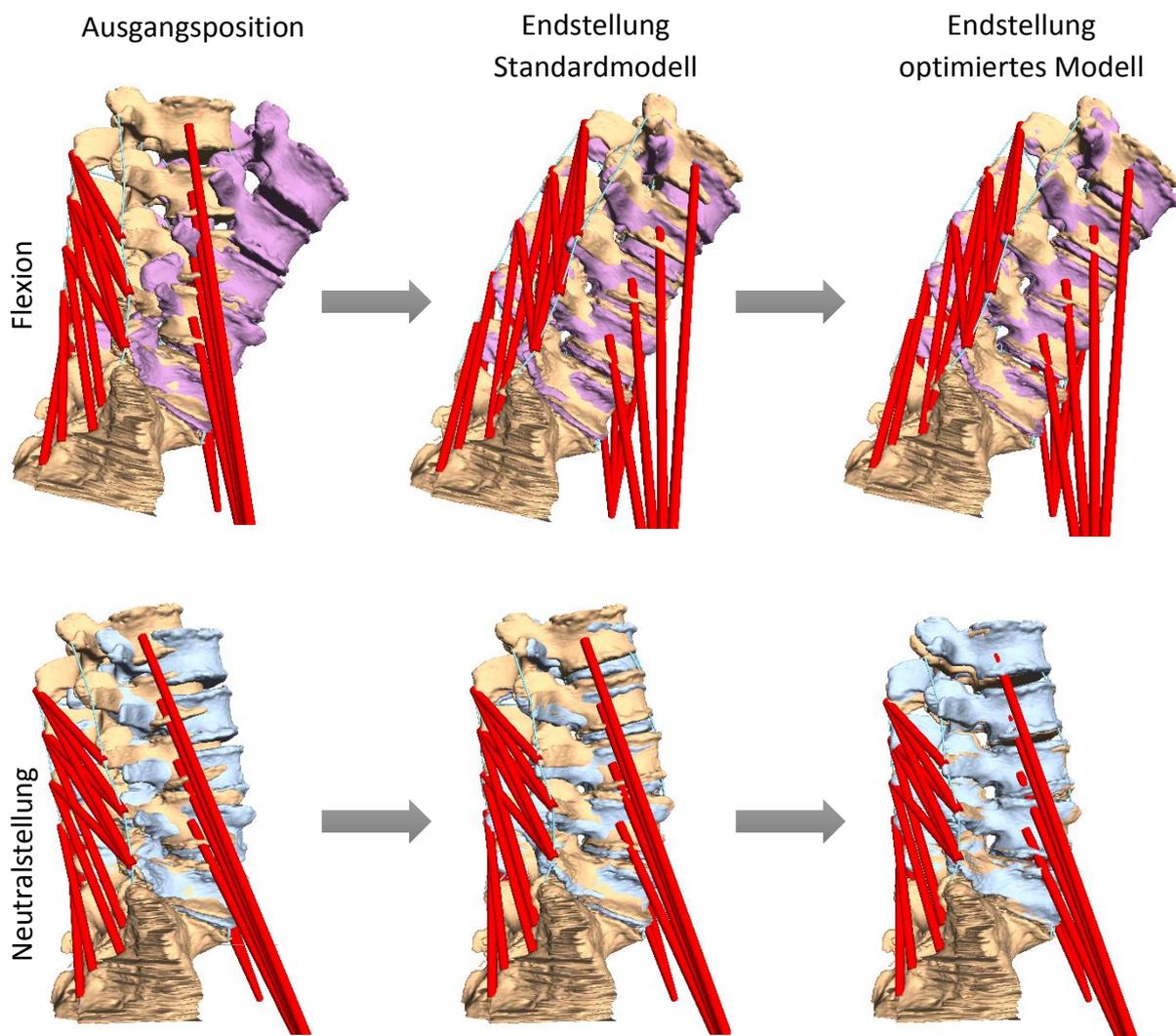


Abbildung 155 - Durchschnittliche Abstände und eingeschlossene Winkel vor und nach Optimierung der axialen Deformation der ZWS für die verschiedenen Endstellungen der WS 3.



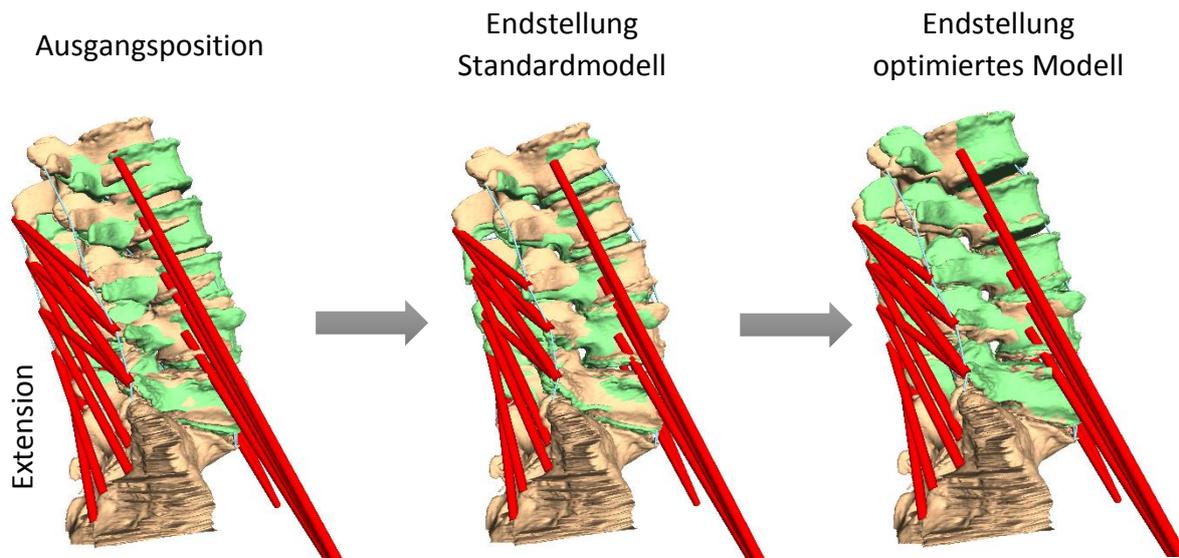


Abbildung 156 - Vergleich der Bewegungssimulationen (WS 3) für die verschiedenen Endstellungen vor und nach der Optimierung der axialen Deformation der ZWS.

Aufgrund der Vielzahl an Parametern, die die passiven kraftübertragenden Strukturen definieren, erscheint es naheliegend, zukünftig ein geeignetes Optimierungsverfahren für die Individualisierung der Parameter zu nutzen.

Es sollte außerdem beachtet werden, dass die vorherigen Ergebnisse gewissen Annahmen unterliegen, die allerdings dem Prozess zur Erstellung von Funktionsaufnahmen geschuldet sind. So beinhalten Funktionsaufnahmen aufgrund der Strahlenbelastung meist nur den Teil der Wirbelsäule, der klinische Relevanz besitzt, so dass oft das Becken nicht erfasst wurde. Daher wurde der Ansatz des m. psoas major an 32 Wirbelsäulen CT-Aufnahmen, welche das Becken enthielten, bestimmt und dieser Mittelwert verwendet.

Ebenso wurde für die Gewichtskraft sowie für den Trägheitstensor des Oberkörpers die in 6.2 (s. auch Tabelle 15) erarbeiteten gemittelten Daten verwendet.

Die vorliegenden Funktionsaufnahmen zeigen die Aufnahmen eines Wirbelsäulenabschnitts ausschließlich aus lateraler Ansicht. Daraus resultiert, was das Matching betrifft, eine erhöhte Unsicherheit in der Tiefenachse. Dies ist mitunter auch den Röntgenbildern geschuldet, da die Wirbel stets mit leicht unscharfen Kanten abgebildet werden. Um den daraus resultierenden Fehler zu minimieren, wurden die Wirbel ausgehend von der CT-Position während des Matchings lediglich innerhalb der y-z-Ebene verschoben und um die x-Achse rotiert.

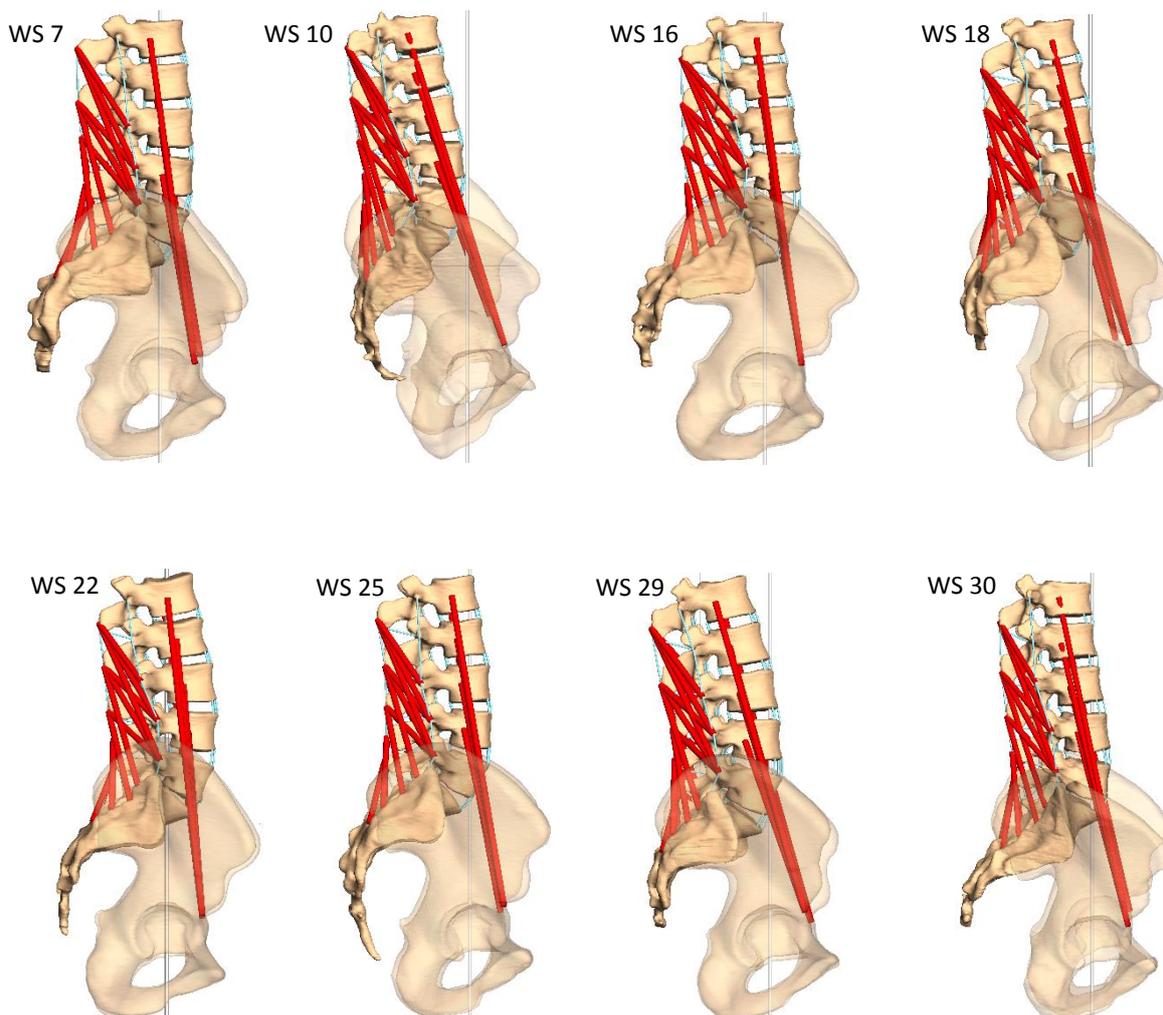
Zudem nimmt der Patient Einfluss auf das Röntgenbild, da dieser in einem bestimmten Abstand zur Röntgendetektorplatte steht. Dieser Abstand kann innerhalb der verschiedenen Endstellungen und von Patient zu Patient variieren, was alleine schon durch Hüft- oder

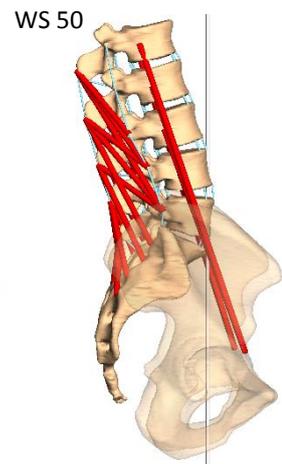
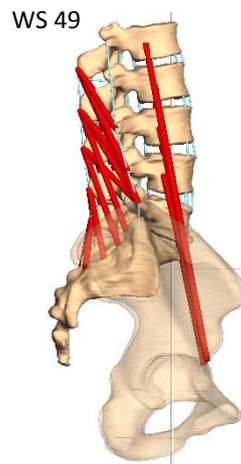
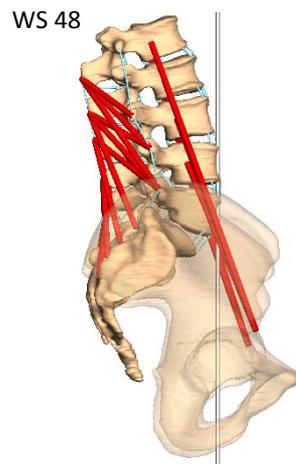
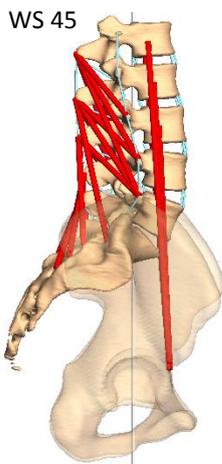
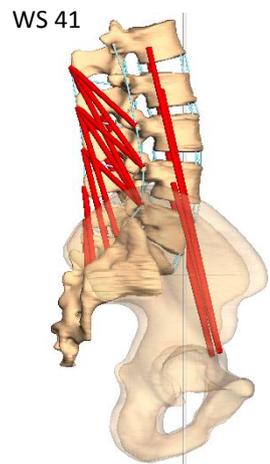
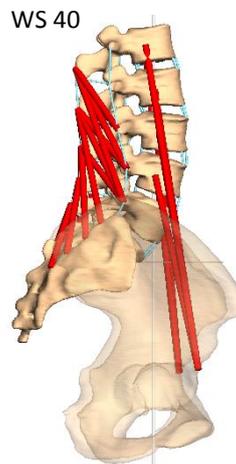
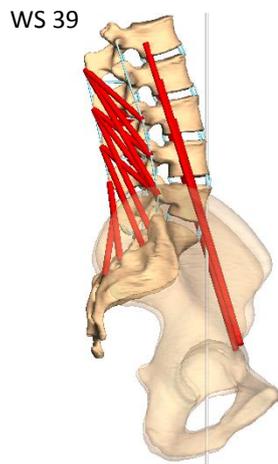
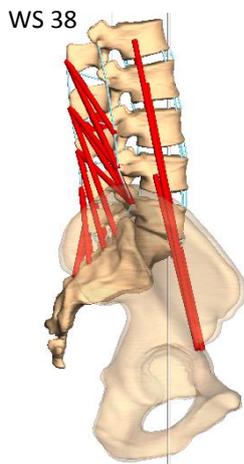
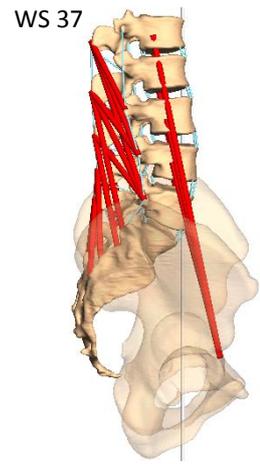
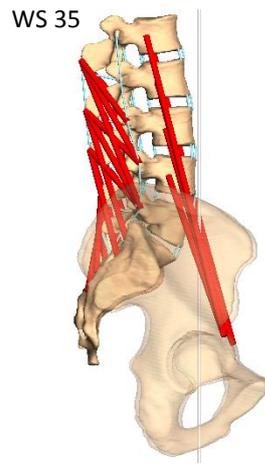
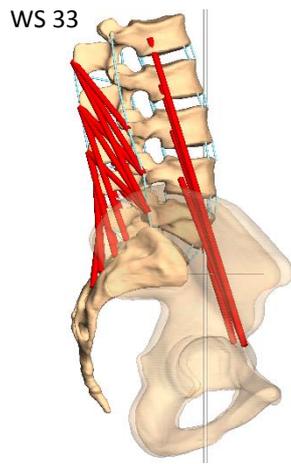
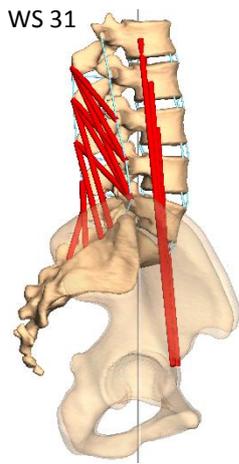
Schulterbreite eines Menschen begründet ist. Demzufolge wurde auch während des Matchings der Abstand zwischen den segmentierten Wirbeloberflächen einer CT-Aufnahme und der Röntgendetektorplatte entsprechend angepasst.

Zuletzt wurde bei einigen Simulationen die Maximalkraft F_{max} erhöht, um den Einfluss von nicht modellierter Muskulatur entsprechend zu kompensieren.

7 Belastungsberechnungen und Bewegungssimulationen individueller LWS-Modelle

Mithilfe der bisher aufgezeigten Methoden und Algorithmen können LWS-Modelle inklusive der passiven (ZWS, Ligamente und Facettengelenke) und aktiven (Muskulatur) kraftübertragenden Strukturen aus individuellen CT-Daten unter geringem Zeitaufwand generiert werden. Die erarbeiteten Modellierungen und verwendeten Parameter dieser kraftübertragenden Strukturen wurden mehrfach anhand von verschiedenen bildgebenden Verfahren, darunter MRT-Bewegungsdaten, Röntgenfunktionsaufnahmen und ein Röntgenfilm, überprüft. Daher können die erarbeiteten Methoden nun dazu verwendet werden, um eine größere Anzahl an individuellen LWS-Modellen zu erstellen, um das Bewegungsverhalten und die Belastungen in den kraftübertragenden Strukturen bezüglich der Wirbelsäulengeometrie weiter zu untersuchen. Es wurden insgesamt 25 individuelle LWS-Modelle von 25 Patienten erstellt.





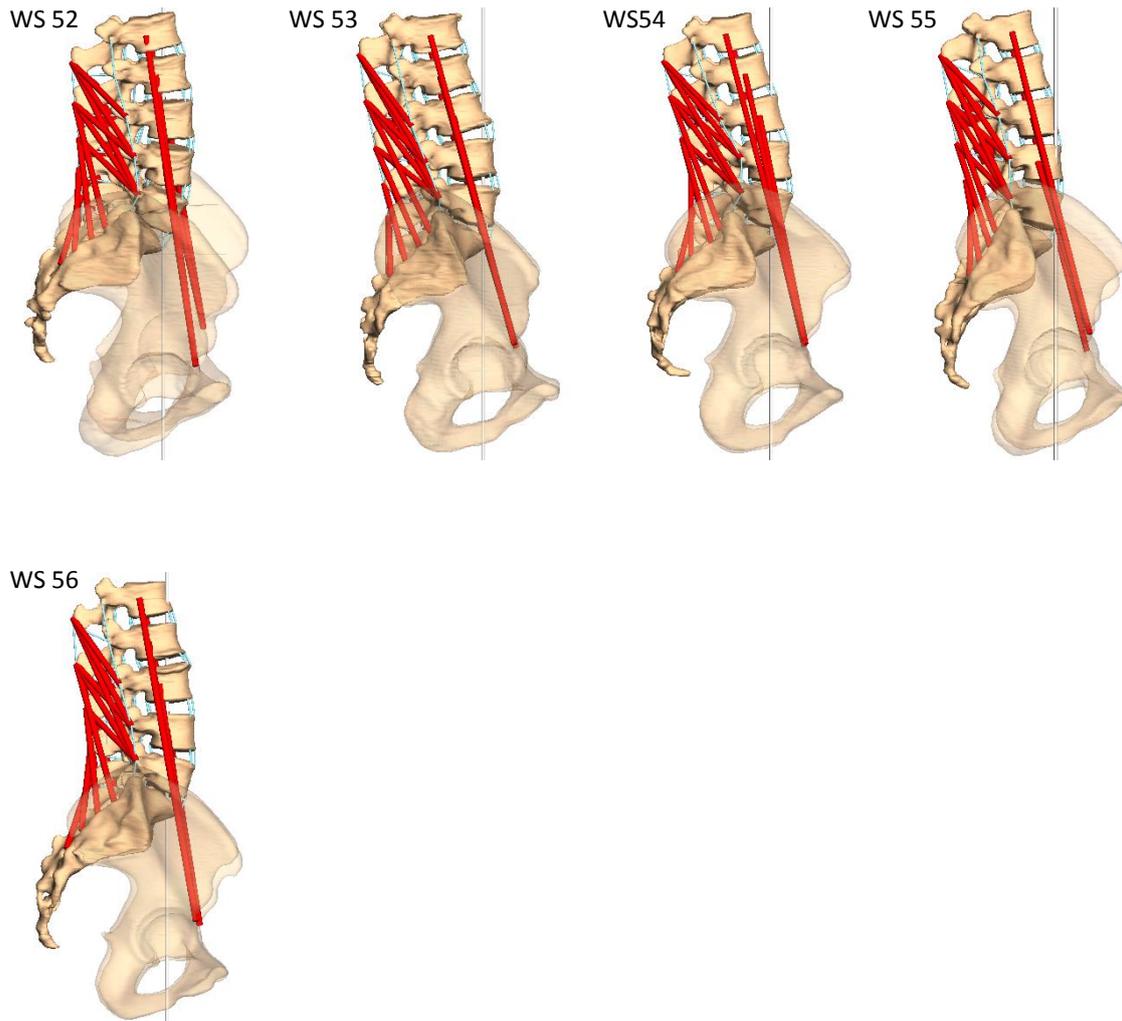


Abbildung 157 - Individuelle LWS-Modelle, erzeugt aus CT-Daten von Patienten inklusive den modellierten passiven (ZWS, Ligamente, Facettengelenke) und aktiven (Muskulatur) kraftübertragenden Strukturen. Die Gewichtskraft des Oberkörpers oberhalb des L1 wirkt entlang der patientenspezifischen Lotlinie, die jeweils aus lateraler Ansicht durch die Hüftköpfe verläuft.

Bei Betrachtung der verschiedenen LWS-Modelle fallen zuerst die unterschiedlichen Krümmungen der LWS auf. Ein Maß für diese Krümmung der LWS stellt der Lendenlordosewinkel (LLW) dar, welcher auch als COBB-Winkel bezeichnet wird. Dieser wird zwischen den kranialen Deckflächen des L1 und des Sakrums gemessen und beträgt nach Chernukha et al. (1998), welche 199 Patienten untersucht haben, im Mittel $\bar{x}_{LLW}^{Lit} = 46^\circ$ mit einer Standardabweichung von $\sigma_{LLW}^{Lit} = 9^\circ$. Zusätzlich kann der Lumbosakralwinkel (LSW) ermittelt werden, der zwischen der Deckfläche des Sakrums und der Horizontalen gemessen wird. Dieser beträgt im Mittel nach Hellems und Keats (1971), die insgesamt 319 Probanden untersucht haben, $\bar{x}_{LSW}^{Lit} = 41,1^\circ$ mit einer Standardabweichung von $\sigma_{LSW}^{Lit} = 7,68^\circ$.

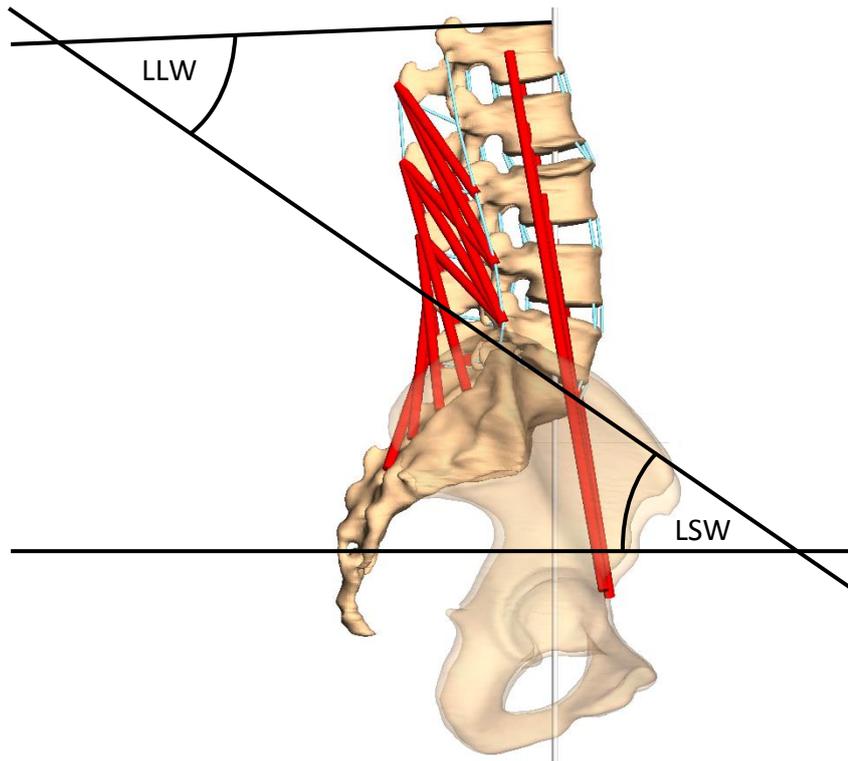


Abbildung 158 – Darstellung des Lendenlordosewinkels (LLW), der zwischen der Deckfläche des L1 und des Sakrums gemessen wird und nach Chernukha et al. (1998) im Mittel 46° beträgt sowie des Lumbosakralwinkels (LSW), der zwischen der Deckfläche des Sakrums und der Horizontalen gemessen wird und nach Hellems und Keats (1971) im Mittel $41,1^\circ$ beträgt, am Beispiel der WS56.

Für die erstellten LWS-Modelle wurde ebenfalls der LLW und der LSW berechnet, welche in der nachfolgenden Tabelle im Detail aufgelistet sind. Der LLW beträgt im Mittel $\bar{x}_{LLW}^{Modell} = 42,06^\circ$ mit einer Standardabweichung von $\sigma_{LLW}^{Modell} = 10,37^\circ$ und der LSW $\bar{x}_{LSW}^{Modell} = 38,18^\circ$ mit einer Standardabweichung von $\sigma_{LSW}^{Modell} = 9,01^\circ$. Folglich weichen der LLW sowie der LSW im Mittel nur geringfügig von den gemessenen Winkelgrößen von Chernukha et al. (1998) und Hellems und Keats (1971) ab.

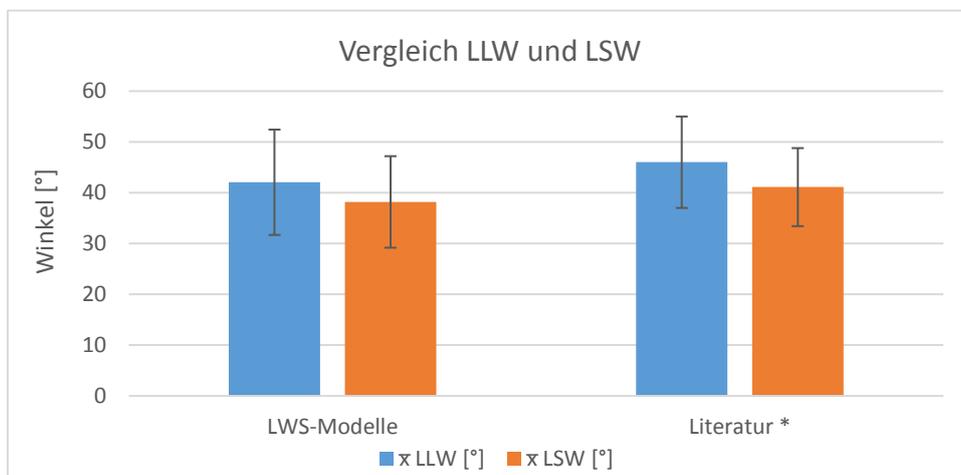


Abbildung 159 - Vergleich des LLW und LSW der LWS-Modelle mit Messungen aus der Literatur.
* (vgl. Chernukha et al., 1998; Hellems und Keats, 1971)

WS	LLW [°]	LSW [°]	WS	LLW [°]	LSW [°]
7	49,24	49,32	38	28,15	24,13
10	27,99	27,07	39	41,72	30,29
16	40,74	44,25	40	59,69	54,15
18	43,50	41,00	41	58,87	48,47
22	48,53	41,08	45	43,64	44,53
25	54,41	49,54	48	58,61	47,06
29	45,10	36,76	49	34,13	30,40
30	25,04	29,60	50	31,17	24,57
31	48,69	48,86	52	55,62	49,27
33	45,84	40,39	53	29,09	26,22
35	41,63	37,22	54	40,63	33,62
37	28,11	34,98	55	37,62	28,19
			56	33,68	33,59
\bar{x}		42,06	\bar{x}		38,18
σ		10,37	σ		9,01

Tabelle 16 - Darstellung der berechneten LLW und LSW der individuellen LWS-Modelle sowie der arithmetischen Mittelwerte \bar{x} und Standardabweichungen σ .

Um die Frage zu klären, ob zwischen den beiden Winkeln möglicherweise ein Zusammenhang besteht, wurde eine lineare Regressionsgerade bestimmt sowie das Bestimmtheitsmaß R^2 berechnet. Das folgende Diagramm bestätigt den linearen Zusammenhang mit einem Bestimmtheitsmaß von $R^2 = 0,7869$, so dass mit steigendem LLW tendenziell auch der LSW zunimmt.

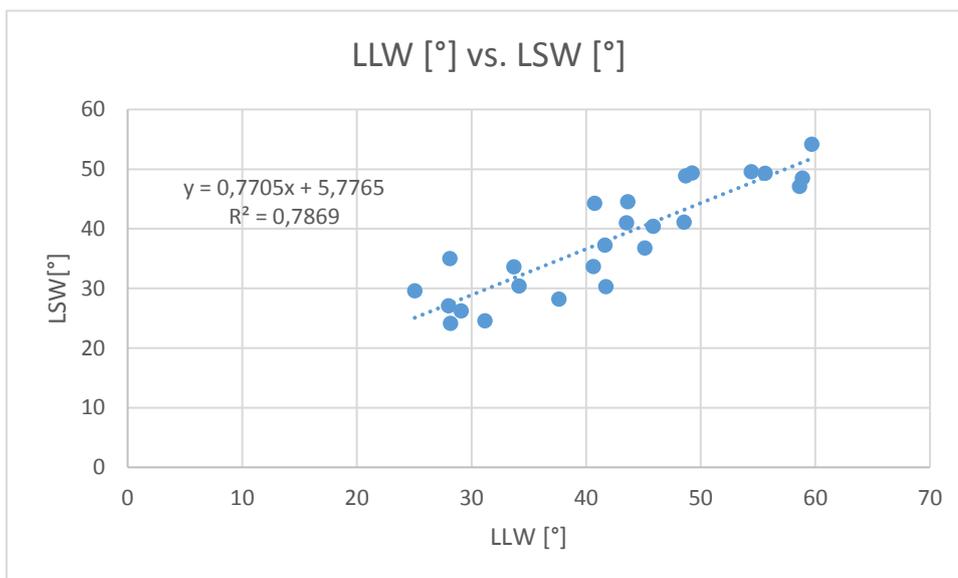


Abbildung 160 - Zusammenhang zwischen den Winkeln LLW und LSW der LWS-Modelle.

Natürlich ist zu beachten, dass die erstellten LWS-Modelle aus CT-Daten generiert wurden, die wiederum im Liegen aufgenommen wurden. Dennoch besitzen die LWS-Modelle im Mittel einen LLW von $\bar{x}_{LLW}^{Modell} \approx 42^\circ$ mit einer Standardabweichung von $\sigma_{LLW}^{Modell} \approx 10^\circ$ sowie einen LSW von $\bar{x}_{LSW}^{Modell} \approx 38^\circ$ mit einer Standardabweichung von $\sigma_{LSW}^{Modell} \approx 9^\circ$ und weichen somit nur geringfügig von den Untersuchungen von Chernukha et al. (1998) und Hellems und Keats (1971) ab.

Die beiden Winkel LLW und LSW werden jedoch ausschließlich durch Position und Lage der einzelnen Wirbel zueinander determiniert, so dass diese auch ohne Bewegungssimulationen ermittelt werden konnten. Somit sagen diese natürlich noch nichts über das Bewegungsverhalten bzw. über die wirkenden Kräfte in den kraftübertragenden Strukturen der LWS bei Belastung aus. Um die wirkenden Kräfte in den ZWS zu ermitteln, wurden die LWS-Modelle entlang ihrer individuellen Lotlinie, die aus lateraler Ansicht durch die Hüftköpfe verläuft, belastet (s. Abbildung 127). Zur Modellierung des Oberkörpers oberhalb des ersten Lendenwirbels L1 wurde wiederum der SP mit einer Masse von 33,5 kg und folgender Trägheitstensor angenommen (s. Tabelle 15).

$$\Theta = \begin{pmatrix} 1,2299 & 0 & 0 \\ 0 & 1,6136 & 0 \\ 0 & 0 & 0,5296 \end{pmatrix}$$

Zur Stabilisierung der LWS erfuhren die modellierten Muskelzüge des m. psoas major und des m. multifidus jeweils eine Stimulation $\mu(t)$ von 5%. Die folgenden Diagramme zeigen die gemittelten axialen (z-Richtung) und horizontalen (y-Richtung) Kräfte sowie die zugehörigen Standardabweichungen der ZWS für das jeweilige Bewegungssegment.

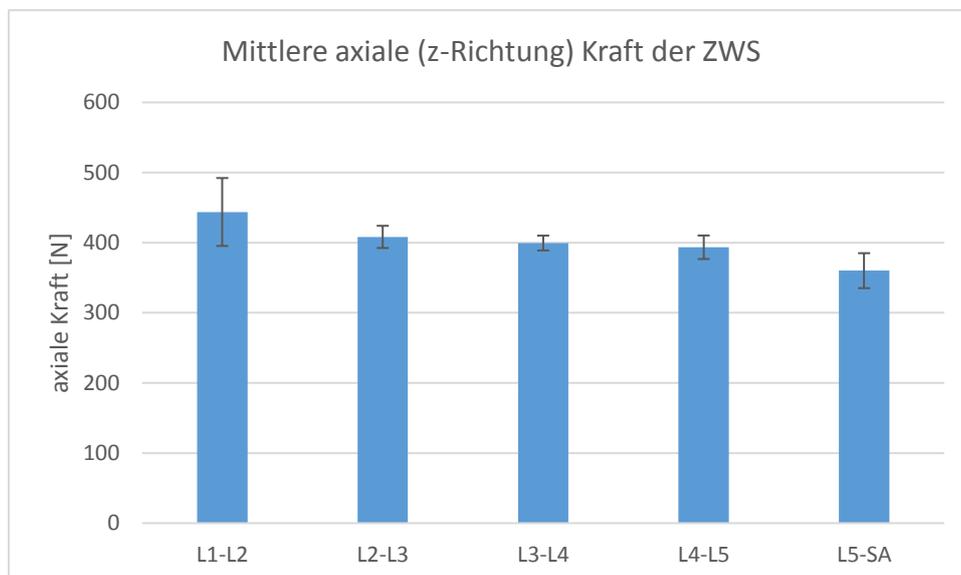


Abbildung 161 - Mittlere axiale Kraft (z-Richtung) der ZWS.

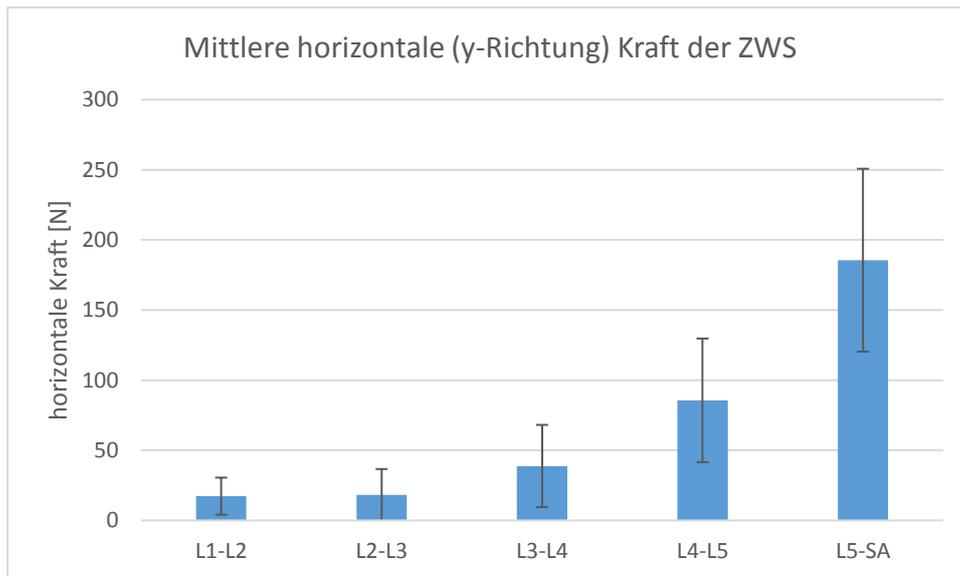


Abbildung 162 - Mittlere horizontale (y-Richtung) Kraft der ZWS.

Offensichtlich nimmt die axiale Kraft im Mittel in kaudaler Richtung tendenziell ab, während sie in horizontaler Richtung ansteigt. Dies könnte jedoch auf die individuelle Lotlinie zurückgeführt werden, die oft ventral der ZWS-Mittelpunkte verläuft. Des Weiteren steht häufig die ZWS L4-L5, vor allem aber L5-SA deutlich schräg gegenüber der Horizontalen, so dass es folgerichtig erscheint, dass die axiale Komponente abnimmt, während die horizontale Kraft in der ZWS weiter ansteigt. Die resultierenden Kräfte aller drei Komponenten schwanken jedoch nur leicht um 400 N.

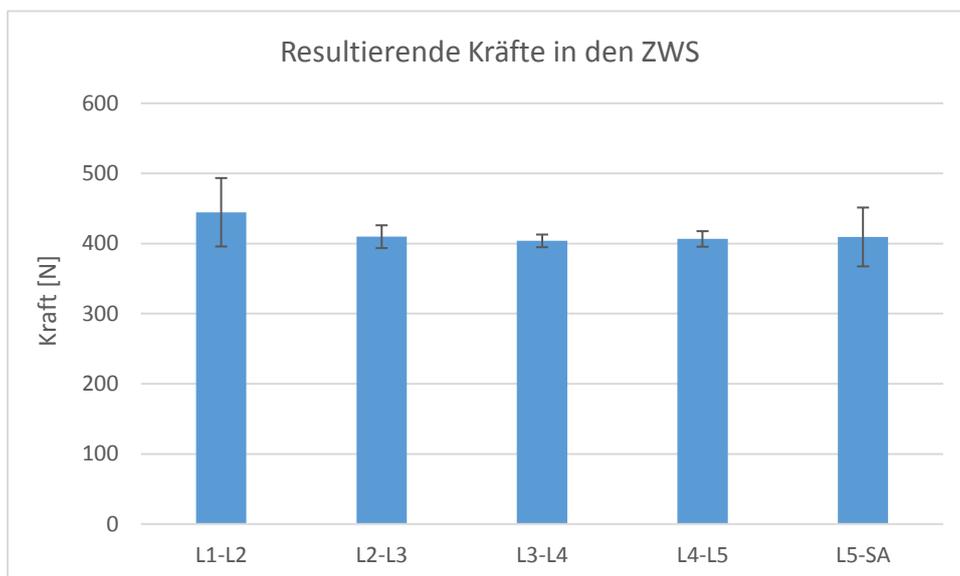


Abbildung 163 - Resultierende Kräfte in den ZWS.

Da die Kräfte in den ZWS von den jeweiligen Deformationen abhängen, zeigen diese ein sehr ähnliches Bild.

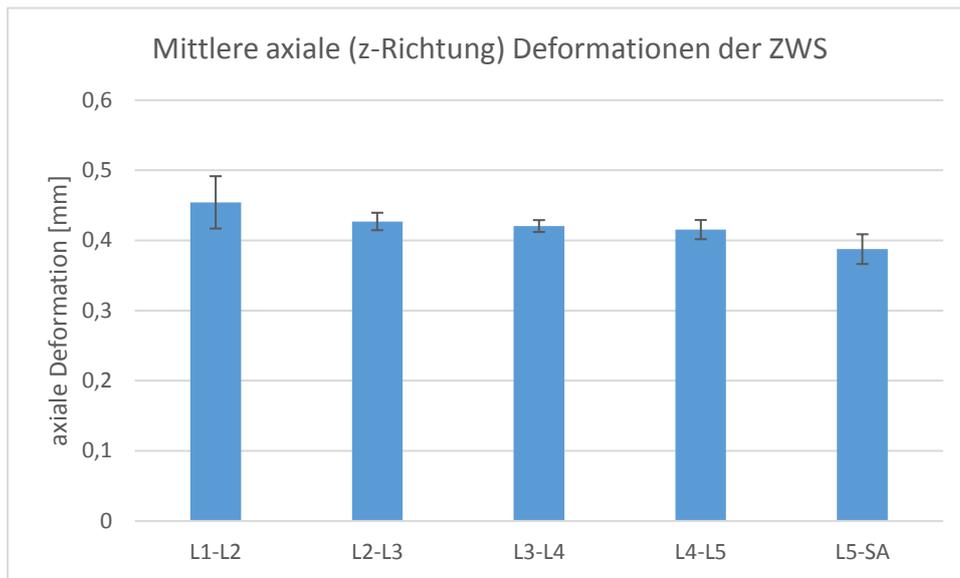


Abbildung 164 - Mittlere axiale (z-Richtung) Deformationen der ZWS.

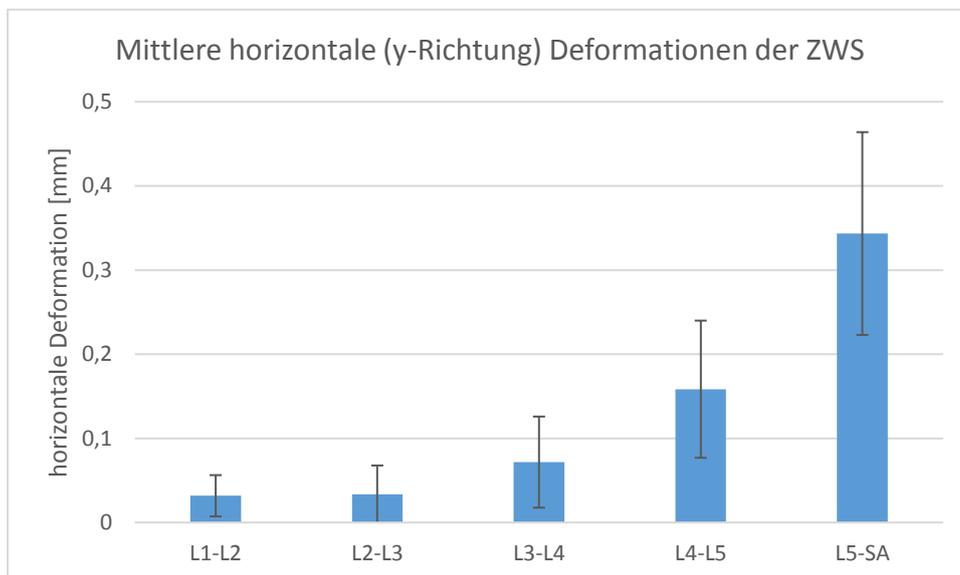
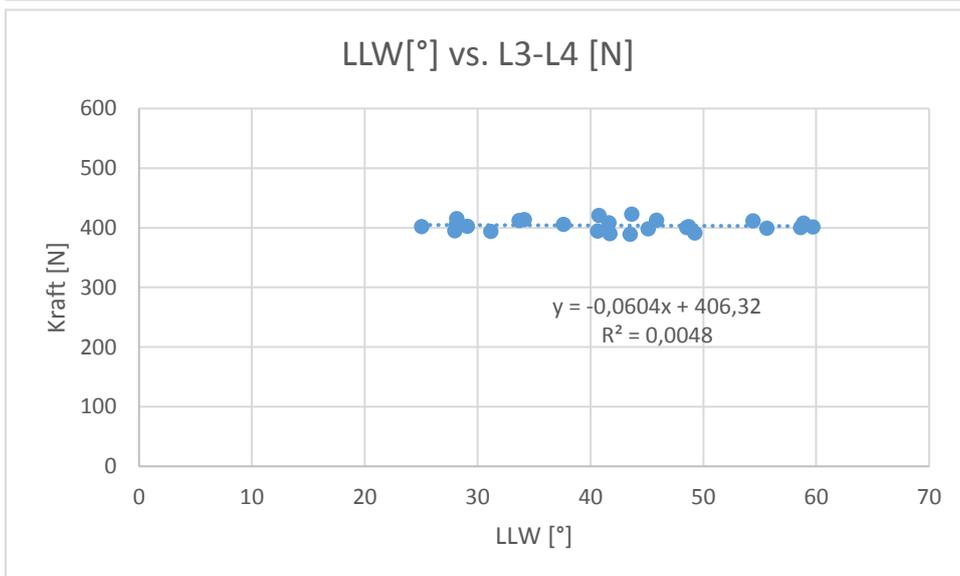
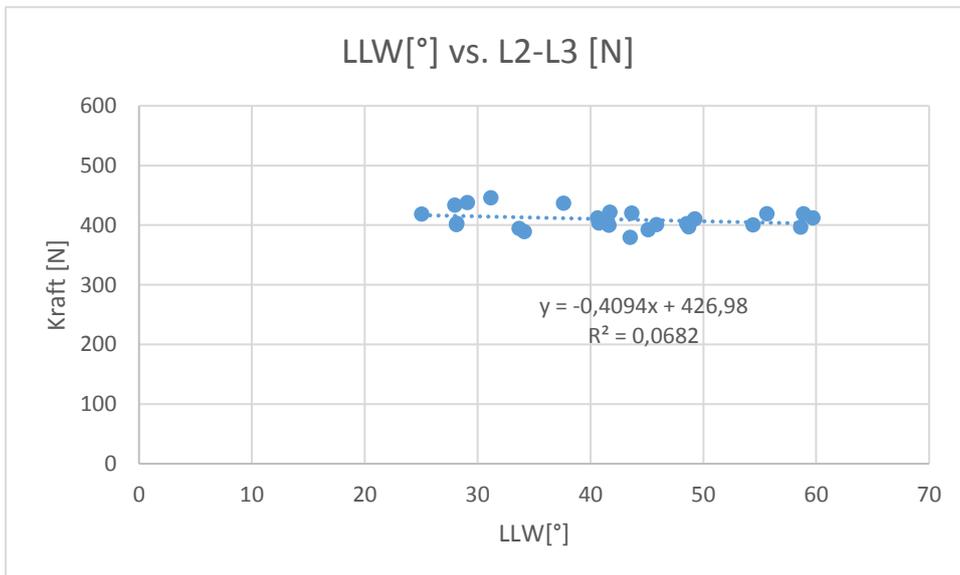
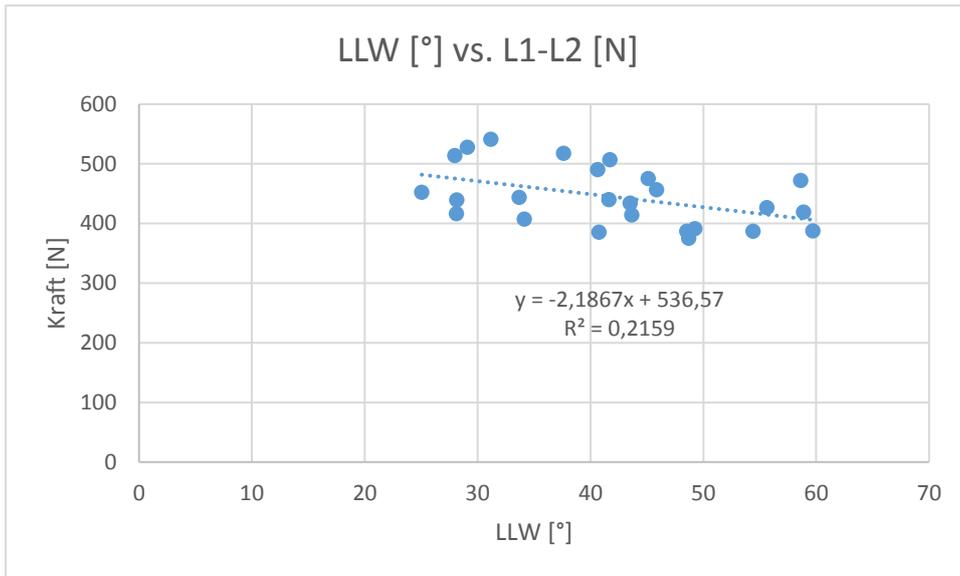


Abbildung 165 - Mittlere horizontale (y-Richtung) Deformationen der ZWS.

Die aufgezeigten mittleren Kräfte und Deformationen in den ZWS zeigen jedoch lediglich eine Tendenz in kaudaler bzw. kranialer Richtung. Aufgrund der deutlich individuellen Krümmung der LWS sowie der patientenspezifischen Lotlinie, liegt die Frage nahe, ob es einen Zusammenhang zwischen Krümmung der LWS, also dem LLW und der Kraft in den ZWS gibt. Um dies zu beantworten, wurde jeweils die resultierende Kraft einer jeden ZWS gegenüber dem LLW aufgetragen und die lineare Regressionsgerade bestimmt sowie das Bestimmtheitsmaß R^2 berechnet.



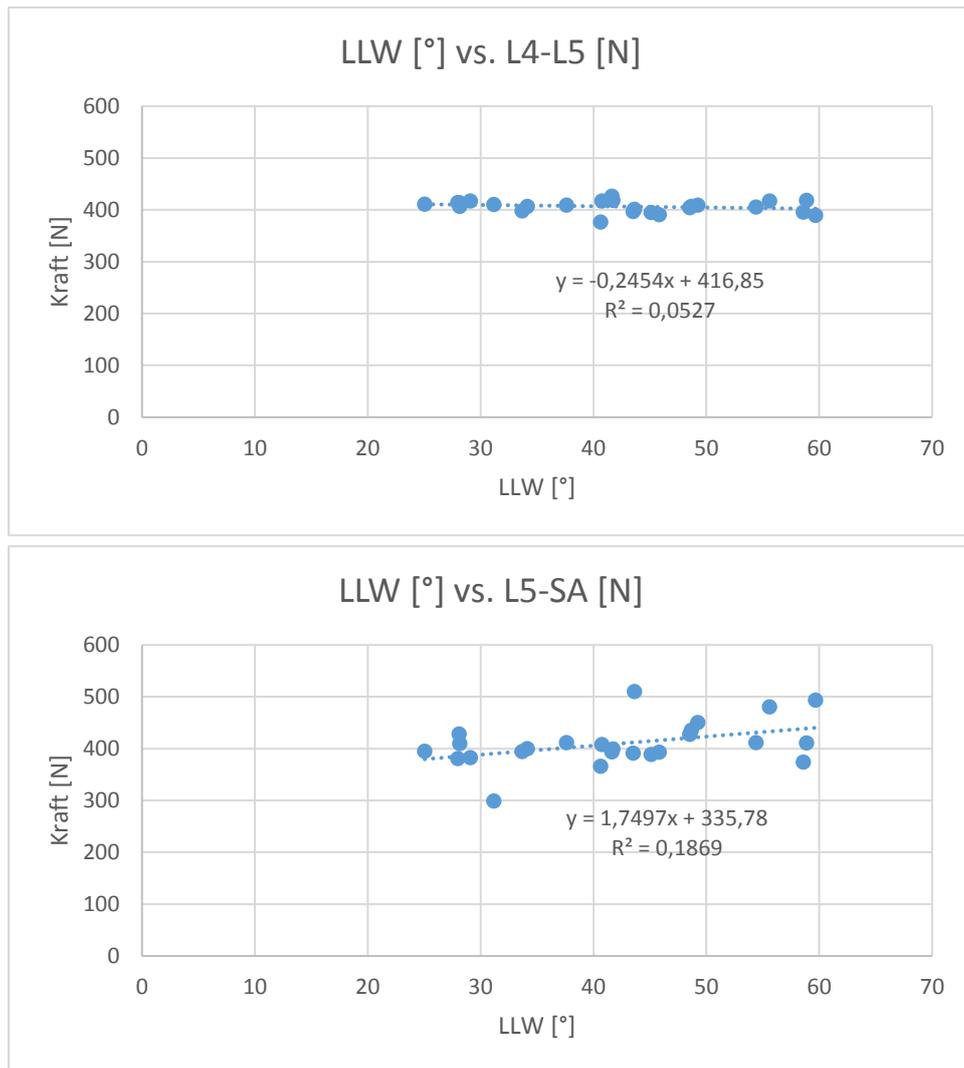


Abbildung 166 – Zusammenhang zwischen dem LLW und der Kraft in der jeweiligen ZWS.

Die Auswertung zeigt eindeutig, dass kein linearer Zusammenhang zwischen Kraft in der ZWS und dem LLW nachgewiesen werden konnte. Dies heißt allerdings auch, dass die Kraft in der ZWS nicht aufgrund des LLW vorhergesagt werden kann. Zusätzlich sei erwähnt, dass folglich auch der LSW ebenfalls nicht mit den Kräften in den ZWS korreliert, da dieser wiederum stark mit dem LLW korreliert.

Mit dieser Untersuchung der 25 individuellen LWS-Modelle konnten lediglich die internen Kräfte und Deformationen der ZWS bei axialer Belastung entlang der Lotlinie ermittelt werden. Darüber hinaus ist es möglich, das Bewegungsverhalten der LWS-Modelle genauer zu analysieren. Dafür wurde der modellierte m. psoas major maximal stimuliert, der m. multifidus erfuhr hingegen keine Stimulation, so dass eine Flexionsbewegung simuliert werden konnte. Die Freiheitsgrade des SP wurden gegenüber dem Inertialsystem

eingeschränkt, so dass sich dieser lediglich entlang der y-z-Ebene bewegen konnte, was ein mögliches leichtes Abdriften des LWS-Modells in laterale Richtung verhinderte.

Berechnung der momentanen Drehachse

Das Bewegungsverhalten einer LWS wird überwiegend anhand der jeweiligen Endstellungen einer Bewegung beschrieben und als Auslenkung (ROM) angegeben (vgl. White und Panjabi, 1978; Ochia et al., 2006). Deutlich genauere Rückschlüsse auf die Bewegung lässt der Verlauf der momentanen Drehachse zwischen zwei benachbarten Wirbeln zu. Der Verlauf ergibt sich durch die wiederholte Berechnung der momentanen Drehachse in jedem Simulationsschritt. Dabei wird die momentane Drehachse sowohl durch translatorische als auch rotatorische Bewegungen bestimmt. Eine nah an der ZWS liegende momentane Drehachse lässt auf eine hohe rotatorische Komponente in der Bewegung schließen, eine weit entfernte Drehachse hingegen auf einen hohen translatorischen Anteil (vgl. Aiyangar et al., 2017).

Zur Berechnung der momentanen Drehachse eines Bewegungssegments werden zunächst vier Punkte (P_1, P_2, P_3, P_4) auf dem jeweiligen kranialen Wirbel definiert, die allerdings nicht in einer Ebene liegen sollten. Berechnet werden soll die Drehachse, die sich jeweils auf den entsprechenden kaudalen Wirbel des Bewegungssegments bezieht. Sie wird im weiteren Verlauf als relative Drehachse bezeichnet. Der kaudale Wirbel dient somit als Referenz und kann bezogen auf den kranialen Wirbel als fix angesehen werden. Zur Berechnung der relativen momentanen Drehachse in einem bestimmten Integrationsschritt, werden als Input die vier Koordinaten aus dem aktuellen Zeitschritt (P_1', P_2', P_3', P_4') sowie die aus dem vorherigen Zeitschritt benötigt (P_1, P_2, P_3, P_4).

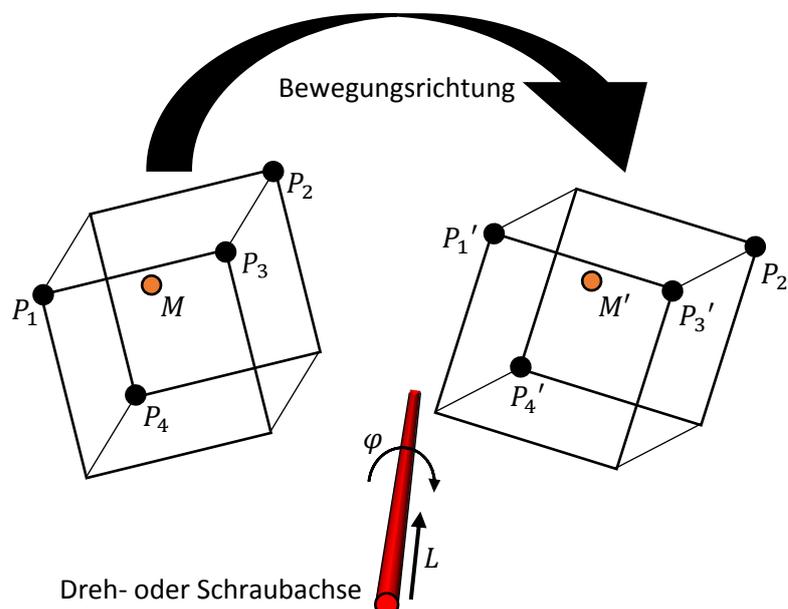


Abbildung 167 - Darstellung zur Berechnung der momentanen Drehachse.

Aus den jeweiligen vier Punktkoordinaten kann der jeweilige Mittelpunkt M und M' berechnet werden, der relativ zum betrachteten Objekt (hier exemplarisch ein Würfel) die gleiche Lage besitzt, da auch die vier Punkte fix auf dem sich bewegenden Objekt definiert sind.

$$\vec{M} = \frac{\vec{P}_1 + \vec{P}_2 + \vec{P}_3 + \vec{P}_4}{4} \quad [40]$$

$$\vec{M}' = \frac{\vec{P}_1' + \vec{P}_2' + \vec{P}_3' + \vec{P}_4'}{4} \quad [41]$$

Die relative momentane Drehachse, die auch als Schraubachse interpretiert werden kann, wird durch ihren Richtungsvektor \vec{e}_{eig} , die Translation L entlang der Achse und den Drehwinkel φ um die Achse eindeutig festgelegt. Der Richtungsvektor \vec{e}_{eig} kann aus der Drehmatrix D bestimmt werden, die die Drehung des Objekts um die Achse beschreibt. Zur Berechnung der Drehmatrix D werden zunächst die Differenzvektoren \vec{u} und \vec{v} berechnet, wobei $\vec{u}_1, \vec{u}_2, \vec{u}_3$ die Spaltenvektoren der 3x3 Matrix U und $\vec{v}_1, \vec{v}_2, \vec{v}_3$ die Spaltenvektoren der 3x3 Matrix V bilden.

$$\begin{aligned} \vec{u}_1 &= \vec{M} - \vec{P}_1 \\ \vec{u}_2 &= \vec{M} - \vec{P}_2 \\ \vec{u}_3 &= \vec{M} - \vec{P}_3 \end{aligned} \quad [42]$$

$$\begin{aligned} \vec{v}_1 &= \vec{M}' - \vec{P}_1' \\ \vec{v}_2 &= \vec{M}' - \vec{P}_2' \\ \vec{v}_3 &= \vec{M}' - \vec{P}_3' \end{aligned} \quad [43]$$

Für die gesuchte Drehmatrix D gilt dann:

$$D \cdot U = V \quad [44]$$

$$D = V \cdot U^{-1} \quad [45]$$

Der gesuchte Richtungsvektor \vec{e}_{eig} ist der Vektor, der von der Drehmatrix D bei Anwendung auf sich selbst abgebildet wird. Dies ist der Eigenvektor zum Eigenwert 1. Es ist unmöglich, dass die Drehmatrix den Eigenwert 1 nicht besitzt, da eine Matrix nur dann eine Drehmatrix darstellt, wenn sie eine orthogonale Matrix ist und zudem den Eigenwert 1 besitzt. Da zur Berechnung des Eigenvektors jedoch ein Gleichungssystem gelöst werden muss, wozu

beispielsweise die QR-Zerlegung verwendet werden könnte, stellt die Methode von Kwon (2010, 170) eine recheneffizientere Variante dar, nach der gilt:

$$D - D^T = 2 \cdot \sin(\varphi) \cdot \langle n \rangle \quad [46]$$

mit $T \triangleq \text{transponiert}$, $\varphi = \text{Drehwinkel der Drehachse}$

$$\text{und } \langle n \rangle = \begin{bmatrix} 0 & -e_{eig}(3) & e_{eig}(2) \\ e_{eig}(3) & 0 & -e_{eig}(1) \\ -e_{eig}(2) & e_{eig}(1) & 0 \end{bmatrix}$$

So kann der gesuchte Eigenvektor \vec{e}_{eig} unmittelbar aus der Drehmatrix berechnet werden. $\langle n \rangle$ enthält bereits den gesuchten Eigenvektor \vec{e}_{eig} . Der Vorfaktor $2 \cdot \sin(\varphi)$ kann dabei als Skalierungsfaktor interpretiert werden, der somit vernachlässigbar ist, da der normierte Eigenvektor $\vec{e}_{eig, norm}$ die Richtung der relativen momentanen Drehachse eindeutig festlegt. Neben dem Richtungsvektor \vec{e}_{eig} wird zur eindeutigen Positionierung der momentanen Drehachse im dreidimensionalen Raum der entsprechende Stützvektor \vec{r}_0 in jedem Integrationsschritt benötigt. Dieser kann ebenfalls nach Kwon (2010, 171) berechnet werden. Zunächst wird der Drehwinkel φ der Drehachse berechnet:

$$\sin(\varphi) = \frac{1}{2} \cdot \sqrt{(r_{12} - r_{21})^2 + (r_{23} - r_{32})^2 + (r_{31} - r_{13})^2} \quad [47]$$

Dabei beschreiben $r_{11} - r_{33}$ die Elemente der Drehmatrix $D = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{pmatrix}$.

Anschließend kann die Translation L entlang der Drehachse bestimmt werden:

$$L = \vec{e}_{eig}^T \cdot (\vec{M}' - D \cdot \vec{M}) \quad \text{mit } T \triangleq \text{transponiert} \quad [48]$$

Zuletzt wird der gesuchte Stützvektor \vec{r}_0 berechnet, der orthogonal zur Drehachse steht:

$$\vec{r}_0 = [(1 - \cos(\varphi)) \cdot I - \sin(\varphi) \cdot \langle n \rangle]^{-1} \cdot [(\vec{M}' - D \cdot \vec{M}) - L \cdot \vec{e}_{eig}] \quad [49]$$

mit $I \triangleq \text{Einheitsmatrix}$

Die folgenden beiden Simulationen dienen der Validierung der Berechnung der momentanen Drehachse, da der Verlauf in beiden Fällen vorhersagbar ist. Die erste Simulation zeigt einen Zylinder, welcher um seinen Mittelpunkt rotiert. Die rot dargestellte momentane Drehachse sollte dabei rechtwinklig zur Grund- und Deckfläche des Zylinders stehen und diese im Mittelpunkt durchstoßen. Der gelbe Pfeil dient dabei lediglich als Orientierung über den Rotationsfortschritt.

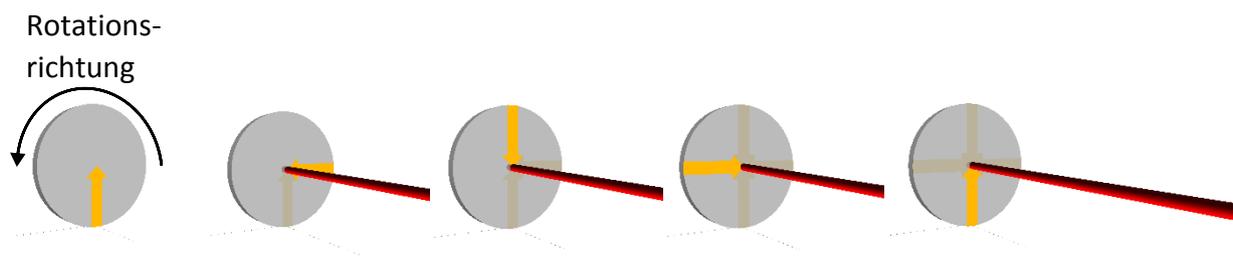


Abbildung 168 – Simulation eines um seinen Mittelpunkt rotierenden Zylinders. Die momentane Drehachse verläuft ebenfalls durch den Mittelpunkt. Die Bilderserie zeigt die Simulation zu fünf verschiedenen Zeitpunkten.

In einer weiteren Simulation rollt der Zylinder auf seiner Mantelfläche über eine Ebene. Die momentane Drehachse sollte dabei ebenfalls rechtwinklig zur Grund- und Deckfläche des Zylinders stehen und zudem entlang des Kontakts zwischen Zylinder und Ebene wandern.

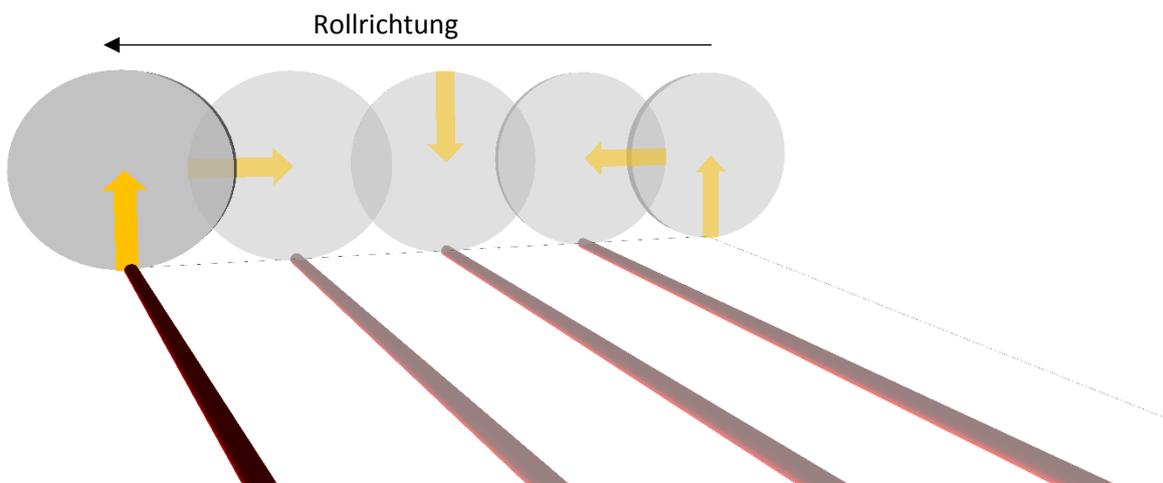


Abbildung 169 - Simulation eines Zylinders, der auf seiner Mantelfläche über eine Ebene rollt. Die Spur zeigt die Bewegung zu fünf verschiedenen Zeitpunkten.

Zur Analyse des Bewegungsverhaltens der LWS-Modelle, wird die relative momentane Drehachse für jedes Bewegungssegment berechnet. Um den Verlauf übersichtlich darzustellen, wird der Schnittpunkt der Drehachse mit der Sagittalebene des jeweiligen kaudalen Wirbels eines Bewegungssegments berechnet, so dass der Verlauf der dreidimensionalen Drehachse auf einen zweidimensionalen reduziert werden kann. Ein Schnittpunkt wird als Drehzentrum bezeichnet. Mehrere Drehzentren bilden gemeinsam dessen Verlauf.

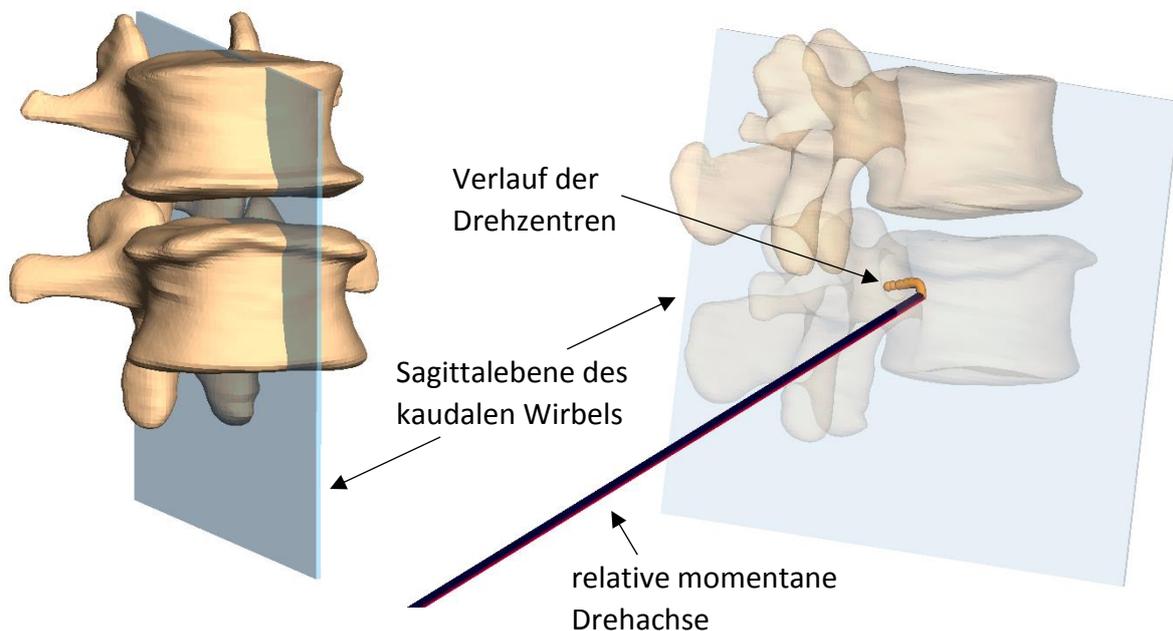


Abbildung 170 - Reduzierung des Verlaufs der dreidimensionalen momentanen Drehachse auf einen zweidimensionalen Verlauf am Beispiel des Bewegungssegments L2-L3 der WS56.

In einer Studie von Aiyangar et al. (2017) wurden von 11 Probanden die momentanen Drehachsen der LWS (SA-L2) während einer Extensionsbewegung ausgehend von einer vorgebeugten Haltung berechnet. Dafür wurden die Bewegungen der LWS mithilfe eines dynamic stereo X-ray (DSX) Systems aufgezeichnet und in kinematische Daten übersetzt. Die dreidimensionale Drehachse wurde ebenfalls auf einen zweidimensionalen Drehzentrumsverlauf reduziert. Dabei konnte beobachtet werden, dass das Drehzentrum bei dieser Bewegung generell in posteriore Richtung wanderte. Die folgende Darstellung visualisiert die Verläufe der Drehzentren für drei Extensionsbewegungen, bei denen drei verschiedene Gewichte (4,54 kg; 9,1 kg; 13,6 kg) angehoben wurden. Die Drehzentren variieren zwar aufgrund des angehobenen Gewichts, liegen aber dennoch generell bei flektierter Position anterior und in aufrechter Haltung posterior.

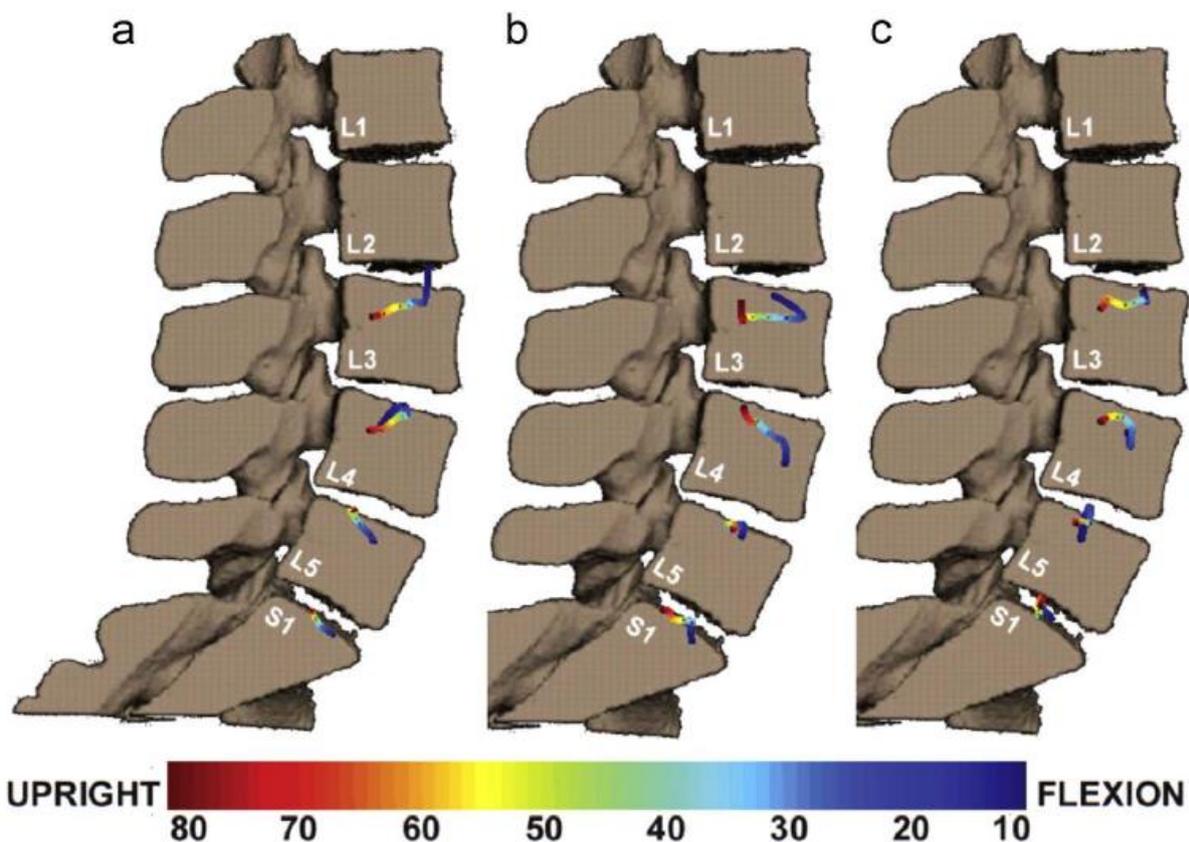
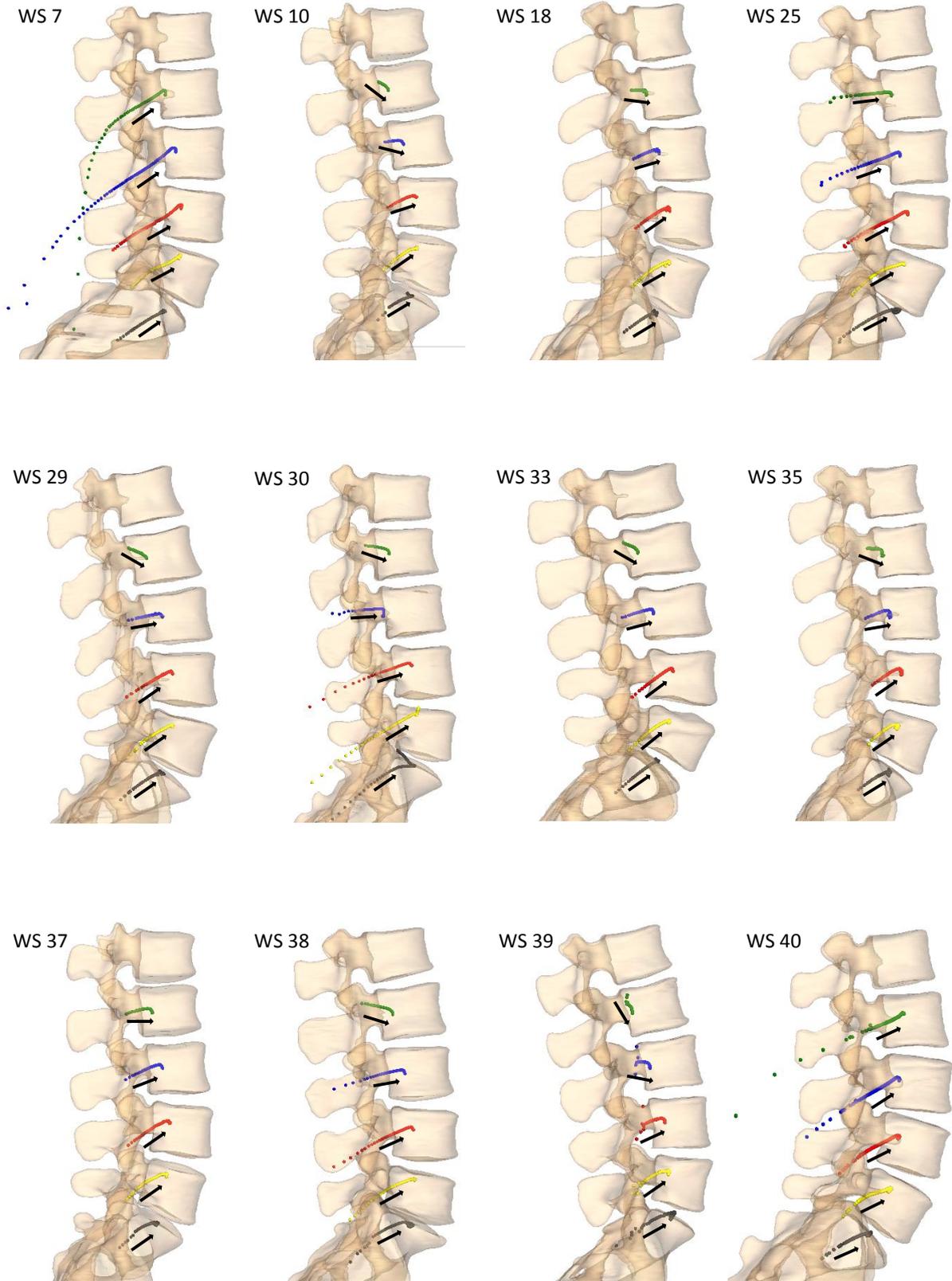


Abbildung 171 – Relative momentane Drehzentren beim Anheben drei verschiedener Gewichte a-c (4,54 kg; 9,1 kg; 13,6 kg) (Aiyangar et al., 2017).

Aiyangar et al. (2017) beobachteten des Weiteren, dass die Drehzentren der Bewegungssegmente L2-L3 und L3-L4, verglichen mit L4-L5 und L5-SA, signifikant inferior liegen. Dies weist auf eine höhere translatorische Komponente hin, was eine geringe Schersteifigkeit vermuten lässt.

Natürlich ist nun zu überprüfen, ob auch bei den LWS-Modellen ein ähnlicher Verlauf der Drehzentren berechnet werden kann, da dies ein realistisches Bewegungsverhalten der Modelle bestätigen würde. Im Folgenden sind die Drehzentren der LWS-Modelle bei Flexionsbewegungen dargestellt. Ein schwarzer Pfeil gibt jeweils die Richtung an, in die das Drehzentrum wanderte.



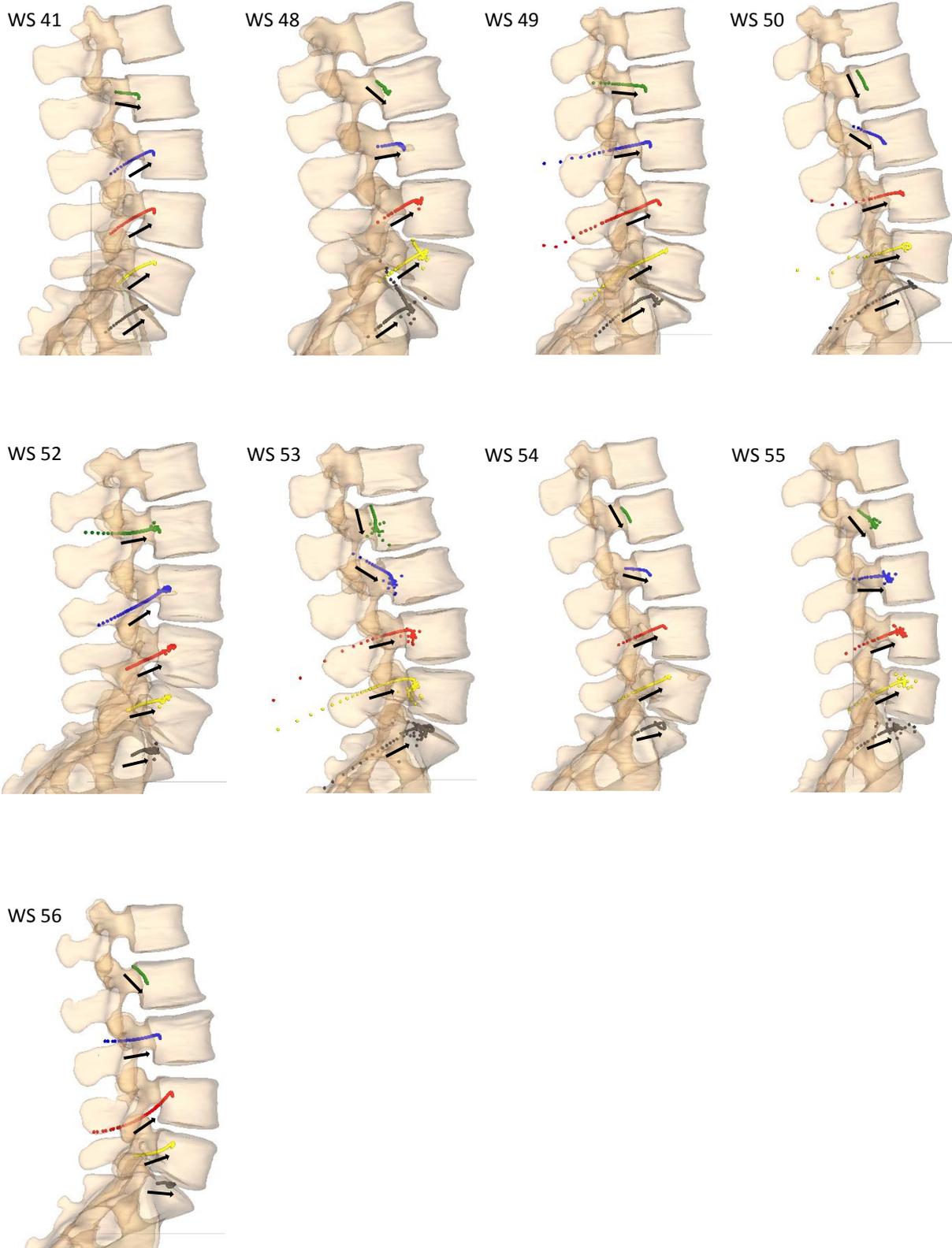


Abbildung 172 - Visualisierung der Drehzentren bei Flexion für 21 individuelle LWS-Modelle.
 Drehzentrum des Bewegungssegments L1-L2: grün, L2-L3: blau, L3-L4: rot, L4-L5: gelb, L5-SA: schwarz.

Mit 21 LWS-Modellen wurde eine Flexionsbewegung bis maximal 45° gegenüber der Horizontalen durchgeführt und dabei der jeweilige Verlauf der Drehzentren berechnet. In Bezug auf die Studie von Aiyangar et al. (2017) konnten einige Übereinstimmungen beobachtet werden. So variieren die Verläufe der Drehzentren zwischen den individuellen LWS-Modellen zwar, wandern aber mit zunehmender Flexion allgemein in anteriore Richtung und liegen in aufrechter Haltung entsprechend posterior. Des Weiteren liegen die Drehzentren der Bewegungssegmente L2-L3 und L3-L4, verglichen mit L5-SA, ebenfalls deutlich inferior bzw. wandert das Drehzentrum sogar während der Flexion teilweise weiter in inferiore Richtung. Das Drehzentrum des Bewegungssegments L5-SA dringt teilweise bis in die ZWS dieses Segments vor, was bei den übrigen Segmenten in der Regel nicht zu beobachten ist. Daraus folgt, dass die translatorische im Gegensatz zur rotatorischen Komponente in der ZWS L5-SA kleiner ist. Diese Auffälligkeit wurde unter anderem auch von Aiyangar et al. (2017) beobachtet und mit einer erhöhten Scher- und Rotationssteifigkeit in anterior-posteriore Richtung begründet. Interessant ist in diesem Zusammenhang jedoch, dass allen modellierten ZWS der LWS-Modelle die gleichen Steifigkeits- und Dämpfparameter zugrunde liegen und somit der zu beobachtende charakteristische Verlauf des Drehzentrums für L5-SA auch ohne erhöhte Scher- und Rotationssteifigkeiten erreicht werden konnte.

Zur Berechnung der Drehzentren wurde der modellierte m. psoas major in den LWS-Modellen maximal stimuliert, um die Flexionsbewegung zu simulieren. Zuletzt soll geklärt werden, ob und inwiefern sich der Verlauf der Drehzentren unter Verwendung eines äußeren Drehmoments verändert, da Bewegungen sowohl in in-vitro Experimenten (vgl. Rohlmann et al., 2001; Wilke et al., 2008) als auch in Modellen (vgl. Zander et al., 2009; Ayturk und Puttlitz, 2011; Dreischarf et al., 2011; Liu et al., 2011; Kiapour et al., 2012; Schmidt et al., 2012; Lin et al., 2013; Park et al., 2013; Xu et al., 2017) häufig durch ein entsprechendes Moment gesteuert werden. Um mögliche Veränderungen nachvollziehen zu können, wurden auf den L1 der WS56 stufenweise Drehmomente von 10 Nm, 30 Nm und 50 Nm aufgebracht und entsprechend die Drehzentren berechnet.

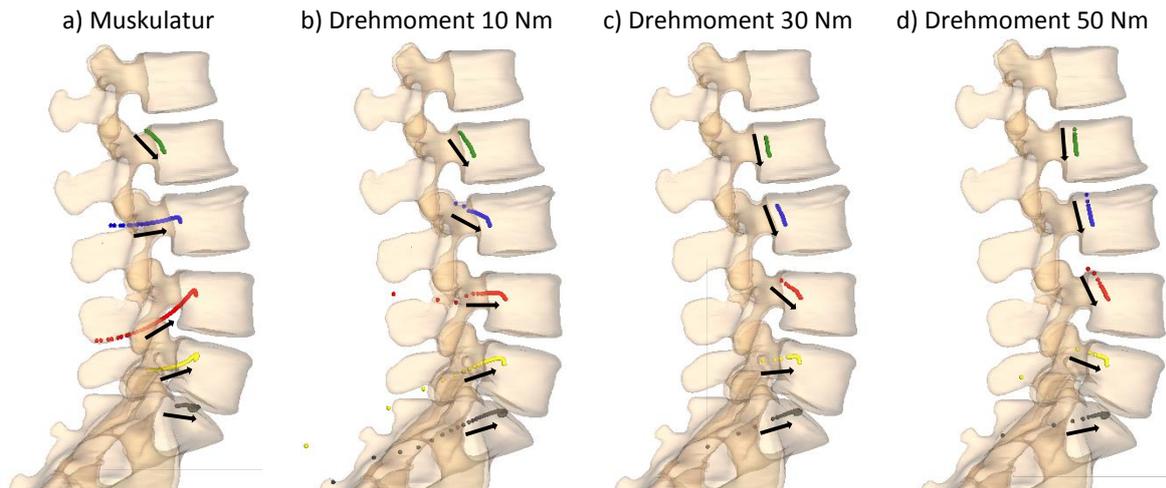


Abbildung 173 - Vergleich der Verläufe der Drehzentren am Beispiel der WS56 bei Flexionsbewegungen, die durch die modellierte Muskulatur (a) oder ein äußeres stufenweise erhöhtes Drehmoment (b-d) auf L1 gesteuert wurden.

Bereits ein äußeres Drehmoment von 10 Nm (b) reicht aus, um den Verlauf eines Drehzentrums verglichen mit (a) sichtlich zu verändern. Dies betrifft vor allem die kranialen Bewegungssegmente L1-L2, L2-L3 und L3-L4. Mit steigendem äußeren Drehmoment wandern die Drehzentren nicht mehr von posterior nach anterior, sondern zunehmend von superior nach inferior. Bei einem äußeren Drehmoment von 50 Nm (d) verlaufen die Drehzentren von L1-L2 und L2-L3 nahezu vertikal und auch bei L3-L4 und L4-L5 entfernt sich das Drehzentrum von der jeweiligen ZWS mit zunehmender Flexion, was für eine Zunahme der translatorischen Komponente spricht. Lediglich der Verlauf des Drehzentrums von L5-SA erfährt keine große Änderung durch den Einsatz eines äußeren Drehmoments.

Zusammenfassend kann also festgehalten werden, dass eine Bewegung, die mithilfe modellierter Muskulatur gesteuert wurde, einen anderen Verlauf des Drehzentrums bewirkte, als bei Verwendung eines äußeren Drehmoments und je größer das äußere Moment war, desto vertikaler war der Verlauf. Die Beobachtungen von Aiyangar et al. (2017) sprechen allerdings nicht für einen vertikalen Verlauf, so dass ein äußeres Moment zur Bewegungssteuerung infrage gestellt werden muss. Wurde hingegen die modellierte Muskulatur in den LWS-Modellen zur Bewegungssteuerung genutzt, konnten Verläufe der Drehzentren berechnet werden, die die Beobachtungen von Aiyangar et al. (2017) stützen.

8 Zusammenfassung und Ausblick

In der vorliegenden Arbeit wurden zum einen Algorithmen entwickelt, mit denen aus CT-Daten unter geringem Zeitaufwand sowie semiautomatisch individuelle LWS-Modelle erstellt werden können. Des Weiteren wurden unterschiedliche bildgebende Verfahren (MRT-Daten, Röntgenfilm, Röntgenfunktionsaufnahmen) zur Validierung der LWS-Modelle vorgestellt und verwendet. Zuletzt wurden die erarbeiteten Algorithmen genutzt, um eine größere Anzahl an individuellen LWS-Modellen zu erstellen, die anschließend auf Gemeinsamkeiten und Unterschiede bzgl. der inneren Belastungen sowie auf physiologisch korrekte Bewegungsabläufe hin untersucht wurden.

Nach Erörterung der grundlegenden anatomischen Strukturen, wie Knochen, ZWS, Ligamente, Facettengelenke und Muskulatur, wurden Algorithmen erarbeitet, um diese entsprechend zu modellieren. Dafür wurden im ersten Schritt die CT-Daten von Patienten mittels AMIRA segmentiert und die erzeugten Oberflächen in die Modellierungssoftware SIMPACK übertragen. Dabei bleiben die Positionen der einzelnen Wirbel zueinander erhalten, so dass die Abstände in den ZWS und Facettengelenken mit den CT-Daten exakt übereinstimmen. Auf Grundlage der Oberflächen konnte beispielsweise die Lage der modellierten ZWS, die Längen der Ligamente sowie patientenspezifisch gekrümmte Facettengelenkflächen und individuell verlaufende Muskelzüge bestimmt werden. Die nötigen biomechanischen Parameter der kraftübertragenden Strukturen wurden aus entsprechenden in-vitro Experimenten extrahiert oder der biomechanischen Literatur entnommen. Zusätzlich wurden die Ligamentmodellierung betreffend, verschiedene in der biomechanischen Literatur weit verbreitete Ligamentkennlinien verglichen sowie Differenzen herausgearbeitet. Darüber hinaus wurden auf Basis des Stepwise Reduction Experiments von Heuer et al. (2007) eigene Ligamentkennlinien ermittelt und mithilfe eines weiteren Experiments von Wilke et al. (1996) überprüft. Auf diese Weise konnten die Einflüsse der Ligamentkennlinien sowie der individuellen Ligamentansatzpunkte auf die Beweglichkeit eines Bewegungssegments diskutiert werden.

Verschiedene LWS-Modelle konnten anschließend anhand von bildgebenden Verfahren, wie MRT-Aufnahmen, Röntgenfunktionsaufnahmen und mithilfe eines Röntgenfilms auf einen physiologisch korrekten Bewegungsverlauf hin untersucht werden. Dabei stellte sich heraus, dass mit den zuvor extrahierten Parametern, welche die kraftübertragenden Strukturen definieren, die Bewegungen der einzelnen Patienten nur bedingt reproduziert werden

können. Durch eine Anpassung der Parameter konnte das Ergebnis allerdings deutlich verbessert werden. Dies spricht für eine gewisse Streuung, was die Parameter der kraftübertragenden Strukturen betrifft, so dass künftig eine Anpassung an den jeweiligen Patienten erfolgen müsste.

Mithilfe der zuvor entwickelten Algorithmen wurden 25 individuelle LWS-Modelle von 25 Patienten erstellt, in die alle erarbeiteten passiven (ZWS, Ligamente, Facettengelenke) und aktiven (Muskulatur) kraftübertragenden Strukturen integriert wurden. Unter Berücksichtigung ihrer individuellen Krümmungen wurden die inneren Belastungen in den ZWS berechnet und verglichen. Des Weiteren wurden Flexionsbewegungen simuliert und die Drehzentren eines jeden Bewegungssegments berechnet, so dass die Bewegungsverläufe analysiert werden konnten. Zudem wurde eine Flexionsbewegung zum einen mithilfe eines äußeren Drehmoments und zum anderen mithilfe der modellierten Muskulatur gesteuert, um mögliche Unterschiede zwischen den beiden Methoden zur Bewegungssteuerung zu erforschen. Die Berechnungen der Drehzentren zeigten, dass ein äußeres Drehmoment zu einem vertikalen Verlauf des Drehzentrums führen kann, was hinsichtlich der Studie von Aiyangar et al. (2017) allerdings als unrealistisch eingestuft werden muss.

Während beispielsweise die Positionen der ZWS, die Ansatzstellen der Ligamente und Muskeln und die Formen der Facettengelenkflächen bereits anhand der individuellen Wirbelgeometrie bestimmt werden können, stammen die zugehörigen biomechanischen Parameter meist aus in-vitro Experimenten. Diese sind jedoch nur bedingt geeignet, um individuelle Vorhersagen bzgl. innerer Kräfte und des Bewegungsverlaufs zu treffen, was Potential für weitere Forschung schafft.

In den LWS-Modellen dienten modellierte Muskeln als aktive Kraftelemente, um Bewegungen zu steuern. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Muskeln möglichst an den vorliegenden Knochen, also den Wirbeln, dem Sakrum und dem Becken, angreifen. Damit weitere Muskeln integriert werden können, müssen die Modelle um die nötigen knöchernen Strukturen, wie beispielsweise die Rippen, erweitert werden. Auf diese Weise können die Bewegungen noch präziser gesteuert und der Bewegungsverlauf noch realistischer simuliert werden. In diesem Zusammenhang könnte auch die individuelle Massenverteilung des Oberkörpers Berücksichtigung finden.

Zusammenfassend konnten mit den in dieser Arbeit vorgestellten Methoden neue Möglichkeiten in der Entwicklung und Validierung individueller Computermodelle zur

Simulation des Verhaltens menschlicher LWS bei Bewegung aufgezeigt werden. Insbesondere stellt die Verbesserung und Anpassung der Parameter in den kraftübertragenden Strukturen für biologisches Gewebe einen besonderen Fortschritt dar. Zukünftig können Auswertungen der Aufnahmen aus den bildgebenden medizinischen Verfahren weitere Detailinformationen liefern. Wesentliches Potential steckt dabei in der automatisierten Analyse der Bilddaten für eine schnellere und genauere Parameteridentifizierung für die individuelle Modellerstellung als Instrument für die medizinische Diagnostik und Operationsplanung.

9 Literaturverzeichnis

- Aiyangar, A., Zheng, L., Anderst, W., Zhang, X., 2017. Instantaneous centers of rotation for lumbar segmental extension in vivo. *Journal of biomechanics* 52 (1), 113–121.
- Aiyangar, A.K., Zheng, L., Tashman, S., Anderst, W.J., Zhang, X., 2014. Capturing three-dimensional in vivo lumbar intervertebral joint kinematics using dynamic stereo-X-ray imaging. *Journal of biomechanical engineering* 136 (1), 011004.
- Aumüller, G., Aust, G., Engele, J., Kirsch, J., Maio, G., Mayerhofer, A., Mense, S., Reißig, D., Salvetter, J., Schmidt, W., Schmitz, F., Schulte, E., Spanel-Borowski, K., Wennemuth, G., Wolff, W., Wurzinger, L.J., Zilch, H.G., 2017. *Duale Reihe. Anatomie*. Thieme, Stuttgart (u.a.).
- Ayturk, U.M., Puttlitz, C.M., 2011. Parametric convergence sensitivity and validation of a finite element model of the human lumbar spine. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 14 (8), 695–705.
- Behrsin, J.F., Briggs, C.A., 1988. Ligaments of the lumbar spine: a review. *Surgical and radiologic anatomy* 10 (3), 211–219.
- Bogduk, N., 2000. *Klinische Anatomie von Lendenwirbelsäule und Sakrum. Rehabilitation und Prävention*. Springer, Berlin (u.a.).
- Brinckmann, P., Frobin, W., Leivseth, G., 2000. *Orthopädische Biomechanik*. Thieme, Stuttgart (u.a.).
- Brinckmann, P., Grootenboer, H., 1991. Change of disc height, radial disc bulge, and intradiscal pressure from discectomy. An in vitro investigation on human lumbar discs. *Spine* 16 (6), 641–646.
- Chandler, R.F., Clauser, C.E., McConville, J.T., Reynolds, H.M., Young, J.W., 1975. *Investigation of inertial properties of the human body*. Aerospace Medical Research Laboratory. National Technical Information Service, Springfield, Virginia, USA.
- Chazal, J., Tanguy, A., Bourges, M., Gaurel, G., Escande, G., Guillot, M., Vanneuville, G., 1985. Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *Journal of biomechanics* 18 (3), 167–176.
- Cheng, E.J., Brown, I.E., Loeb, G.E., 2000. Virtual muscle: a computational approach to understanding the effects of muscle properties on motor control. *Journal of neuroscience methods* 101 (2), 117–130.
- Chernukha, K.V., Daffner, R.H., Reigel, D.H., 1998. Lumbar lordosis measurement. A new method versus Cobb technique. *Spine* 23 (1), 74-80.
- Christophy, M., Faruk Senan, N.A., Lotz, J.C., O'Reilly, O.M., 2012. A musculoskeletal model for the lumbar spine. *Biomechanics and modeling in mechanobiology* 11 (1-2), 19–34.

- Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S.T., Surma, E., De Zee, M., 2006. Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling Practice and Theory* 14 (8), 1100–1111.
- Dreischarf, M., Rohlmann, A., Bergmann, G., Zander, T., 2011. Optimised loads for the simulation of axial rotation in the lumbar spine. *Journal of biomechanics* 44 (12), 2323–2327.
- Dreischarf, M., Rohlmann, A., Zhu, R., Schmidt, H., Zander, T., 2013. Is it possible to estimate the compressive force in the lumbar spine from intradiscal pressure measurements? A finite element evaluation. *Medical engineering & physics* 35 (9), 1385–1390.
- Dreischarf, M., Zander, T., Bergmann, G., Rohlmann, A., 2010. A non-optimized follower load path may cause considerable intervertebral rotations. *Journal of biomechanics* 43 (13), 2625–2628.
- Dreischarf, M., Zander, T., Shirazi-Adl, A., Puttlitz, C.M., Adam, C.J., Chen, C.S., Goel, V.K., Kiapour, A., Kim, Y.H., Labus, K.M., Little, J.P., Park, W.M., Wang, Y.H., Wilke, H.J., Rohlmann, A., Schmidt, H., 2014. Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: predictive power of models improves when combined together. *Journal of biomechanics* 47 (8), 1757–1766.
- Duval-Beaupère, G., Robain, G., 1987. Visualization on full spine radiographs of the anatomical connections of the centres of the segmental body mass supported by each vertebra and measured in vivo. *International orthopaedics* 11 (3), 261–269.
- Ferraris, L., Koller, H., Meier, O., Hempfing, A., 2012. Die Bedeutung der sagittalen Balance in der Wirbelsäulenchirurgie. *OUP - Orthopädische und Unfallchirurgische Praxis* 1 (12), 502–508.
- Frobin, W., Brinckmann, P., Biggemann, M., Tillotson, M., Burton, K., 1997. Precision measurement of disc height, vertebral height and sagittal plane displacement from lateral radiographic views of the lumbar spine. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 12 (Suppl 1), 1-63.
- Günther, M., 1997. Computersimulationen zur Synthetisierung des muskulär erzeugten menschlichen Gehens unter Verwendung eines biomechanischen Mehrkörpermodells. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität Tübingen
- Günther, M., Schmitt, S., Wank, V., 2007. High-frequency oscillations as a consequence of neglected serial damping in Hill-type muscle models. *Biological cybernetics* 97 (1), 63–79.
- Häufle, D.F.B., Günther, M., Bayer, A., Schmitt, S., 2014. Hill-type muscle model with serial damping and eccentric force–velocity relation. *Journal of biomechanics* 47 (6), 1531–1536.
- Hatze, H., 1981. Myocybernetic control models of skeletal muscle. Characteristics and applications. University of South Africa, Pretoria.

- Hausen, U., 2013. Entwicklung von 3D-Simulationsmodellen für die computergestützte Operationsplanung bei chirurgischen Eingriffen an der Lendenwirbelsäule. Dissertation, Universität Koblenz-Landau, Campus Koblenz.
- Hellems, H.K., Keats, T.E., 1971. Measurement of the normal lumbosacral angle. *American Journal of Roentgenology* 113 (4), 642–645.
- Heuer, F., Schmidt, H., Klezl, Z., Claes, L., Wilke, H.J., 2007. Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle. *Journal of biomechanics* 40 (2), 271–280.
- Hill, A.V., 1938. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London B* 126 (843), 136–195.
- Hochschild, J., 2015. Grundlagen zur Wirbelsäule, HWS und Schädel, BWS und Brustkorb, obere Extremität. Thieme, Stuttgart (u.a.).
- Holzapfel, G.A., Stadler, M., 2006. Role of facet curvature for accurate vertebral facet load analysis. *European Spine Journal* 15 (6), 849–856.
- Huch, R., Jürgens, K.D., (Hrsg.) 2015. Mensch, Körper, Krankheit. Anatomie, Physiologie, Krankheitsbilder. Lehrbuch und Atlas für die Berufe im Gesundheitswesen. Elsevier, München.
- Kapandji, I.A., 2009. Funktionelle Anatomie der Gelenke. Schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik. Band 3 Rumpf und Wirbelsäule. (Übersetzer: Koebke, J.) Thieme, Stuttgart.
- Kauczor, H.U., Schneider, K., Becker, H., Wiedenmann, B., Loch, T. Krauspe, R., Mischkowsky, T., Kamm, K.F., Saure, D., Pfandzelter, R., Brüggemann, M., 2008. Leitlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik. Qualitätskriterien röntgendiagnostischer Untersuchungen. https://www.bundesaerztekammer.de/fileadmin/user_upload/downloads/LeitRoentgen2008Korr2.pdf.
- Kiapour, A., Ambati, D., Hoy, R.W., Goel, V.K., 2012. Effect of graded facetectomy on biomechanics of Dynesys dynamic stabilization system. *Spine* 37 (10), E581-E589.
- Klein, P., Sommerfeld, P., 2007. Biomechanik der Wirbelsäule. Grundlagen, Erkenntnisse und Fragestellungen. Elsevier, München.
- Kwon, Y.H., 2010. Measurement for deriving kinematic parameters: numerical methods. In: Hong, Y., Bartlett, R., (Hrsg.) *Routledge handbook of biomechanics and human movement science*. Routledge, London, 156-181
- Le Huec, J.C., Saddiki, R., Franke, J., Rigal, J., Aunoble, S., 2011. Equilibrium of the human body and the gravity line: the basics. *European spine journal* 20 (Suppl 5), 558–563.
- Lin, H.M., Pan, Y.N., Liu, C.L., Huang, L.Y., Huang, C.H., Chen, C.S., 2013. Biomechanical comparison of the K-ROD and Dynesys dynamic spinal fixator systems - a finite element analysis. *Bio-medical materials and engineering* 23 (6), 495–505.

- Liu, C.L., Zhong, Z.C., Hsu, H.W., Shih, S.L., Wang, S.T., Hung, C., Chen, C.S., 2011. Effect of the cord pretension of the Dynesys dynamic stabilisation system on the biomechanics of the lumbar spine: a finite element analysis. *European Spine Journal* 20 (11), 1850–1858.
- Mahato, N.K., 2013. Anatomy of Lumbar Interspinous Ligaments: Attachment, Thickness, Fibre Orientation and Biomechanical Importance. *International Journal of Morphology* 31 (1), 351–355.
- Meganck, J.A., Kozloff, K.M., Thornton, M.M., Broski, S.M., Goldstein, S.A., 2009. Beam hardening artifacts in micro-computed tomography scanning can be reduced by X-ray beam filtration and the resulting images can be used to accurately measure BMD. *Bone* 45 (6), 1104–1116.
- Meijer, G.J.M., Homminga, J., Hekman, E.E.G., Veldhuizen, A.G., Verkerke, G.J., 2010. The effect of three-dimensional geometrical changes during adolescent growth on the biomechanics of a spinal motion segment. *Journal of biomechanics* 43 (8), 1590–1597.
- Möller, T.B., Reif, E., 2009. Taschenatlas Einstelltechnik. Röntgendiagnostik, Angiografie, CT, MRT. Thieme, Stuttgart (u.a.)
- Mörl, F., Siebert, T., Schmitt, S., Blickhan, R., Günther, M., 2012. Electro-mechanical delay in hill-type muscle models. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* 12 (5), 1250085.
- Mörl, F., Siebert, T., Häufle, D., 2016. Contraction dynamics and function of the muscle-tendon complex depend on the muscle fibre-tendon length ratio: a simulation study. *Biomechanics and modeling in mechanobiology* 15 (1), 245–258.
- Nachemson, A.L., Evans, J.H., 1968. Some mechanical properties of the third human lumbar interlaminar ligament (ligamentum flavum). *Journal of biomechanics* 1 (3), 211–220.
- Nachemson, A., 1960. Lumbar intradiscal pressure. Experimental studies on post-mortem material. *Acta orthopaedica Scandinavica. Suppl* 43, 1–104.
- Naserkhaki, S., Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., Farahmand, F., El-Rich, M., 2018. Effects of eight different ligament property datasets on biomechanics of a lumbar L4-L5 finite element model. *Journal of biomechanics* 70, 33–42.
- Nolte, L.P., Panjabi, M.M., Oxland, T.R., 1990. Biomechanical properties of lumbar spinal ligaments. In: Heimke, G., Soltesz, U., Lee, A.J.C. (Hrsg.) *Clinical implant materials, advances in biomaterials* 9, 663–668.
- Ochia, R.S., Inoue, N., Renner, S.M., Lorenz, E.P., Lim, T.H., Andersson, G.B.J., An, H.S., 2006. Three-dimensional in vivo measurement of lumbar spine segmental motion. *Spine* 31 (18), 2073–2078.
- Panjabi, M.M., 1992. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of spinal disorders* 5 (4), 390–397.
- Panjabi, M.M., Goel, V.K., Takata, K., 1982. Physiologic strains in the lumbar spinal ligaments. An in vitro biomechanical study. *Spine* 7 (3), 192–203.

- Park, W.M., Kim, K., Kim, Y.H., 2013. Effects of degenerated intervertebral discs on intersegmental rotations, intradiscal pressures, and facet joint forces of the whole lumbar spine. *Computers in biology and medicine* 43 (9), 1234–1240.
- Peh, W.C.G., 2011. Image-guided facet joint injection. *Biomedical imaging and intervention journal* 7 (1), e4.
- Pintar, F.A., Yoganandan, N., Myers, T., Elhagediab, A., Sances, A., 1992. Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments. *Journal of biomechanics* 25 (11), 1351–1356.
- Raspe, H., 2012. Themenheft 53 "Rückenschmerzen". Robert Koch-Institut, Berlin.
- Rissanen, P.M., 1960. The surgical anatomy and pathology of the supraspinous and interspinous ligaments of the lumbar spine with special reference to ligament ruptures. *Acta orthopaedica Scandinavica. Suppl* 46, 1–100.
- Robertson, D.J., Von Forell, G.A., Alsup, J., Bowden, A.E., 2013. Thoracolumbar spinal ligaments exhibit negative and transverse pre-strain. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 23, 44–52.
- Rockenfeller, R., Günther, M., Schmitt, S., Götz, T., 2015. Comparative Sensitivity Analysis of Muscle Activation Dynamics. *Computational and mathematical methods in medicine* 2015, 585409.
- Rockenfeller, R., Günther, M., 2016. Extracting low-velocity concentric and eccentric dynamic muscle properties from isometric contraction experiments. *Mathematical biosciences* 278, 77–93.
- Rockenfeller, R., Günther, M., 2018. Inter-filament spacing mediates calcium binding to troponin: A simple geometric-mechanistic model explains the shift of force-length maxima with muscle activation. *Journal of theoretical biology* 454, 240–252.
- Rohlmann, A., Neller, S., Claes, L., Bergmann, G., Wilke, H.J., 2001. Influence of a follower load on intradiscal pressure and intersegmental rotation of the lumbar spine. *Spine* 26 (24), E557-E561.
- Rohlmann, A., Zander, T., Rao, M., Bergmann, G., 2009. Applying a follower load delivers realistic results for simulating standing. *Journal of biomechanics* 42 (10), 1520–1526.
- Rupp, T.K., Ehlers, W., Karajan, N., Günther, M., Schmitt, S., 2015. A forward dynamics simulation of human lumbar spine flexion predicting the load sharing of intervertebral discs, ligaments, and muscles. *Biomechanics and modeling in mechanobiology* 14 (5), 1081–1105.
- Schmidt, H., Galbusera, F., Rohlmann, A., Zander, T., Wilke, H.J., 2012. Effect of multilevel lumbar disc arthroplasty on spine kinematics and facet joint loads in flexion and extension: a finite element analysis. *European spine journal* 21 (Suppl 5), 663-674.
- Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., 2014. Prometheus. Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Thieme, Stuttgart (u.a.).

- Seibt, W., 2003. Physik für Mediziner. Thieme, Stuttgart (u.a.).
- Shirazi-Adl, A., Ahmed, A.M., Shrivastava, S.C., 1986. Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression. *Spine* 11 (9), 914–927.
- Smit, T.H., 1996. The mechanical significance of the trabecular bone architecture in a human vertebra. Shaker, Aachen.
- Storm, A. (Hrsg.), Marschall, J., Hildebrandt, S., Zich, K., Tisch, T., Sörensen, J., Nolting, H.D., 2018. Gesundheitsreport 2018. Analyse der Arbeitsunfähigkeitsdaten. Update: Rückenerkrankungen. Beiträge zur Gesundheitsökonomie und Versorgungsforschung 21, Hamburg.
- Tkaczuk, H., 1968. Tensile properties of human lumbar longitudinal ligaments. *Acta orthopaedica Scandinavica, Suppl* 115, 1–69.
- Volbracht, E., Fürchtenicht, A., Grote-Westrick, M., 2017. Spotlight Gesundheit. Rückenoperationen. Der Wohnort bestimmt, ob Patienten ins Krankenhaus kommen, konservativ behandelt oder operiert werden. Bertelsmann Stiftung, Gütersloh.
- White, A.A., Panjabi, M.M., 1978. The basic kinematics of the human spine. A review of past and current knowledge. *Spine* 3 (1), 12–20.
- White, A.A., Panjabi, M.M., 1990. Clinical biomechanics of the spine. Lippincott, Philadelphia (u.a.).
- Wilke, H.J., Häußler, K., Wolfram, U., Schmidt, H., 2011. Shear properties of the lumbar intervertebral disc after spondylolysis. *European Spine Journal* 20, 1979–2066.
- Wilke, H.J., Wolf, S., Claes, L.E., Arand, M., Wiesend, A., 1995. Stability increase of the lumbar spine with different muscle groups. A biomechanical in vitro study. *Spine* 20 (2), 192–198.
- Wilke, H.J., Wolf, S., Claes, L.E., Arand, M., Wiesend, A., 1996. Influence of varying muscle forces on lumbar intradiscal pressure: an in vitro study. *Journal of biomechanics* 29 (4), 549–555.
- Wilke, H.J., Drumm, J., Häussler, K., Mack, C., Steudel, W.I., Kettler, A., 2008. Biomechanical effect of different lumbar interspinous implants on flexibility and intradiscal pressure. *European spine journal* 17 (8), 1049–1056.
- Xu, M., Yang, J., Lieberman, I.H., Haddas, R., 2017. Lumbar spine finite element model for healthy subjects: development and validation. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 20 (1), 1–15.
- Zander, T., Rohlmann, A., Bergmann, G., 2009. Influence of different artificial disc kinematics on spine biomechanics. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 24 (2), 135–142.
- Zander, T., Rohlmann, A., Calisse, J., Bergmann, G., 2001. Estimation of muscle forces in the lumbar spine during upper-body inclination. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 16 (Suppl 1), 73–80.

Internetquellen

Robert Koch-Institut. (2013). Mittelwerte von Körpergröße, -gewicht und BMI bei Männern in Deutschland nach Altersgruppe im Jahr 2011. In Statista - Das Statistik-Portal. Zugriff am 8. Mai 2019, von <https://de.statista.com/statistik/daten/studie/260920/umfrage/mittelwerte-von-groesse-gewicht-und-bmi-bei-maennern-nach-alter/>.

DAK. (2018). Anteil der wichtigsten Einzeldiagnosen an allen Arbeitsunfähigkeitstagen im Jahr 2018 nach Geschlecht. In Statista - Das Statistik-Portal. Zugriff am 8. Mai 2019, von <https://de.statista.com/statistik/daten/studie/254444/umfrage/arbeitsunfaehigkeitstage--wichtigste-einzeldiagnosen-nach-geschlecht/>.

TK. (2014). Verteilung von Arbeitsunfähigkeitstagen aufgrund von Rückenschmerzen* nach Falldauergruppen im Jahr 2013. In Statista - Das Statistik-Portal. Zugriff am 8. Mai 2019, von <https://de.statista.com/statistik/daten/studie/307573/umfrage/arbeitsunfaehigkeit-auf-tage-aufgrund-von-rueckenschmerzen-nach-falldauergruppen/>.

* ICD10-Diagnosegruppe: M54 Rückenschmerzen

Software

Dassault Systèmes. SIMPACK v.2018, Vélizy-Villacoublay, Frankreich.

<http://www.simpack.com/>

Thermo Fisher Scientific. FEI's AMIRA v.6.0.0, Waltham, Massachusetts, USA.

<https://www.thermofisher.com/de/de/home/industrial/electron-microscopy/electron-microscopy-instruments-workflow-solutions/3d-visualization-analysis-software/amira-life-sciences-biomedical.html>

MathWorks. MATLAB v.2016a, Massachusetts, USA.

<https://de.mathworks.com/products/matlab.html>

10 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 - DAK. (2018). Anteil der wichtigsten Einzeldiagnosen an allen Arbeitsunfähigkeitstagen im Jahr 2018 nach Geschlecht. In Statista - Das Statistik-Portal. Zugriff am 8. Mai 2019, von https://de.statista.com/statistik/daten/studie/254444/umfrage/arbeitsunfaehigkeitstage--wichtigste-einzeldiagnosen-nach-geschlecht/	2
Abbildung 2 - TK. (2014). Verteilung von Arbeitsunfähigkeitstagen aufgrund von Rückenschmerzen* nach Falldauergruppen im Jahr 2013. In Statista - Das Statistik-Portal. Zugriff am 8. Mai 2019, von https://de.statista.com/statistik/daten/studie/307573/umfrage/arbeitsunfaehigkeit-aufgrund-von-rueckenschmerzen-nach-falldauergruppen/	3
Abbildung 3 - Anteile der Menschen mit Rückenschmerzen in der deutschen Bevölkerung von 2003 und 2009, die mindestens 3 Monate lang und fast täglich auftraten (Gesundheitssurvey des RKI 2003, 2009, nach Raspe, 2012, 13).	4
Abbildung 4 - Geschlechterspezifische Darstellung der stationären Behandlungsfälle aufgrund von Rückenleiden in den Jahren 2000 und 2010 (Statistisches Bundesamt, 2012, nach Raspe, 2012, 20).	4
Abbildung 5 - Wirbelsäulenabschnitte (nach Storm et al., 2018, 84)	5
Abbildung 6 - Rückenschmerz betroffene nach Lokalisation der Rückenschmerzen aufgeteilt in Einfachnennungen links und Mehrfachnennungen rechts. (nach Storm et al., 2018, 83-85)	5
Abbildung 7 - Hauptachsen und Hauptebenen im menschlichen Körper (Huch und Jürgens, 2015, 92).....	11
Abbildung 8 - Richtungsbezeichnungen des menschlichen Körpers (Huch und Jürgens, 2015, 92).....	11
Abbildung 9 - Die menschliche Wirbelsäule aus lateraler Ansicht (nach Schünke et al., 2014, 104-105).	13
Abbildung 10 - Wirbelaufbau in schematischer Darstellung (Schünke et al., 2014, 108).	14
Abbildung 11 – Elemente der Lendenwirbel aus a) lateraler Ansicht, b) ventraler Ansicht, c) kranialer Ansicht (nach Schünke et al., 2014, 114-115).....	15
Abbildung 12 - Elemente des Sakrums (Os sacrum) und des Steißbeins (Os coccygis) aus ventraler Ansicht (nach Schünke et al., 2014, 116).	16
Abbildung 13 - Elemente des Sakrums (Os sacrum) und des Steißbeins (Os coccygis) aus dorsaler Ansicht (nach Schünke et al., 2014, 116).....	17
Abbildung 14 - Aufbau einer ZWS a) im Querschnitt aus kranialer Ansicht und b) aus ventraler Ansicht in Verbindung mit einem kaudal liegenden Wirbel. Der ventrale Anteil der ZWS wurde entfernt (nach Schünke et al., 2014, 118-119).....	18
Abbildung 15 - Visualisierung der äußeren sich überkreuzenden Fasern des Faserrings zwischen zwei angrenzenden Wirbeln (nach Schünke et al., 2014, 118).	19
Abbildung 16 - Ligamente der Wirbelsäule (blau) aus lateraler Ansicht. Bei den beiden kranialen Wirbeln wurde die Hälfte der Wirbel inkl. aller passiver Strukturen entfernt (nach Schünke et al., 2014, 120).	20
Abbildung 17 - Ligamentum longitudinale anterius. Aufteilung der Fasern in eine tiefe und eine oberflächliche Schicht (Hochschild, 2015, 16).	20
Abbildung 18 - Ligamentum longitudinale posterius (Hochschild, 2015, 15).....	21

Abbildung 19 - Ligamentum flavum (blau).....	21
Abbildung 20 - Ligamentum interspinale und ligamentum supraspinale (nach Hochschild, 2015, 16).....	22
Abbildung 21 - Ligamenta intertransversaria und ligamenta capsularia (blau) (nach Hochschild, 2015, 17).	23
Abbildung 22 - Darstellung eines Facettengelenks mit Gelenkkapsel (nach Hochschild, 2015, 12).....	23
Abbildung 23 - Stellung der Facettengelenkflächen der LWS im transversalen Querschnitt. Der eingeschlossene Winkel zwischen Gelenkfläche und Sagittalebene wird in kaudaler Richtung immer größer (nach White und Panjabi, 1990, 32).	24
Abbildung 24 - Zusammenspiel von Agonist und Antagonist am Beispiel des m. biceps brachii und m. triceps brachii (nach Huch und Jürgens, 2015, 83).....	26
Abbildung 25 - Fiederung eines Skelettmuskels. a) parallelfaseriger Muskel, b) einfach gefiederter Muskel, c) doppelt gefiederter Muskel, d) komplex gefiederter Muskel, e) Auswirkung des Fiederungswinkels auf die Sehnenkraft K' . Bei einem Fiederungswinkel von 30° wird von der Muskelkraft K noch 87% auf die Sehnen übertragen. f) Auswirkung der Faserrichtung auf den anatomischen Muskelquerschnitt (nach Schünke et al., 2014, 59).....	27
Abbildung 26 - Aufbau eines Skelettmuskels (nach Schünke et al., 2014, 60).	29
Abbildung 27 - Aufbau eines Sarkomers (nach Huch und Jürgens, 2015, 85).	30
Abbildung 28 – Anteil der inneren Hüftmuskeln a) als Schemazeichnung, b) als fotorealistisches Bild (nach Schünke et al., 2014, 482-483).	31
Abbildung 29 - Anteil des medialen Trakts des Rückenstreckers (m. erector spinae) a) als Schemazeichnung, b) als fotorealistisches Bild (nach Schünke et al., 2014, 150-151).....	32
Abbildung 30 - Bewegungsmöglichkeiten eines Bewegungssegments (nach Hochschild, 2015, 18-19).	33
Abbildung 31 - ROM bezüglich der Rotationen um die Hauptachsen für die verschiedenen Wirbelsäulenabschnitte nach der Neutral-Null-Methode (nach Aumüller et al., 2017, 269). Die Neutral-Null-Stellung (0°) beschreibt einen aufrechtstehenden Menschen mit herunterhängenden Armen. Für zwei entgegengesetzte Bewegungsrichtungen kann dann der Bewegungsumfang links und rechts der 0° angegeben werden. (vgl. Aumüller et al., 2017, 232).....	34
Abbildung 32 - Stellung der Gelenkflächen der Facettengelenke für die verschiedenen Wirbelsäulenabschnitte (nach Schünke et al., 2014, 126).....	35
Abbildung 33 – Segmentierungsprozess.	36
Abbildung 34 – Separierte 3D-Oberfläche eines Lendenwirbels aus dorsaler Ansicht.	37
Abbildung 35 - Schnittbild eines Lendenwirbels in der Transversalebene.	37
Abbildung 36 - Segmentierter Lendenwirbel aus dorsaler Ansicht.	38
Abbildung 37 - Segmentierter Lendenwirbel aus kranialer Ansicht.	38
Abbildung 38 - LWS mit Ligamentansatzpunkten aus lateraler Ansicht.	38
Abbildung 39 - Lendenwirbel mit Ligamentansatzpunkten aus kranialer Ansicht.	39
Abbildung 40 - Lendenwirbel mit Ligamentansatzpunkten aus kaudaler Ansicht.	39
Abbildung 41 - Schematische Darstellung des a) m. iliopsoas, aufgeteilt in die Anteile des m. psoas major und m. iliacus (nach Schünke et al., 2014, 482) und b) m. multifidus (nach Schünke et al., 2014, 150).	40

Abbildung 42 - Ursprung und Ansatz des m. psoas major. Auf den knöchernen Oberflächen wurden die entsprechenden Landmarken zur Modellierung der oberflächlichen Schicht des m. psoas major bestimmt.....	40
Abbildung 43 - Ursprung und Ansatz des m. multifidus. Auf den knöchernen Oberflächen wurden die entsprechenden Landmarken zur Modellierung des m. multifidus bestimmt.....	41
Abbildung 44 - Ausgangslage der Wirbelsäule in AMIRA.....	41
Abbildung 45 - sagittale Balance: C7-Lot.	42
Abbildung 46 - LWS in SIMPACK: BRF in blau, ZWS-Mittelpunkte in grün.....	43
Abbildung 47 - LWS in AMIRA: a) Ligamentansatzpunkte b) Muskelansatzpunkte.....	44
Abbildung 48 - LWS in SIMPACK, BRF blau, Ansatzpunkte schwarz: a) Ligamentansatzpunkte b) Muskelansatzpunkte.	44
Abbildung 49 - LWS-Modell in SIMPACK mit Ligamenten (blau) aus a) lateral rechter, b) ventraler und c) dorsaler Ansicht.	45
Abbildung 50 - LWS-Modell in SIMPACK mit modellierten Muskelzügen (rot) und Ligamenten (blau) aus a) lateral rechter, b) ventraler und c) dorsaler Ansicht.....	45
Abbildung 51 - Konstruktion der Mittelebene eines Wirbels zur Bestimmung des Mittelpunkts der ZWS (in Anlehnung an Frobin et al., 1997, 7-8, Abbildungen 2a, 3).....	47
Abbildung 52 - Berechnung des ZWS_M mithilfe der beiden Mittelebenen M_1 und M_2 und der daraus berechneten Bisektrix (in Anlehnung an Frobin et al., 1997, 24, Abbildung 16).	48
Abbildung 53 - Visualisierung des ZWS_M in SIMPACK.	48
Abbildung 54 - Probe eines Bewegungssegments L2-L3 im Spine-Tester fixiert zur Bestimmung des Kraft-Deformations-Zusammenhangs (Hausen, 2013, 31).	50
Abbildung 55 - Kraft-Deformationskurven der fünf Proben sowie die berechnete mittlere Hysterese.....	50
Abbildung 56 - Aufsteigender und abfallender Ast der gemittelten Hysterese.	51
Abbildung 57 - Aufsteigender und abfallender Ast der Hysterese sowie die daraus folgende gemittelte Kennlinie und die angepasste Kennlinie nach erfolgtem Curve-Fitting.	51
Abbildung 58 - Übersicht der aufgebrachten Drehmomente sowie der rotatorischen Auslenkungsrichtungen (Heuer et al., 2007, 273).....	53
Abbildung 59 - Von der ZWS übertragene Kräfte F und Drehmomente T . Der Ursprung des Koordinatensystems repräsentiert den Mittelpunkt der Zwischenwirbelscheibe ZWS_M	53
Abbildung 60 - Vergleich des Drehmoment-Winkel-Verlaufs zwischen Polygonzug und Curve-Fit für Flexion und Extension.....	55
Abbildung 61 - Vergleich des Drehmoment-Winkel-Verlaufs zwischen Polygonzug und Curve-Fit für Lateralflexion.	55
Abbildung 62 - Vergleich des Drehmoment-Winkel-Verlaufs zwischen Polygonzug und Curve-Fit für axiale Rotation.	56
Abbildung 63 - Vergleich der ROM bei aufgebrachten Drehmomenten bei Flexion zwischen den Versuchsdaten von Heuer et al. (2007) und den Simulationen.....	57
Abbildung 64 - Vergleich der ROM bei aufgebrachten Drehmomenten bei Extension zwischen den Versuchsdaten von Heuer et al. (2007) und den Simulationen.....	57
Abbildung 65 - Vergleich der ROM bei aufgebrachten Drehmomenten bei Lateralflexion nach rechts zwischen den Versuchsdaten von Heuer et al. (2007) und den Simulationen.	58

Abbildung 66 - Vergleich der ROM bei aufgebrachten Drehmomenten bei axialer Rotation nach links zwischen den Versuchsdaten von Heuer et al. (2007) und den Simulationen.	58
Abbildung 67 - Mit Landmarken ausgefüllte kraniale und kaudale Facettengelenkflächen: a) L5, b) L4.	59
Abbildung 68 - Mit Landmarken ausgefüllte Facettengelenkflächen im Verbund: a) L4-L5, b) L5-SA.	59
Abbildung 69 - Mit Landmarken ausgefülltes Facettengelenk: a) L4-L5 dexter b) L5-SA sinister.	60
Abbildung 70 - Darstellung der 18 Punktkoordinaten, die ein Facettengelenk beschreiben, mittels MATLAB.	60
Abbildung 71 - Regressionsflächen der superioren und inferioren Gelenkflächen.	61
Abbildung 72 - Darstellung der Regressionsflächen der superioren und inferioren Gelenkfläche sowie der mittleren den Gelenkspalt beschreibenden Fläche.	61
Abbildung 73 - Mittlere Fläche, welche den Gelenkspalt repräsentiert.	62
Abbildung 74 - Darstellung der berechneten Flächen, die den Gelenkspalt beschreiben in SIMPACK: a) L4-L5 dexter, b) L5-SA sinister, c) L4-L5 dexter im Verbund, d) L5-SA sinister im Verbund.	62
Abbildung 75 - Darstellung der Fläche, die den Gelenkspalt des Facettengelenks beschreibt sowie des dazugehörigen Lotfußpunkts.	65
Abbildung 76 - Berechnung der Eindringtiefe und Bestimmung der Krafrichtung.	65
Abbildung 77 - Vergleich der Versuchsdaten (vgl. Heuer et al., 2007) mit den Simulationsergebnissen für axiale Rotation links mit und ohne modellierte Facettengelenke.	66
Abbildung 78 - Bewegungssegment L4-L5 mit Ligamenten aus a) lateral ventraler Ansicht, b) lateral dorsaler Ansicht.	67
Abbildung 79 - Aufteilung einer Ligamentkennlinie in drei charakteristische Zonen (nach Klein und Sommerfeld, 2007, 127).	70
Abbildung 80 - Vergleich der Ligamentkräfte von Chazal et al. (1985) zwischen den Polygonzügen und berechneten Funktionen.	72
Abbildung 81 - Vergleich der Ligamentkräfte von Shirazi-Adl et al. (1986) zwischen den Polygonzügen und berechneten Funktionen.	74
Abbildung 82 - Vergleich der Ligamentkräfte von White, Panjabi (1990) zwischen den Polygonzügen und berechneten Funktionen.	76
Abbildung 83 - Vergleich der Ligamentkräfte von Nolte et al. (1990) zwischen den Polygonzügen und berechneten Funktionen.	78
Abbildung 84 - Ligamentkräfte nach Rupp et al. (2015) unter Berücksichtigung der individuellen Ruhelängen der Ligamente im L4-L5 Modell. Die Kräfte sind bzgl. der absoluten Länge eines Ligaments aufgetragen.	82
Abbildung 85 - Ligamentkräfte nach Rupp et al. (2015) unter Berücksichtigung der individuellen Ruhelängen der Ligamente im L4-L5 Modell. Die Dehnung der Ligamente wurde an die jeweilige Ruhelänge des Ligaments skaliert.	82
Abbildung 86 - Simulationsergebnisse des Stepwise Reduction Experiments unter Verwendung der verschiedenen Ligamentdatensätze bei Flexion.	84

Abbildung 87 - Simulationsergebnisse des Stepweise Reduction Experiments unter Verwendung der verschiedenen Ligamentdatensätze bei Extension.....	85
Abbildung 88 - Simulationsergebnisse des Stepweise Reduction Experiments unter Verwendung der verschiedenen Ligamentdatensätze bei Lateralflexion.	86
Abbildung 89 - Simulationsergebnisse des Stepweise Reduction Experiments unter Verwendung der verschiedenen Ligamentdatensätze bei axialer Rotation.....	87
Abbildung 90 - Drei FE-Modelle der LWS: a) Puttlitz, Labus b) Shirazi-Adl c) Rohlmann, Zander (nach Dreischarf et al., 2014).	89
Abbildung 91 - Vergleich der Ligamentkräfte, die aus dem Experiment von Heuer et al. (2007) extrahiert wurden, zwischen den Polygonzügen und berechneten Funktionen.....	92
Abbildung 92 – LWS-Modell (L2-SA) zur Simulation des in-vitro Experiments von Wilke et al. (1995, 1996). Anzahl, Kraft und Richtung der Muskelzüge wurden von Wilke et al. (1996) übernommen.....	93
Abbildung 93 - Vergleich der in-vitro Versuchsergebnisse von Wilke et al. (1996) mit den Simulationsergebnissen unter Verwendung verschiedener Ligamentdatensätze und ohne Muskelkraft. DS2: Wilke et al. (1996); Cha: Chazal et al. (1985); Whi: White und Panjabi (1990); Shi: Shirazi-Adl et al. (1986); Rup: Rupp et al. (2015); Nol: Nolte et al. (1990).....	94
Abbildung 94 - Vergleich der in-vitro Versuchsergebnisse von Wilke et al. (1996) mit den Simulationsergebnissen unter Verwendung verschiedener Ligamentdatensätze mit aktiviertem m. multifidus in kaudale Richtung. DS2: Wilke et al. (1996); Cha: Chazal et al. (1985); Whi: White und Panjabi (1990); Shi: Shirazi-Adl et al. (1986); Rup: Rupp et al. (2015); Nol: Nolte et al. (1990)	95
Abbildung 95 - Vergleich der in-vitro Versuchsergebnisse von Wilke et al. (1996) mit den Simulationsergebnissen unter Verwendung verschiedener Ligamentdatensätze mit aktiviertem m. iliocostalis longissimus. DS2: Wilke et al. (1996); Cha: Chazal et al. (1985); Whi: White und Panjabi (1990); Shi: Shirazi-Adl et al. (1986); Rup: Rupp et al. (2015); Nol: Nolte et al. (1990).....	95
Abbildung 96 - Vergleich der in-vitro Versuchsergebnisse von Wilke et al. (1996) mit den Simulationsergebnissen unter Verwendung verschiedener Ligamentdatensätze mit aktiviertem m. psoas vertebrae. DS2: Wilke et al. (1996); Cha: Chazal et al. (1985); Whi: White und Panjabi (1990); Shi: Shirazi-Adl et al. (1986); Rup: Rupp et al. (2015); Nol: Nolte et al. (1990).....	96
Abbildung 97 - Vergleich der in-vitro Versuchsergebnisse von Wilke et al. (1996) mit den Simulationsergebnissen unter Verwendung verschiedener Ligamentdatensätze mit aktiviertem m. psoas transversus. DS2: Wilke et al. (1996); Cha: Chazal et al. (1985); Whi: White und Panjabi (1990); Shi: Shirazi-Adl et al. (1986); Rup: Rupp et al. (2015); Nol: Nolte et al. (1990).....	96
Abbildung 98 - Vergleich der in-vitro Versuchsergebnisse von Wilke et al. (1996) mit den Simulationsergebnissen unter Verwendung verschiedener Ligamentdatensätze mit aktiviertem m. multifidus in kraniale Richtung. DS2: Wilke et al. (1996); Cha: Chazal et al. (1985); Whi: White und Panjabi (1990); Shi: Shirazi-Adl et al. (1986); Rup: Rupp et al. (2015); Nol: Nolte et al. (1990)	97
Abbildung 99 - Vergleich der in-vitro Versuchsergebnisse von Wilke et al. (1996) mit den Simulationsergebnissen unter Verwendung verschiedener Ligamentdatensätze mit allen	

aktivierten Muskeln. DS2: Wilke et al. (1996); Cha: Chazal et al. (1985); Whi: White und Panjabi (1990); Shi: Shirazi-Adl et al. (1986); Rup: Rupp et al. (2015); Nol: Nolte et al. (1990)	97
Abbildung 100 - Vergleich der ROM des Segments L4-L5 zwischen den in-vitro Daten von Wilke et al. (1995) und den Simulationsergebnissen unter Verwendung verschiedener Ligamentdatensätze.	99
Abbildung 101 - Schema des Hill'schen Muskelmodells. Dieses besteht aus dem kontraktile Element (CE), dem parallel elastischen Element (PEE) und dem seriell elastischen Element (SEE) sowie dem seriellen Dämpfungselement (SDE) (Häufler et al., 2014).	101
Abbildung 102 - Zeitlicher Verlauf der Calciumionenkonzentration γ . Das Stimulationsintervall betrug $t = [0,1s ; 1,1s]$.	104
Abbildung 103 - Zeitlicher Verlauf der Aktivierung q . Die verwendete Aktivierungsdynamik gründet auf Hatze (1981,39-40) (s. auch Rockenfeller et al., 2015) und wurde von Rockenfeller und Günther (2018) verbessert und vereinfacht.	104
Abbildung 104 - Kraftentwicklung bei isometrischer Kontraktion. Vergleich zwischen Experimentdaten (vgl. Günther et al., 2007, Abbildung 7) und mittels Muskelmodell simulierter Kraft.	104
Abbildung 105 - LWS-Modell mit modelliertem a) m. psoas major und b) m. multifidus.	106
Abbildung 106 - a) Offenes MRT-Gerät des Gemeinschaftsklinikums Mittelrhein, Ev. Stift St. Martin in Koblenz.	108
Abbildung 107 - Segmentierte LWS in Neutralposition auf Grundlage eines MRT Datensatzes.	109
Abbildung 108 - Geglättete Oberflächen der segmentierten LWS in Neutralposition. Die Positionierung der LWS bleibt dabei unverändert.	109
Abbildung 109 - Die LWS wurde a) im Koordinatensystem positioniert, b) mit Ligamentansatzpunkten, c) mit Muskelansatzpunkten versehen.	110
Abbildung 110 - Modell mit ZWS, Facettengelenken, Ligamenten und Muskulatur in Neutralposition.	110
Abbildung 111 - Segmentierte Endstellung bei Lateralflexion aus zwei verschiedenen Perspektiven. Die Wirbelkörper und ZWS sind im Schnittbild der Sagittalebene eindeutig zu identifizieren. So kann die Position eines jeden Wirbels genau bestimmt werden. Um die Dauer der MRT-Aufnahme zu minimieren wurden Bilder in der Sagittalebene erstellt.	111
Abbildung 112 - Segmentierte Endstellung bei Flexion aus zwei verschiedenen Perspektiven. Auch im Schnittbild der Frontalebene sind Wirbelkörper und ZWS deutlich sichtbar, so dass auch hier die Wirbelpositionen präzise bestimmt werden können. Um die Dauer der MRT-Aufnahme zu minimieren wurden Bilder in der Frontalebene erstellt.	112
Abbildung 113 - Vergleich des Modells mit der jeweiligen Endstellung. a) Flexion (lila), b) Extension (grün).	113
Abbildung 114 - Untersuchung des Einflusses der Muskulatur gegenüber eines äußeren Moments. a) Modell in Neutralstellung ohne Muskulatur, b) Modell in Flexion aufgrund eines äußeren Drehmoments, c) Modell in Neutralstellung mit Muskulatur, d) Modell in Flexion aufgrund der kontrahierenden Muskulatur	114
Abbildung 115 - Untersuchung des Einflusses der Muskulatur gegenüber eines äußeren Moments. a) Modell in Neutralstellung ohne Muskulatur, b) Modell in Extension aufgrund	

eines äußeren Drehmoments, c) Modell in Neutralstellung mit Muskulatur, d) Modell in Extension aufgrund der kontrahierenden Muskulatur	115
Abbildung 116 - Untersuchung des Einflusses der Muskulatur gegenüber eines äußeren Moments. a) Modell in Neutralstellung ohne Muskulatur, b) Modell in Lateralflexion aufgrund eines äußeren Drehmoments, c) Modell in Neutralstellung mit Muskulatur, d) Modell in Lateralflexion aufgrund der kontrahierenden Muskulatur.....	116
Abbildung 117 - Aus CT-Daten segmentierte LWS. Die Aufnahmen wurden im Liegen durchgeführt. Die individuelle Lage der segmentierten Wirbel zueinander entspricht der CT-Aufnahme.....	119
Abbildung 118 - 8 charakteristische Landmarken dienen zur Berechnung des Wirbelkörpermittelpunkts.....	119
Abbildung 119 - Berechnung der Wirbelkörpermittelpunkte mittels MATLAB. Die entsprechenden 8 Landmarken, die einem Wirbelkörper zugeordnet sind, sind zur besseren Unterscheidung abwechselnd grün oder blau dargestellt. Das berechnete Koordinatensystem, welches auf Basis der entsprechenden 8 Landmarken bestimmt wurde, ist rot eingezeichnet. Da das Sakrum nur eine Deckfläche besitzt, wird dieses Koordinatensystem lediglich durch vier Landmarken bestimmt. Als AP (anterior-posterior) Achse wird die Sagittalachse und als SI (superior-inferior) Achse wird die Longitudinalachse verstanden.....	120
Abbildung 120 - LWS mit definierten Ligamentansatzpunkten.	120
Abbildung 121 - Im globalen Koordinatensystem positionierte LWS a) mit Ligamentansatzpunkten b) mit Muskelansatzpunkten.....	121
Abbildung 122 - Modell der LWS mit integrierten ZWS, Ligamenten, Facettengelenken und Muskulatur.	121
Abbildung 123 - Visualisierung jedes zehnten Röntgenbildes aus lateraler Ansicht während des Aufrichtens.....	122
Abbildung 124 - Mithilfe von MATLAB berechnete Koordinatensysteme (repräsentieren jeweils einen Wirbelkörpermittelpunkt), welche die Positionen der gematchten Wirbel zu jedem Zeitschritt darstellen. Die blauen Koordinatensysteme beschreiben die Lage der Wirbel in der Position des CTs, die roten Koordinatensysteme verdeutlichen die aufrichtende Bewegung und die grünen Koordinatensysteme zeigen die Wirbelpositionen während des aufrechten Stehens. Als AP (anterior-posterior) Achse wird die Sagittalachse und als SI (superior-inferior) Achse wird die Longitudinalachse verstanden.....	123
Abbildung 125 - Überführung der Wirbeloberflächen in SIMPACK unter Berücksichtigung der zuvor berechneten Koordinatensysteme. Durch Verknüpfung der Koordinatensysteme der CT-Position (s. Abbildung oben: blau) mit denen der Bewegung (s. Abbildung oben: rot) konnte der Bewegungsablauf visualisiert werden. Beige beschreibt die CT-Position der LWS, grün zeigt die LWS während des aufrechten Stehens und in Graustufen ist die Bewegung visualisiert. Aus Gründen der Übersichtlichkeit, wird äquivalent zur Darstellung der Röntgenbilder nur jede zehnte berechnete Wirbelposition dargestellt.....	123
Abbildung 126 – SP der Masse, welche auf den ersten Lendenwirbel L1 wirkt (nach Duval-Beaupère und Robain, 1987, Abbildung 8).	124
Abbildung 127 – Exemplarische Darstellung zur Bestimmung der Lotlinie und des SP.	125

Abbildung 128 - Segmentierter und hauptachsentransformierter Oberkörper einer CT-Aufnahme, der die Masse kranial des L1 repräsentiert.	126
Abbildung 129 - Stimulationsverläufe des m. psoas major. Startposition der Simulation war die CT-Position.....	127
Abbildung 130 - Stimulationsverläufe des m. multifidus. Startposition der Simulation war die CT-Position.	127
Abbildung 131 – Bewegungssimulation einer Flexionsbewegung (a-c) mit anschließender Extensionsbewegung (d-e) des LWS-Modells mittels Muskulatur m. psoas major und m. multifidus. In Graustufen sind die gematchten Wirbelpositionen auf Grundlage der Röntgenbilder dargestellt. Startposition der Simulation war die CT-Position. Die Position des aufrechten Stehens (grün) dient dem Vergleich der Krümmungen zum Simulationsbeginn....	128
Abbildung 132 - Schema zur Abstandsberechnung. a) Schwarze Koordinatensysteme repräsentieren die 6-DOF-Daten, welche auf Grundlage der Röntgenbilder berechnet wurden. Blaue Koordinatensysteme zeigen den Wirbelkörpermittelpunkt eines Modellwirbels zu zwei verschiedenen Zeitpunkten. b) Für jede Hilfsebene wurde ein Intervall mit der Breite 0,02 mm definiert.	130
Abbildung 133 - Zeitlicher Verlauf des Abstands zwischen den Koordinatensystemen der Modellwirbel und gematchten Wirbelpositionen. Startposition der Simulation war die CT-Position.....	131
Abbildung 134 - Zeitlicher Verlauf des eingeschlossenen Winkels um die x-Achse zwischen den Koordinatensystemen der Modellwirbel und gematchten Wirbelpositionen. Da eine reine Flexion/Extension untersucht wurde, können die Rotationen um die y- und z-Achse vernachlässigt werden. Startposition der Simulation war die CT-Position.....	131
Abbildung 135 - Überführung des LWS-Modells aus der CT-Position (beige), die im Liegen generiert wurde, in die aufrechte Position (grün) mithilfe geeigneter Kräfte und Drehmomente zu Simulationsbeginn.....	132
Abbildung 136 - Stimulationsverläufe des m. psoas major. Startposition der Simulation war die CT-Position, welche an die aufrechte Krümmung angenähert wurde.....	133
Abbildung 137 - Stimulationsverläufe des m. multifidus. Startposition der Simulation war die CT-Position, welche an die aufrechte Krümmung angenähert wurde.....	133
Abbildung 138 - Bewegungssimulation einer Flexionsbewegung (a-c) mit anschließender Extensionsbewegung (d-e) des LWS-Modells mittels Muskulatur m. psoas major und m. multifidus. In Graustufen sind die gematchten Wirbelpositionen auf Grundlage der Röntgenbilder dargestellt. Startposition der Simulation war die CT-Position, welche an die aufrechte Krümmung angenähert wurde.	134
Abbildung 139 - Zeitlicher Verlauf des Abstands zwischen den Koordinatensystemen der Modellwirbel und gematchten Wirbelpositionen. Startposition der Simulation war die CT-Position, welche an die aufrechte Krümmung angenähert wurde.....	134
Abbildung 140 - Zeitlicher Verlauf des eingeschlossenen Winkels um die x-Achse zwischen den Koordinatensystemen der Modellwirbel und gematchten Wirbelpositionen. Da eine reine Flexion/Extension untersucht wurde, können die Rotationen um die y- und z-Achse vernachlässigt werden. Startposition der Simulation war die CT-Position, welche an die aufrechte Krümmung angenähert wurde. Die vertikale schwarz gestrichelte Linie zeigt den Zeitpunkt der besten Annäherung zwischen CT-Position und aufrechter Krümmung.....	135

Abbildung 141 - a) Modell der LWS (SA-L2) auf Grundlage der 6-DOF-Daten des aufrechten Stehens. b) Vergleich der Wirbelpositionierung zwischen dem aufrechten Stehen und den Bewegungsdaten (in Graustufen).	136
Abbildung 142 - Stimulationsverläufe des m. psoas major. Startposition der Simulation war die aufrechte Krümmung.	136
Abbildung 143 - Stimulationsverläufe des m. multifidus. Startposition der Simulation war die aufrechte Krümmung.	137
Abbildung 144 - Bewegungssimulation einer Flexionsbewegung (a-c) mit anschließender Extensionsbewegung (d-e) des LWS-Modells mittels Muskulatur m. psoas major und m. multifidus. In Graustufen sind die gematchten Wirbelpositionen auf Grundlage der Röntgenbilder dargestellt. Startposition der Simulation war die aufrechte Krümmung.	137
Abbildung 145 - Zeitlicher Verlauf des Abstands zwischen den Koordinatensystemen der Modellwirbel und gematchten Wirbelpositionen. Startposition der Simulation war die aufrechte Krümmung.	138
Abbildung 146 - Zeitlicher Verlauf des eingeschlossenen Winkels um die x-Achse zwischen den Koordinatensystemen der Modellwirbel und gematchten Wirbelpositionen. Da eine reine Flexion/ Extension untersucht wurde, können die Rotationen um die y- und z-Achse vernachlässigt werden. Startposition der Simulation war die aufrechte Krümmung.	139
Abbildung 147 - Körperhaltung beim Erstellen von Funktionsaufnahmen für a) Flexion und b) Extension (nach Möller und Reif, 2009, 62).	141
Abbildung 148 – Klinischer Aufbau zur Generierung von Röntgenfunktionsaufnahmen. Da die Funktionsaufnahmen von der Universitätsmedizin der Johannes-Gutenberg Universität (Mainz) zur Verfügung gestellt wurden, war es nötig, die relevanten Abstände zwischen Röntgenquelle und Patient sowie zwischen Patient und Röntgendetektorplatte auch in der Universitätsmedizin der JGU (Mainz) durch eigene Messungen zu bestimmen. Der Abstand zwischen Röntgenquelle und Patient beträgt in der Regel ungefähr 100 cm, der Abstand zwischen Patient und Detektorplatte kann aufgrund der individuellen Körperbreite (Hüft- und Schulterbreite) jedoch schwanken. Die gemessenen Abstände können zudem durch die Leitlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik (2008) bestätigt werden (vgl. Kauczor et al., 2008).	141
Abbildung 149 - Übersicht der einzelnen Arbeitsschritte, um aus Röntgenfunktionsaufnahmen mittels Matching 3D-Endstellungen zu produzieren.	142
Abbildung 150 – Der Massenmittelpunkt eines Wirbels wird durch ein Koordinatensystem, dem Body Reference Frame (BRF) repräsentiert. Liegen beide BRF exakt aufeinander, so überlagern sich auch die beiden Wirbeloberflächen vollständig.	143
Abbildung 151 – Durch Bewegungssimulation berechnete Abstände (Diagramme links) und eingeschlossene Winkel (Diagramme rechts) zum Zeitpunkt der größten Übereinstimmung zwischen Modellwirbeln und Wirbeln der Endstellungen.	146
Abbildung 152 - Darstellung der Ausgangsposition (jeweils links) im Vergleich zum Zeitpunkt der geringsten Abweichung (jeweils rechts) für die drei verschiedenen Endstellungen Flexion, Neutralstellung und Extension.	148
Abbildung 153 - Abstände und eingeschlossene Winkel der 9 untersuchten LWS-Modelle im Durchschnitt.	149

Abbildung 154 - Vergleich der Abstände und eingeschlossenen Winkel vor und nach Optimierung der axialen Deformation der ZWS für die verschiedenen Endstellungen der WS 3.....	150
Abbildung 155 - Durchschnittliche Abstände und eingeschlossene Winkel vor und nach Optimierung der axialen Deformation der ZWS für die verschiedenen Endstellungen der WS 3.....	151
Abbildung 156 - Vergleich der Bewegungssimulationen (WS 3) für die verschiedenen Endstellungen vor und nach der Optimierung der axialen Deformation der ZWS.....	152
Abbildung 157 - Individuelle LWS-Modelle, erzeugt aus CT-Daten von Patienten inklusive den modellierten passiven (ZWS, Ligamente, Facettengelenke) und aktiven (Muskulatur) kraftübertragenden Strukturen. Die Gewichtskraft des Oberkörpers oberhalb des L1 wirkt entlang der patientenspezifischen Lotlinie, die jeweils aus lateraler Ansicht durch die Hüftköpfe verläuft.....	156
Abbildung 158 – Darstellung des Lendenlordosewinkels (LLW), der zwischen der Deckfläche des L1 und des Sakrums gemessen wird und nach Chernukha et al. (1998) im Mittel 46° beträgt sowie des Lumbosakralwinkels (LSW), der zwischen der Deckfläche des Sakrums und der Horizontalen gemessen wird und nach Hellems und Keats (1971) im Mittel 41,1° beträgt, am Beispiel der WS56.....	157
Abbildung 159 - Vergleich des LLW und LSW der LWS-Modelle mit Messungen aus der Literatur.....	157
Abbildung 160 - Zusammenhang zwischen den Winkeln LLW und LSW der LWS-Modelle. .	158
Abbildung 161 - Mittlere axiale Kraft (z-Richtung) der ZWS.....	159
Abbildung 162 - Mittlere horizontale (y-Richtung) Kraft der ZWS.....	160
Abbildung 163 - Resultierende Kräfte in den ZWS.....	160
Abbildung 164 - Mittlere axiale (z-Richtung) Deformationen der ZWS.....	161
Abbildung 165 - Mittlere horizontale (y-Richtung) Deformationen der ZWS.....	161
Abbildung 166 – Zusammenhang zwischen dem LLW und der Kraft in der jeweiligen ZWS.	163
Abbildung 167 - Darstellung zur Berechnung der momentanen Drehachse.....	164
Abbildung 168 – Simulation eines um seinen Mittelpunkt rotierenden Zylinders. Die momentane Drehachse verläuft ebenfalls durch den Mittelpunkt. Die Bilderserie zeigt die Simulation zu fünf verschiedenen Zeitpunkten.	167
Abbildung 169 - Simulation eines Zylinders, der auf seiner Mantelfläche über eine Ebene rollt. Die Spur zeigt die Bewegung zu fünf verschiedenen Zeitpunkten.....	167
Abbildung 170 - Reduzierung des Verlaufs der dreidimensionalen momentanen Drehachse auf einen zweidimensionalen Verlauf am Beispiel des Bewegungssegments L2-L3 der WS56.	168
Abbildung 171 – Relative momentane Drehzentren beim Anheben drei verschiedener Gewichte a-c.....	169
Abbildung 172 - Visualisierung der Drehzentren bei Flexion für 21 individuelle LWS-Modelle.	171
Abbildung 173 - Vergleich der Verläufe der Drehzentren am Beispiel der WS56 bei Flexionsbewegungen, die durch die modellierte Muskulatur (a) oder ein äußeres stufenweise erhöhtes Drehmoment (b-d) auf L1 gesteuert wurden.	173

11 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 - Mittels Curve-Fitting berechnete Parameter der Drehmoment-Winkel-Verläufe.	54
Tabelle 2 – Vorspannung ε_0 der im Modell integrierten Ligamente der Wirbelsäule.....	67
Tabelle 3 - Mittels Curve-Fitting berechnete Parameter für den Datensatz von Chazal et al. (1985).	71
Tabelle 4 - Mittels Curve-Fitting berechnete Parameter für den Datensatz von Shirazi-Adl et al. (1986).....	73
Tabelle 5 - Mittels Curve-Fitting berechnete Parameter für den Datensatz von White, Panjabi (1990).	75
Tabelle 6 - Mittels Curve-Fitting berechnete Parameter für den Datensatz von Nolte et al. (1990).	77
Tabelle 7 - Input Parameter zur Berechnung der Ligamentkraft nach Rupp et al. (2015). Die gemittelten Ligamentkräfte F und Längenänderungen l der LWS wurden Chazal et al. (1985) entnommen.....	79
Tabelle 8 - Input Parameter zur Ligamentmodellierung nach Rupp et al. (2015).	81
Tabelle 9 - Mittels Curve-Fitting berechnete Parameter basierend auf den ROM Daten von Heuer et al. (2007).....	91
Tabelle 10 - Fixe Muskelparameter des Hill'schen Muskelmodells.	102
Tabelle 11 - Variable Muskelparameter des Hill'schen Muskelmodells.	103
Tabelle 12 - Verwendete Muskelparameter zur Simulation eines Ferkelmuskels (vgl. Günther et al., 2007, Tabelle 2). Parameter der Aktivierungsdynamik nach Hatze: s. Tabelle 10	103
Tabelle 13 - Variable Muskelparameter des Hill'schen Muskelmodells.	106
Tabelle 14 - Übersicht über die verwendeten Drehmomente und Muskelstimulationen zur Simulation der einzelnen Bewegungen. Bei der mittels Muskulatur gesteuerten Flexionsbewegung wurde die Maximalkraft F_{\max} um den Faktor 30 erhöht.	117
Tabelle 15 - Übersicht der Komponenten zur Modellierung des Oberkörpers.	126
Tabelle 16 - Darstellung der berechneten LLW und LSW der individuellen LWS-Modelle sowie der arithmetischen Mittelwerte \bar{x} und Standardabweichungen σ	158

12 Fachausdrücke und Abkürzungen

ALL	ligamentum longitudinale anterius
anterior	vorne gelegen
CE	kontraktiler Element
CL	ligamenta capsularia bzw. Kapselligamente der Facettengelenke
CT	Computertomographie
Bewegungssegment	Wird auch als kleinste funktionelle Einheit bezeichnet und umfasst zwei benachbarte Wirbel, die dazwischenliegende Zwischenwirbelscheibe, beide Facettengelenke sowie die umliegenden Ligamente und Muskeln
dexter	rechts
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
dorsal	rückenwärts
Extension	Streckung
FE	Finite Elemente
FL	ligamentum flavum
Flexion	Beugung
IDP	intradiscal pressure bzw. intradiskaler Druck
inferior	unten gelegen
in-situ	in natürlicher Lage
in-vitro	außerhalb eines lebenden Organismus
in-vivo	innerhalb eines lebenden Organismus
ISL	ligamentum interspinale
ITL	ligamentum intertransversarium
kranial	kopfwärts
kaudal	steißwärts
L1 – L5	erster bis fünfter Lendenwirbel
lateral	seitwärts
Lateralflexion	Seitneigung
LLW	Lendenlordosewinkel
LSW	Lumbosakralwinkel
LWS	Lendenwirbelsäule
MBS	Multi-Body-Simulation
MRT	Magnetresonanztomographie
PEE	parallelelastisches Element
PLL	ligamentum longitudinale posterius

posterior	hinten gelegen
ROM	range of motion bzw. rotatorische Auslenkung
SA	Sakrum
SDE	serielles Dämpfungselement
SEE	seriell elastisches Element
sinister	links
SP	Schwerpunkt
SSL	ligamentum supraspinale
superior	oben gelegen
ventral	bauchwärts
WS	Wirbelsäule
ZWS	Zwischenwirbelscheibe
ZWS _M	Mittelpunkt der Zwischenwirbelscheibe

Eidesstattliche Erklärung

Vor- und Zuname: Nicolas Damm

Geburtsdatum: 13.09.1988

Geburtsort: Diez

Hiermit versichere ich an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation selbständig angefertigt und keine anderen als die angegebenen Quellen benutzt habe. Alle wörtlich oder dem Inhalt nach aus fremden Arbeiten entnommenen Stellen, bildlichen Darstellungen und dergleichen habe ich als solche kenntlich gemacht. Außerdem versichere ich, dass die vorgelegte elektronische mit der schriftlichen Version der Dissertation übereinstimmt und die Abhandlung in dieser oder ähnlicher Form noch nicht anderweitig als Promotionsleistung vorgelegt und bewertet wurde.

Unterschrift
(Nicolas Damm)

Koblenz, 30.07.2019